

Pohybové ústrojí

Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii



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

ročník 19/2012 číslo 1-2



technickoprotetická péče • výroba a servis protéz, ortéz, korzetů • poradenská činnost



Bolevecká 38, 301 00 Plzeň • Tel. 377 529 060-1 • protetikaplzen@volny.cz • www.protetika-plzen.cz

POHYBOVÉ ÚSTROJÍ

ročník 19, 2012, číslo 1+2

datum vydání 28. 2. 2012

REDAKČNÍ RADA

VEDOUcí REDAKTOR:	Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc.
ZÁSTUPCI VEDOUcíHO REDAKTORA:	Prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc. RNDr. Martin Braun, PhD.
VĚDECKÝ SEKRETÁŘ:	MUDr. Miloslav Kuklík, CSc.
ODPOVĚDNÝ REDAKTOR:	Ing. Pavel Lorenc
Prof. MUDr. Jaroslav Blahoš, DrSc.	Prof. Ing. František Maršík, DrSc.
Doc. RNDr. Pavel Bláha, CSc.	Doc. RNDr. Ivan Mazura, CSc.
Prof. Ing. Jan Čulík, DrSc.	MUDr. Pavel Novosad
Doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc.	Prof. MUDr. Ctibor Povýšil, DrSc.
Ing. Hana Hulejová	RNDr. Petr Sedlak, PhD.
Prof. MUDr. Josef Hyánek, DrSc.	Doc. MUDr. Václav Smrčka, CSc.
Prof. MUDr. Jaromír Kolář, DrSc.	Prof. PhDr. Jiří Straus, DrSc.
Doc. MUDr. Petr Korbelář, CSc.	MUDr. Jan Všeticka
Doc. MUDr. Vladimír Kříž	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	Ass. Prof. Jacques Cheneau, MD, Saint Orens, France
Prof. Tomasz Karski, MD, PhD, Lublin, Poland	Prof. Dr. Med. Zoran Vukasinovic, Belgrade, Yugoslavia

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,

& 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 dvojčíslo 2× ročně. Každá práce je recenzována.

Objednávky přijímá Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu, s. r. o.

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 & 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 Editors:	Miroslav Petrtýl Martin Braun
Scientific Secretary:	Miloslav Kuklík
Responsible Editor:	Pavel Lorenc

Editorial board

Romuald Bedzinski	Vladimír Kříž
Michael Bellemore	Kazimierz Kozlowski
Jaroslav Blahoš	František Maršík
Pavel Bláha	Ivan Mazura
Jacques Cheneau	Pavel Novosad
Jan Čulík	Čtibor Povýšil
Ivan Hadraba	Petr Sedlák
Hana Hulejová	Václav Smrčka
Josef Hyánek	Jiří Straus
Tomasz Karski	Zoran Vukasinovic
Jaromír Kolář	Jan Všeticka
Petr Korbelař	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)

*Devatenáctý ročník časopisu Pohybové ústrojí
je věnován životnímu jubileu*

profesora Ing. Františka Maršíka, DrSc.

*The 19th volume of Locomotor System journal
is dedicated to the anniversary of*

Professor Eng František Maršík, DSc.

POHYBOVÉ ÚSTROJÍ,

19, 2012, č. 1+2

Pokroky ve výzkumu, diagnostice
a terapii

OBSAH

SLOVO ČTENÁŘŮM –
EDITORIAL 7

OBRÁZEK NA TITULNÍ STRANĚ A POPIS

Trichorinofalangeální dysplazie 9

SOUBORNÉ REFERÁTY

OGINO T.
Klasifikace vrozených defektů
horní končetiny 13

VÍTEČKOVÁ S., KUTÍLEK P., JIŘINA M.
Modelování chůze: přehled 48

PŮVODNÍ PRÁCE

PETRAŠOVÁ Š., ZEMKOVÁ D., MARÍK I.
Vývoj tibiofemorálního úhlu
u českých dětí 63

KUTÍLEK P., ŽIŽKA A., HOZMAN J.,
VÍTEČKOVÁ S.
Identifikace fyziologických pohybů těla
pacienta na lůžku pomocí tenzometrických
snímačů 74

LOCOMOTOR SYSTEM,

19, 2012, No. 1+2

Advances in Research, Diagnostics
and Therapy

CONTENT

A WORD TO READERS –
EDITORIAL 7

TITLE PICTURE AND DESCRIPTION

Trichorhinophalangeal dysplasia 9

REVIEWS

OGINO T.
Classification of congenital differences
of the upper extremity 13

VÍTEČKOVÁ S., KUTÍLEK P., JIŘINA M.
Modeling of gait: a review 48

ORIGINAL PAPERS

PETRASOVA S., ZEMKOVA D., MARIK I.
Development of tibiofemoral angle
in Czech children 63

KUTILEK P., ZIZKA A., HOZMAN J.,
VITECKOVA S.
Identification of patient's physiological
movements on the bed by strain
gauge sensors 74

KASUISTIKY

STRAUS J., SADÍLEK Z., DANKO F., FILIPENSKÁ L.
„Létání miminek“, léčebná
rehabilitace nebo týrání kojenců? 86

MYSLIVEC R., MAŘÍK I., ŠMÍD S., MAŘÍKOVÁ A.,
PETRÝL M., DANEŠOVÁ J.
Remodelace syntetických kostních
štěpů v diáfýze femuru při
jednodobé prolongaci. 96

ZPRÁVY

KUTÍLEK P., HOZMAN J.
Výuka a výzkum v oblasti
experimentální biomechaniky
na FBMI ČVUT v Praze 108

Příhláška řádného člena SPT. 115

Informace o Společnosti pro pojivové
tkáně ČLS JEP 116

Životní jubilea

Prof. Ing. František Maršík, DrSc,
sedmdesátiletý 119

SMĚRNICE AUTORŮM 123

Oznámení úmrtí

Doc. RNDr. Karel Macek, DrSc. 127

CASE REPORTS

STRAUS J., SADÍLEK Z., DANKO F., FILIPENSKÁ L.
„Flying babies“, medical rehabilitation or
maltreatment of infants? 86

MYSLIVEC R., MAŘÍK I., ŠMÍD S., MAŘÍKOVÁ
A., PETRÝL M., DANEŠOVÁ J.
Remodelling of synthetic bone grafts
in femoral diaphysis during one stage
lengthening 96

NEWS

KUTÍLEK P., HOZMAN J.
Teaching and research of experimental
biomechanics at the Faculty of Biomedical
Engineering, CTU Prague 108

Membership application of The Society
for Connective Tissues, Czech Medical
Association J.E. Purkyně, Prague, CZ. 115

Information on the Society for
Connective Tissues, Czech Medical
Association J.E. Purkyně, Prague, CZ 117

Anniversary

Professor Eng Frantisek Marsik, DSc
septuagenarian 119

INSTRUCTIONS FOR AUTHORS . . . 123

Obituary

Assoc Professor
RNDr. Karel Macek, DSc. 127

SUPPLEMENTUM

17. Kubátův podologický den:
Pokroky v diagnostice a léčení
poruch pohybového aparátu.
Lékařský dům, 2.3.-3. 3. 2012 131

SUPPLEMENTUM

17th Improvement in diagnostics
and treatment of locomotor system
disorders, March 2-3, 2012,
The Domus medica, Prague, CZ 131

Vážení čtenáři, autoři a inzerenti,

děkujeme za Vaši pomoc při tvorbě mezioborového odborného recenzovaného časopisu „*Pohybové ústrojí – pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*“.

Dostává se Vám do rukou dvojčíslo časopisu 1–2/2012, věnované životnímu jubileu pana prof. Ing. Františka Maršika, DrSc., člena výboru Společnosti pro pojivové tkáně ČLS JEP a redakční rady časopisu *Pohybové ústrojí – pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*. V suplementu jsou publikována abstrakta sdělení ze 17. Kubátova podologického dne – téma *Pokroky v diagnostice a léčení poruch pohybového aparátu*, Lékařský dům, 2. 3.–3. 3. 2012.

Informace o odborných akcích Společnosti pro pojivové tkáně ČLS JEP a Odborné společnosti ortopedicko-protetické ČLS JEP jsou dostupné na webové doméně Společnosti pro pojivové tkáně ČLS JEP www.pojivo.cz, kterou úspěšně vede a v tomto roce inovoval pan Ing. Alexander Lichý. V záložce *Pohybové ústrojí* (vpravo dole) jsou dostupná jednotlivá čísla a dvojčísla časopisu (včetně Supplement) od roku 1997 do roku 2012 – současně dvojčíslo – ve formátu PDF. The 14th Prague-Lublin-Sydney Symposium je tento rok organizováno ve spolupráci s panem prof. Tomaszem Karskim, MD, PhD a bude se konat ve dnech 16.–23. 9. 2012 v Sarbinowu v Polsku.

Jako v dřívějších letech je předmětem a hlavním posláním časopisu publikovat práce vycházející z výzkumu pojivových tkání, práce orientované na biochemickou, morfologickou, genetickou a molekulární diagnostiku a kostní metabolismus vrozených chorob pohybového ústrojí i získaných vad. Dále práce klinické, týkající se symptomatické léčby metabolických kostních chorob, osteoporózy, sekundární osteoporózy, osteo/spondyloart-rózy, kostních dysplazií, končetinových anomálií, dysmorfických vad pohybového aparátu a genetických syndromů, ale i jiných chorob, které ve svých důsledcích negativně ovlivňují pohybové ústrojí v průběhu lidského života. Pozornost patří pracím z oblasti biomechaniky, neuroadaptivním změnám skeletu, řízené remodelaci pojivových tkání v závislosti na léčebných metodách (kalciotropní léky, rehabilitace, ortoticko-protetické a operační léčení), studiím muskuloskeletálních a neuronálních interakcí (např. působení celotělové vibrace), v neposlední řadě sdělením antropologickým, paleopatologickým a pod. Významné jsou především interdisciplinárně zaměřené práce. V anglickém jazyce jsou publikována sdělení zahraničních, ale i našich autorů. Žádaným doplněním obsahu časopisu jsou zprávy ze sjezdů a konferencí. V rubrice zprávy zveřejňujeme oznámení o životním výročí členů RR časopisu, SPT ČLS JEP a významných osobností, sdělení o prioritních pozorováních, ze studijních a poznávacích cest aj.

V předvánoční době 2011 zemřel pan doc. RNDr. Karel Macek, DrSc., čestný člen SPT ČSL JEP, který se v roce 2004 zasloužil o transformaci Společnosti pro výzkum a využití pojivových tkání (založenou a vedenou 12 let panem prof. MUDr. Milanem Adamem, DrSc.) v dnešní Společnost pro pojivové tkáně.

Jako každoročně uvádíme směrnice pro autory příspěvků, kterým věnuje prosím náležitou pozornost při tvorbě Vašich vědeckých sdělení.

Souhrny prací publikovaných v časopisu jsou excerpovány v EMBASE / Excerpta Medica. K prosazení časopisu Pohybové ústrojí mezinárodně je velmi významné citovat práce uveřejněné v časopisu v příspěvcích posílaných do zahraničních časopisů. Pro zvýšení úrovně časopisu PÚ je nezbytné získávat původní kvalitní práce. Původní práce a kasuistiky doporučujeme publikovat v angličtině s cílem zvýšit zájem o náš časopis v odborném světě. Souhrny původních prací doporučujeme psát co nejvýstižněji, strukturovaně česky a anglicky (objectives, methods, results and discussion), s klíčovými slovy.

Těšíme se na Vaši tvůrčí spolupráci během roku 2012.

Redakční rada



OBRÁZEK NA TITULNÍ STRANĚ ČASOPISU DEMONSTRUJE

TITLE PICTURE DEMONSTRATES

Obrázek na titulní straně časopisu demonstruje charakteristické rentgenologické projevy **Tricho-rhino-falangeálního syndromu, typ 1 (TRPS 1, MIM 190350)**, na základě kterých lze s jistotou potvrdit genetickou diagnózu (stejně jako např. u achondroplazie nebo spondylometafyzární dysplazie, typ Kozłowski). Určení správné diagnózy již v batolecím a předškolním věku je významné nejen pro prognózu, ale zabrání dalšímu finančně nákladnému vyšetřování.

Na obrázku jsou zobrazeny patognomonicky významné rentgenologické změny na snímcích rukou a kyčlí matky a syna a jedné nepříbuzných mladé ženy. Diagnóza pacientů byla stanovena nebo potvrzena v Ambulantním centru pro vady pohybového aparátu v Praze, kde jsou dlouhodobě sledováni.

Ruka

Na obrázku dole a uprostřed jsou RTG snímky levé ruky probanda ve věku 7, 10 a 14 let, které ukazují typické konické epifýzy (Giedion typ 12) i slonovinové epifýzy na distálních článcích 1.–4. prstu (snímek ve věku 7 a 10 let), nápadný je zkrat středních článků zvláště 2.–4. prstu a jejich desaxace v úrovni PIP kloubů (důsledek deformit a předčasné fúze konických epifýz). Dále zkrat 2., 3. a 5. paprsku, na kterém se podílí významně i předčasná fúze distálních epifýz metakarpů. V pravém dolním rohu je RTG snímek levé ruky jeho matky ve věku 24 let se zkratem 2. a 5. paprsku a desaxací v úrovni PIP kloubu 3. a 4. prstu. (biomechanická příčina zkratu a desaxací je stejná jako u jejího syna). V pravém horním rohu je snímek RTG levé ruky nepříbuzné pacientky ve věku 24 let, kde je mírné zkrácení středních článků 2., 3. a 5. prstu a málo vyjádřená desaxace 2. a 3. prstu v úrovni PIP kloubu.

Kyčelní kloub

Na obrázku vlevo jsou snímky pravého kyčelního kloubu v AP a axiální projekci probanda ve věku 7 a 18 let. Na snímku

v 7 letech jsou acetabulum a hlavičky relativně velké, acetabulum je strmější, hlavičky mírně oploštělé, krček krátký varosní. Epifýza hlavičky je plochá a fragmentovaná. V 18 letech v obou projekcích je acetabulum mělké a strmé, hlavička je velká a plochá, hřibovitého tvaru se zobákovitým protažením mediálně.

Nahoře uprostřed jsou pravé kyčelní klouby matky probanda a nepříbuzné pacientky ve věku 24 let. Na obou jsou známky pokročilé koxartrózy. Na snímku uprostřed u matky probanda je výrazně zúžená kloubní štěrbina, protruse acetabula do pánve a okrajové osteofyty na hlavičce. Pokročilá koxartróza a obtíže pacientky byly indikací k náhradě kyčelních kloubů totální endoprotézou již po 40. roce věku.

Rentgenologická diagnostika TRPS-1 je možná již v prvních letech života. Hlavní RTG příznaky jsou zkrácení jedné nebo více falang anebo metakarpů. Charakteristická je epifýzární dysplazie postižených dlouhých kostí s konickými epifýzami (Giedion typ 12), předčasná fúze epifýz a slonovinové epifýzy na distálních článcích prstů rukou. Epifýzy hlavic femurů jsou malé, někdy se vyvíjí morbus pseudo-Perthes, krčky femurů bývají varosní (pozorová-

ní autora) a vzniká předčasná koxartroza. Distální epifýza femuru bývá mírně oploštělá. U novorozenců se typické RTG změny nezjistí. Určení diagnózy radiologickým vyšetřením je možné u dětí i dospělých při současném zhodnocení klinického nálezu.

K typickým klinickým projevům patří krátká postava, řídké, pomalu rostoucí jemné vlasy, předčasné prořídnutí vlasů v čelní krajině, řídké obočí zevně, někdy tenké a křehké nehty. Prominující bambulovitý nos, dlouhé a široké filtrum, úzký horní ret, někdy odstávající uši, nadpočetné zuby a retrognacie. Brachydaktylie jednoho nebo více prstů, otok mezičlankových kloubů s nebo bez distální osové deviace postižených prstů.

Diferenciální diagnóza. Podobné RTG změny skeletu jsou u tricho-rhino-phalangeálního syndromu, typ 2 (TRPS-2), který se ale odlišuje přítomností mnohočetných kartilaginosních exostóz a mentálním defektem. U Albrightovy osteodystrofie a akrodysoostózy jsou metakarpy a falangy obvykle kratší a širší než u TRPS-1 a epifyzární změny jsou odlišné. Thiemannova

choroba se manifestuje bolestivým vřetenovitým otokem postižených kloubů. Postižené epifýzy článků prstů jsou nepravidelné denzity, někdy fragmentované. Ostatní syndromy brachydaktylie se liší typem abnormalit prstů a chyběním faciální stigmatizace (vlasy, nos, uši, rty).

Genetický přenos onemocnění je autosomálně dominantní s významnou variabilitou exprese fenotypu. TRPS-1 je způsoben mutacemi genu TRPS1, které jsou lokalizované na chromosomu 8q24.12. Tento gen kóduje zinek-proužkový transkripční faktor.

Prognóza. Vývoj inteligence u většiny postižených a životní prognóza jsou normální. Faciální dimorfismus a deformity prstů mohou být kosmetickým problémem a indikací k plastickým výkonům. Oploštění a deformace hlavičky femuru je příčinou předčasné koxartrozy a je indikací k řešení totální endoprotézou v dospělém nebo středním věku, kdy se často diagnostikuje i osteopenie a osteoporóza (pozn. autora). Výška dospělých je obvykle pod 10. percentilem, zřídka dosáhne 150 cm u mužů a 140 cm u žen.

Title picture demonstrates **Tricho-Rhino-Phalangeal Syndrome, Type I (TRPS-1, MIM 190350)**. This disorder is important for the radiologists because of distinctive radiographic findings usually in first years of life. On the basis of these findings the genetic diagnosis can be definitely confirmed (identically as e.g. at Achondroplasia or Spondylometaphyseal Dysplasia, Kozlowski type). Determination of genetic diagnosis in first years of life is important not only for prognosis but prevent next financially expensive examination.

At the title picture are shown pathognomonic skeletal changes at X-rays of the hands and hip joints of a mother and son and two affected unrelated women.

The major clinical findings are small stature – the adult height is usually below the tenth centile and may occasionally reach 150 cm in males and 140 cm in females, sparse, slowly growing fine hair, premature frontal balding, sparse eyebrows laterally. Prominent nose with bulbous end, long and wide philtrum, thin upper lip, sometimes prominent ears, supernumerary teeth and retrognathia. Brachydactyly in one or more fingers, swelling of the interphalangeal joints with or without distal axial deviation in affected fingers. Intellectual development and life expectancy are normal.



RTG snímky z archivu Ambulantního centra pro vady pohybového aparátu s.r.o., Olšanská 7, Praha 3
X-rays from archive of Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus Prague

The major radiographic features are shortening of one or more phalanges and/or metacarpals, characteristic epiphyseal dysplasia of affected tubular bones with cone-shaped epiphyses, Giedion type 12, premature epiphyseal fusion and ivory epiphyses in distal phalanges. Small capital femoral epiphyses are sometimes associated with Perthes-like changes.

Differential diagnosis

The tricho-rhino-phalangeal syndrome, type II, differs by the presence of multiple cartilaginous exostoses and mental deficiency. In Albright osteodystrophy and Acrodysostosis the metacarpals and phalanges are usually shorter and broader than in TRPS-1, and the epiphyseal abnor-

malities are different. Other brachydactyly syndromes differ by the type of digital abnormalities and absence of the facial and hair changes characterizing tricho-rhino-phalangeal dysplasia.

Genetics and molecular pathology

The genetic transmission is autosomal dominant with considerable variability of phenotypic expression. TRPS-1 is caused by mutations of the TRPS1 gene located on chromosome 8q24.12. The gene encodes a zinc-finger transcription factor.

Course and prognosis

Facial and digital abnormalities are rarely handled by plastic and hand sur-

geons. Premature coxarthrosis is sometimes indication for hip arthroplasty in adulthood. Early commencement of osteoporosis should be controlled by densitometric examination (DEXA).

Key words: skeletal dysplasia, Tricho-Rhino-Phalangeal Syndrome, Type I, radiologic diagnosis

REFERENCES

1. MOMENI P, GLÖCKNER G, SCHMIDT O, VON HOLTUM D et al. Mutations in a new gene, encoding a zinc-finger protein, cause tricho-rhino-phalangeal syndrome type I. *Nature Genetics* 24, 2000, p. 71–74.
2. SPRANGER JW, BRILL PW, POZNANSKI A. Tricho-Rhino-Phalangeal Syndrome, Type I. In: *Bone Dysplasias. An Atlas of Genetic Disorders of Skeletal Development*, 2nd Ed. Oxford, New York: Oxford University Press, 2002, p. 380–382.
3. TAYBI H, LACHMAN RS. Tricho-Rhino-Phalangeal Dysplasia, Type I. In: *Radiology of Syndromes, Metabolic Disorders, and Skeletal Dysplasias*, 4th ed., St. Louis, Baltimore: Mosby, 1996, p. 943–946.

Author's address

Assoc. Professor Ivo Marik, MD, PhD

Ambulant Centre for Defects of Locomotor

Apparatus

Olšanská 7

130 00 Prague, Czech Republic

E-mail: ambul_centrum@volny.cz

KLASIFIKACE VROZENÝCH DEFEKTŮ HORNÍ KONČETINY

CLASSIFICATION OF CONGENITAL DIFFERENCES OF THE UPPER EXTREMITY

TOSHIHIKO OGINO, MD, PHD

Chairman of the Sapporo Hand Surgery & Congenital Hand Differences
Center, Orthopaedic Hokushin-higashi Hospital

ABSTRACT

Swanson et al tried to classify congenital hand anomalies according to the genetic cause and reported his classification in 1976. Since then, modifications on this classification were made and this classification was adopted by the International Federation of Society for Surgery of the Hand (IFSSH). It has been used widely as an IFSSH classification. It is relatively easy to use this classification, but it has its own limitations. The biggest one occurs in the classification of ectrodactyly. In order to solve these problems, the authors conducted clinical and experimental studies and found that there should be at least four different types of teratogenic mechanisms of congenital defect of the digits. The first one is longitudinal deficiencies due to mesenchymal cell death in an early developmental stage; the second is abnormal induction of digital ray numbers in the hand plate including cleft hand, central polydactyly and syndactyly. The third is constriction band syndrome, which is caused after digital radiations have been formed, and the fourth is transverse deficiency, in which the critical period is not known. Based on these studies, the author modified IFSSH classification and it was adopted by the Japanese Society for Surgery of the Hand and is called Japanese modification of the IFSSH classification (Japanese modification). In this paper, the author introduced the Japanese modification of the IFSSH classification and described some recommendations.

Key words: longitudinal deficiency, radial deficiency, ulnar deficiency, cleft hand, constriction band syndrome, transverse deficiency, symbrachydactyly

INTRODUCTION

When babies with congenital hand deformities are seen, the observed form is usually used as the diagnostic name. The use of various Greek and Latin names to describe common deficiencies has only described an anomaly in another language. Using this method, diagnosis is easy. For example, syndactyly is for webbed or fused digits, polydactyly is for extra digits, macrodactyly is for large digits, and ectrodactyly for defective digits. Talking ectrodactyly as an example, there are various types of ectrodactyly: those with constriction rings, those similar to amputation, those with dysplasia of the upper limb, and those with the radial side or ulnar side defect of the forearm and/or hand. Those deformities of digits are labeled as ectrodactyly, although the causes are divergent.

Swanson et al (37) in 1968 reported a classification of congenital hand deformities based on the concept of embryological failure. However, actually only some of the part of this classification was based on the morphology. After they reported the original classification, modification on this classification was made by Swanson (38) in 1976, and this classification was adopted by the International Federation of Societies for Surgery of the Hand in 1983(39). In this classification, there are seven categories as follows: Category 1, failure of formation of parts (developmental arrest), Category 2, failure of differentiation of parts, Category 3, duplication, Category 4, overgrowth, Category 5, undergrowth, Category 6, congenital constriction band syndrome, and Category 7, generalized skeletal abnormalities. This classification has been used widely and it is relatively easy to use it, but it has its own limitations (15).

In recent years, according to the analysis of clinical cases, cleft hand is a congenital deformity closely related to central polydactyly and syndactyly, and it is different from other absence of digits including longitudinal deficiency (11, 21, 32). The cleft hand is a congenital deformity, similar to central polydactyly and syndactyly, which are caused during the induction of the digital rays in the developmental period of digital radiation (21, 32). Based on this viewpoint, when one examines the radiographs of the clinical cases, in the case of osseous syndactyly between the middle and ring fingers and the polydactyly of the middle finger, if the development of osseous syndactyly occurs in the proximal direction, then it will develop toward the cleft hand (32). In the clinical cases, in the left and right hands of the same patient, the complicated combinations of central polydactyly, osseous syndactyly, and cleft hand do occur. Based on these observations, it is possible that cleft hand is the congenital deformity closely related to central polydactyly and syndactyly. The results of the laboratory-induced cleft hand indicate that if osseous syndactyly or polydactyly develops in the ring finger toward the proximal position, cleft hand also will develop. It also is clear that the time (critical period) when the cleft hand appears is consistent with that of the central polydactyly and syndactyly. A single cause affecting the limb bud in a certain receptive period of the development of the apical ectodermal ridge can induce the deformities (13, 14). The changes of the polydactyly and syndactyly caused by the abnormal induction of the digital ray numbers in the hand plate may be found in the central deficiency. It is difficult to classify these cases according to the IFSSH

classification. Therefore, when classifying congenital deformities of the hand based on genetics, central polydactyly, osseous syndactyly, and cleft hand may be grouped together and included in the same category of abnormal induction of digital ray numbers in the hand plate (21).

On the other hand, in German-speaking areas, transverse deficiency is regarded as a congenital deformity in the same category as congenital amputation, atypical cleft hand and brachysyndactyly, and these deformities are called symbrachydactyly by Müller (12), Blauth and Gekeler (2). According to the classification of Blauth et al (2), Grade 1 consists of short webbed fingers. Typical brachysyndactyly has shortening or absence of the middle phalanges combined with cutaneous syndactyly. Grade 2 is called atypical cleft hand, in which dysplasia of the central digital rays is severe, but complete absence of the fingers rarely occurs. There is no V-shaped depression in the palm of atypical cleft found in the typical cleft hand. Grade 3 is the monodactyly type, in which the thumb remains and there are the vestigial fingers or vestigial nails where the fingers are severely hypoplastic. Grade 4 is the peromelia type, which is also called congenital amputation and all digits are impaired (32). In these cases, the hypoplasia of the bones always appears across the upper limbs. Therefore, these cases are called transverse deficiencies, in contrast with longitudinal deficiency that occurs locally on the long axis of the upper limbs. Among different types of transverse deficiency, there may be intermediate types of deformities. In addition, there are some congenital deformities that can be found in all types: one side impairment; severe dysplasia of the central digital

rays; bone dysplasia in the impaired digits, neighbored digits, or the entire impaired upper limb; and complication of the impairment of the pectoralis major muscle (18, 20). According to these observations, the sequence of deformities from brachysyndactyly, or the atypical cleft hand seems to be a morphological variant of transverse deficiency.

Based on clinical and experimental studies, the classification of congenital hand deformities proposed by IFSSH has been modified by Ogino et al (16) in 1986. This classification has been updated and was adopted by the Japanese Society for Surgery of the Hand (5) in 1996. In IFSSH classification, polydactyly is classified into duplication, syndactyly into failure of formation of parts and typical cleft hand into failure of formation of parts. However, these congenital deformities may appear when the same teratogenic factor acts on embryo at the same developmental period. Therefore, they are included in the fourth new category of abnormal induction of digital rays in this classification. On the other hand, brachysyndactyly is classified into undergrowth and transverse deficiency into failure of formation of parts, and there is no item of atypical cleft hand in IFSSH classification. However, brachysyndactyly, atypical cleft hand or transverse deficiency seems to be developed as morphological variants of symbrachydactyly. Therefore, these deformities are included in the same concept of transverse deficiency as an item of failure of formation of parts. These are the main points of modification of the IFSSH classification. In this paper, the author introduces the Japanese modification of the IFSSH classification and describes some recommendations.

CLASSIFICATION CONGENITAL DIFFERENCES OF THE UPPER EXTREMITY MODIFIED BY THE JAPANESE SOCIETY FOR SURGERY OF TE HAND (2000)

I. Failure of formation of parts (arrest of development)			
A. Transverse deficiency			
A.1	Peripheral hypoplasia type	A.8	Metacarpal type
A.2	Short webbed finger type	A.9	Carpal type
A.3	Tetradactyly type	A.10	wrist type
A.4	Tridactyly type	A.11	Forearm type
A.5	Didactyly type	A.12	Elbow type
A.6	Monodactyly type	A.13	Upper arm type
A.7	Adactyly type	A.14	Shoulder type
B. Longitudinal deficiencies			
B.1	Radial deficiencies	B.2	Ulnar ray deficiencies
B.1.1	Dysplasia of the radius	B.2.1	Dysplasia of the ulna
B.1.1.1	Hypoplasia of the radius	B.2.1.1	Hypoplasia of the ulna
B.1.1.2	Partial absence of the radius	B.2.1.2	Partial absence of the ulna
B.1.1.3	Total absence of the radius	B.2.1.3	Total absence of the ulna
B.1.2	Deformities of the hand	B.2.2	Deformities of the hand
B.1.2.1	Five fingered hand	B.2.2.1	Hypoplasia of the little finger
B.1.2.2	Hypoplastic thumb: Grade 1-5	B.2.2.2	Absence of the 5 th digital ray
B.1.2.3	Absence of more than two digital rays	B.2.2.3	Absence of more than two digital rays
B.1.3	Dysplasia of the elbow	B.2.3	Dysplasia of the elbow
B.1.3.1	Contracture of the elbow joint	B.2.3.1	Contracture of the elbow joint
B.1.3.2	Humeroradial synostosis	B.2.3.2	Humeroradial synostosis
B.1.3.3	Radial head dislocation	B.2.3.3	Radial head dislocation
C. Phocomelia			
C.1	Complete type		
C.2	Proximal type		
C.3	Distal type		
D. Tendon or muscle dysplasia			
E. Absent nail or skin			
II. Failure of differentiation of parts			
A. Synostosis		D. Contracture	
A.1	Humeroulnar synostosis	D.1	Soft tissue
A.2	Humeroradial synostosis	D.1.1	Arthrogryposis multiplex
A.3	Radioulnar synostosis	D.1.2	Webbed elbow (Pterygium cubitale)
A.4	Synostosis of the carpal bones	D.1.3	Clasped thumb
A.5	Metacarpal synostosis	D.1.4	Windblown hand
B. Radial head dislocation		D.1.5	Camptodactyly
C. Symphalangism		D.1.5.1	Single digit type
C.1	Proximal type	D.1.5.1	Multiple digit type
C.2	Distal type	D.1.6	Aberrant muscles
C.3	Combined type	D.1.7	Muscle contracture
		D.1.8	Swan neck deformity
		D.1.9	Button hole deformity
		D.1.10	Nail deformity

II. Failure of differentiation of parts (continued)	
D.2 Bone	E. Tumorous conditions
D.2.1 Kirner deformity	E.1 Hemangioma
D.2.2 Delta bone (Longitudinal epiphyseal brancket)	E.2 Arteriovenous fistula
D.2.3 Madelung deformity	E.3 Lymphangiom
D.3 Others	E.4 Neurofibromatosisx
	E.5 Juvenile aponeurotic fibroma
	E.6 Osteochondromatosis
	E.7 Other

III. Duplication	
A. Thumb polydactyly	B. Central polydactyly: (Central polydactyly should be classified into Category IV.
A.1 Type 1	C. Polydactyly of the little finger
A.2 Type 2	C.1 Well-developed type
A.3 Type 3	C.2 Floating type
A.4 Type 4	C.3 Others
A.5 Type 5	D. Opposable triphalangeal thumb
A.6 Type 6 (Triphalangeal type of thumb polydactyly may appear with Types 3, 4, 5, and 6.) Floating type, others (thenar muscle hypoplasia type and radially deviated type)	E. Other types of hyperphalangism
	F. Mirror hand

IV. Abnormal induction of digital rays	
A. Soft tissue	B. Bone
A.1 Cutaneous syndactyly	B.1 Osseous syndactyly
A.2 Cleft of the palm	B.2 Central polydactyly
	B.3 Cleft hand (absence of central finger rays)
	B.4 Triphalangeal thumb
	B.5 Cleft hand complex

V. Overgrowth	VII. Constriction band syndrome
A. Macroductyly	A. Constriction ring
B. Hemihypertrophy	B. Lymphedema
	C. Acrosyndactyly
	D. Amputation type

VI. Undergrowth	VIII. Generalized skeletal abnormalities & a part of syndrome
A. Microcheiria (Hypoplastic hand)	
B. Brachydactyly	
C. Clinodactyly	IX. Others (including unclassifiable cases)

CATEGORY I.

FAILURE OF FORMATION OF PARTS (ARREST OF DEVELOPMENT)

The category of failure of formation of parts is that group of congenital deficiencies noted by failure or arrest of formation of the limb either complete or partial. In this classification, it is sub-classified into five types: transverse deficiency, longitudinal deficiency, phocomelia, absent tendons or muscles, and absent nail or skin.

A. Transverse deficiencies (so-called symbrachydactyly)

This category includes short webbed finger to amputation like deformities. The most characteristic feature in the roentgenograms of transverse deficiency was that various degrees of bone

hypoplasia existed in the affected fingers, adjacent fingers and a proximal part of the affected limbs. The common features of all types of transverse deficiency were that all cases were unilateral, and in every grade there were some cases associated with the absence of pectoral muscle (2, 27). Finger reduction occurred mainly in the central digital rays, the thumb was least frequently affected and it had a definite pattern that progressed from brachymesophalangy, through the absence of the middle phalanx, that of the proximal and middle phalanges and that of all phalanges, finally to absence of the metacarpal bone.

A.1 Peripheral hypoplasia type

While in short webbed finger type, hypoplasia of the phalanx appears predominantly in the middle phalanges, in this type, it appears predominantly in

Peripheral hypoplasia

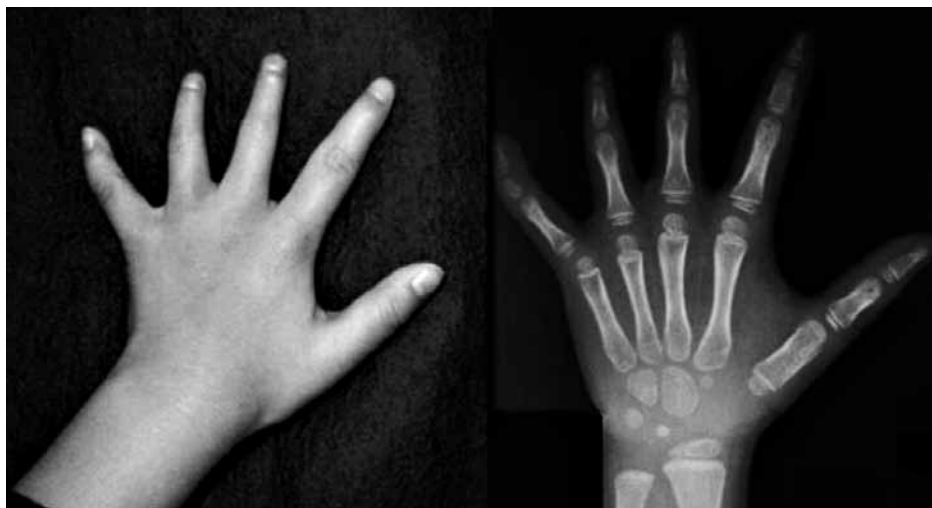


Fig. 1: Transverse deficiency: Peripheral hypoplasia type

Short webbed finger type

Triphalangeal

Diphalangeal

Monophalangeal



Fig. 2: Transverse deficiency: Short webbed finger type: Left: triphalangeal type, Center: diphalangeal type, Right: monophalangeal type

the distal phalanges. Therefore, hypoplasia of the distal phalanx or aplasia of the distal phalanx and absence of nails are characteristic clinical features in this type. Usually syndactyly is not associated in this type **Fig. 1**.

A.2 Short webbed finger type

Short fingers and syndactyly are essential clinical features of this type. Brachymesophalangy, absence of the middle phalanx and/or absence two phalanges including middle phalanges in a single finger ray is commonly observed. Sugiura (35) classified this type into three types, such as triphalangeal type, diphalangeal type, and monophalangeal type **Fig. 2**.

In triphalangeal type, there are brachymesophalangy in some finger rays, in diphalangeal type, there are absence of

the middle phalanges at least in one finger ray, and in monophalangeal type, there are absence of the middle and proximal phalanges at least one finger ray. However, in all types, one can find hypoplasia of the all digits including the thumb.

A.3 Tetradactyly type

All phalanges are missing in one central digit **Fig. 3**.

A.4 Tridactyly type

All phalanges are missing in two central digits.

A.5 Didactyly type

All phalanges are missing in three central finger rays **Fig. 4**. This type is used to be called atypical cleft hand. Atypical

Tetradactyly type



Fig. 3: Transverse deficiency: Tetradactyly type

Didactyly type

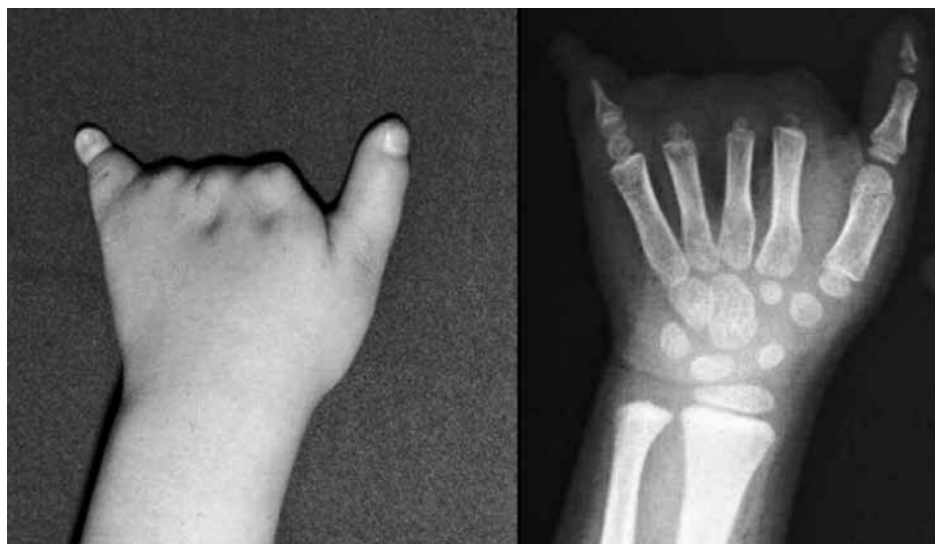


Fig. 4: Transverse deficiency: Didactyly type

Monodactyly type



Fig. 5: Transverse deficiency: Monodactyly type

cleft hand is considered to be a severe deformity of symbrachydactyly and typical cleft hand is considered to be caused by abnormal induction of digital rays. The Congenital Committee of the International Federation of Societies for Surgery of the Hand approved the recommendation that use of the term “Atypical Cleft Hand” be discontinued (9).

A.6 Monodactyly type

All phalanges are missing in ulnar four digital rays. In tetradactyly type to monodactyly type, thumb is always hypoplastic compared to the opposite side **Fig. 5**. There are one or two phalanges in the thumb.

A.7 Adactyly type

All phalanges are missing in the thumb and all finger rays.

A.8 Metacarpal type

In addition to the missing of all phalanges in all digital rays, some part of the metacarpals are missing.

A.9 Carpal type

All skeletal elements distal to the carpal bones and some part of the carpals are missing.

A.10 Wrist type

All skeletal elements distal to the radius including carpal bones are missing.

A.11 Forearm type

All skeletal elements distal to the forearm bone and some part of the forearm bones are missing **Fig. 6**.

Forearm type

Elbow type



Fig. 6: Transverse deficiency: Forearm type (left). Elbow type (right)

A.12 Elbow type

All skeletal elements distal to the elbow joint forearm are missing **Fig. 6**.

A.13 Upper arm type

All or some part of the humerus is missing.

A.14 Shoulder type

All skeletal elements of the upper extremity and some part of the scapula are missing.

B. Longitudinal deficiencies

In IFSSH classification, there are two major categories of congenital absence of digits. One is transverse deficiency and the

other is longitudinal deficiency. Congenital absence of digits confined to the long axis of the upper limb is called longitudinal deficiency. In IFSSH classification, longitudinal deficiency is classified into three types. The absence of digits on the ulnar side is called ulnar deficiency, which of the radial side is called radial deficiency, and that of the central part is called central deficiency or cleft hand. The longitudinal deficiencies considered to be caused due to mesenchymal cell death in an early developmental stage (32). However, many investigators suggested that teratogenic mechanisms of central deficiency were different from those of radial and ulnar deficiencies (32). Therefore, the author classified longitudinal deficiency into radial and ulnar deficiencies (16, 29). Central deficiency has been excluded from this category. Longitudinal deficiency

Hypoplastic thumb (Blauth)

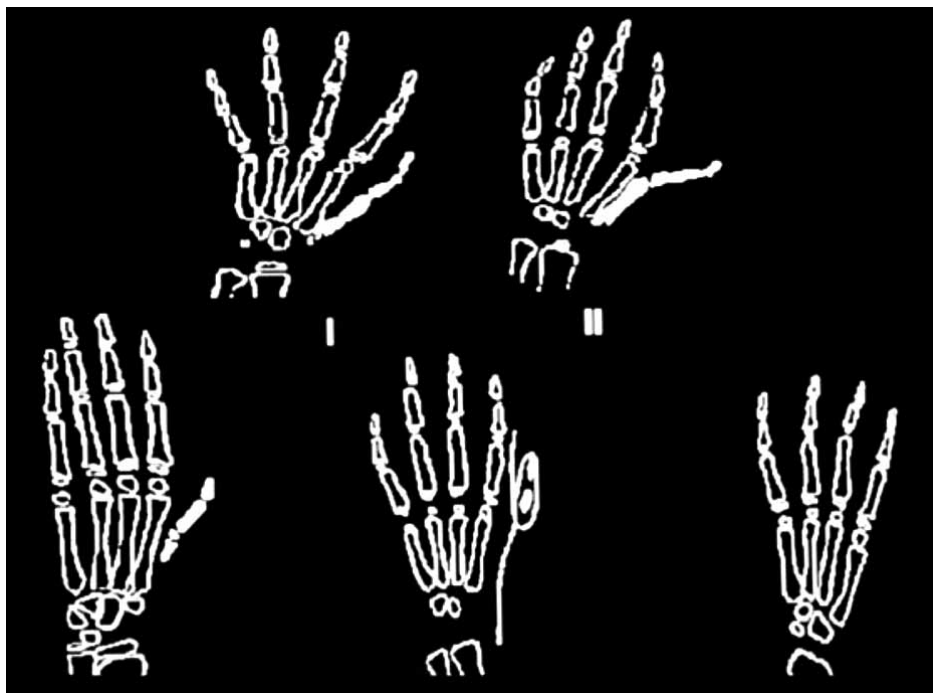


Fig. 7: Blauth's classification for hypoplastic thumb in radial deficiency

means the deformities in which hypoplasia or aplasia of the forearm bone and/or that of the digits are located in radial side or ulnar side of the limb.

B.1 Radial deficiencies

In radial deficiency, the skeletal changes appear in the hand, forearm and elbow in clinical cases. In the forearm, there are 4 types of dysplasia of the radius, such as total absence of the radius, partial absence of the radius, hypoplastic radius and normal radius with hypoplastic thumb (32). In some cases of small children with total absence of the radius, X-ray film does not show any

radius but hypoplastic anlage of the radius becomes to be ossified when they grow up. In such cases, type of the radius dysplasia changes during growth. Hand deformities in radial deficiency are classified according to Blauth's classification (1) **Fig. 7**. In his classification, **Grade 1:** the mildest form and hypoplasia of the thenar muscles without functional disturbance, **Grade 2:** hypoplasia of the thenar muscles associated with adduction contracture of the thumb, **Grade 3:** hypoplasia of the thenar muscles with absence of the first metacarpal base, **Grade 4:** floating thumb, **Grade 5:** the most severe form, total absence of the thumb. Non-opposable triphalangeal

thumb, which is called five-fingered hand, is also one of the types of hypoplastic thumb **Fig. 8**. In some cases, radial two digits such as, the thumb and index finger are absent **Fig. 8**. There are also special type of hypoplastic thumb, in which hypoplastic/absent thumbs and cutaneous syndactyly of the most radial digits (34). In syndactylous type of hypoplastic thumb, complete fusion of the radius and the ulna appears in some cases. Pollex abductus is also sometimes associated with hypoplastic thumb. Pollex abductus is an anomaly in which the flexor pollicis longus attaches not only at its customary insertion, but also into the extensor by a tendon that passes around radial aspect of the thumb (40). Contraction of the anomalous flexor abducts the thumb.

Radial deficiency is sometimes associated with elbow deformities **Fig. 9**. Limitation of the elbow flexion, ankylosis of the elbow, radial head dislocation and radio-ulnar synostosis may be associated

with radial deficiency (32). In radial deficiency, deformity of the hand, that of the radius and that of the elbow appear in various combinations. Therefore, deformities in radial deficiency of a patient should be expressed with combination among dysplasia of the radius, hand and elbow deformities. Most of the deformities belong to radial deficiencies could be expressed with combinations of these deformities. This classification system successfully reflects the multiplicity of the defects of radial deficiencies.

B.2 Ulnar deficiencies

The absence of the finger of the ulnar side is called ulnar deficiency. In severe ulnar deficiency, absence of the digits is sometimes associated with dysplasia of the ulna and/or elbow deformity. Dysplasia of the ulna is classified into 3 types such as, total absence, partial absence, and hypoplasia of the ulna. In some cases,

Radial deficiency: Hand

Five fingered hand

Absence of more than 2 digits



Fig. 8: Hypoplastic thumbs in radial deficiency: Left, Center: Five fingered hand, Right: absence of the thumb and index finger

patients have normal ulna with hypoplastic/absent ulnar fingers. Hand deformities of ulnar deficiencies are classified into 5 types, such as the hypoplasia of the little finger, absence of the little finger, absence of the 2 digital rays of the ulnar side, absence of the 3 digital rays of the ulnar side, and absence of the four digital rays of the ulnar side (32). Deformities of the radial digits sometimes associated with absence of the ulnar digits. Thumb is always present although it is sometimes hypoplastic. And the deformities of the elbow are classified into humeroradial synostosis, radial head dislocation, and flexion contracture of the elbow joint. In ulnar deficiencies, deformities of the hand, dysplasia of the ulna and deformities of the elbow occur in various combinations. Therefore, deformities must be expressed with combination among hand deformity, dysplasia of the ulna and deformities of the elbow as in radial deficiencies. This classification system also successfully reflects the multiplicity of the defects of ulnar deficiencies.

B.3 Proximal type of longitudinal deficiency

Goldfarb et al (6) reported deficiencies of the proximal part of the arm in longitudinal deficiencies. Radial deficiency of the proximal part of the arm includes: a. Hypoplasia and aplasia of the humeral head; and b. Hypoplasia of the glenoid.

Ulnar deficiency of the proximal part of the arm includes; a. Severe radiohumeral synostosis with distal humeral duplication, and b. severe radioulnar synostosis with a large medial exostosis that resembles large medial condyle. The congenital hand committee of the IFSSH recommended that these types also should

include into longitudinal deficiency. However, these are very rare conditions and I wonder whether we should include these items as a part of classification or

Radial deficiency: Elbow

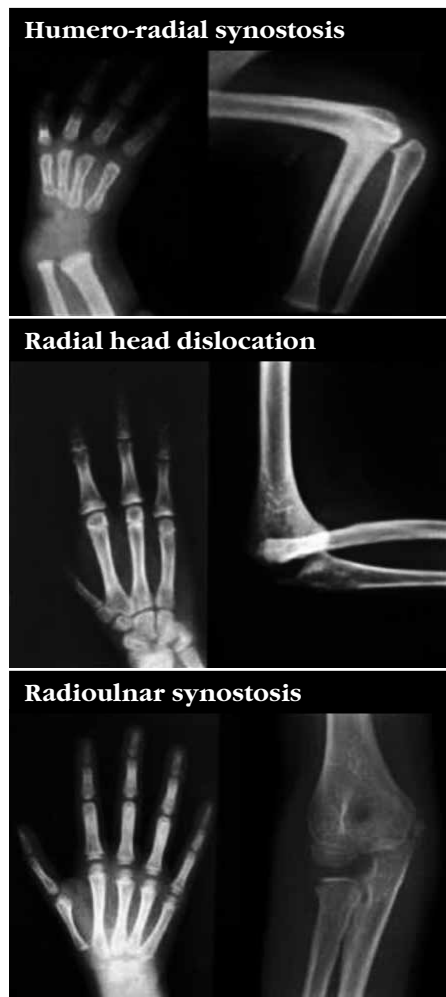


Fig. 9: Combination of elbow deformities and hypoplastic thumb in radial deficiency

Congenital ankylosis of the elbow between humerus and:

radius

ulna

radius & ulna



Fig. 10: Congenital ankylosis of the elbow joint: Left: Humero-radial synostosis, Center: Humero-ulnar synostosis, Right: Humero-radial and humero-ulnar synostoses

not. The Japanese modification does not include these conditions in this category.

C. Phocomelia

Phocomelia is classified into three types as follows: a. Complete type, b. Proximal type, c. Distal type. The major manifestation of complete type phocomelia is absence of the humerus and forearm bones and the hand attached directly to the shoulder girdle.

Proximal type of phocomelia is absence of the humerus, and distal type of phocomelia is absence of the forearm bones.

D. Absent tendons or muscles

Absent of flexor pollicis longus, finger that of extensors and that of pectoralis muscles are included in this item.

E. Absent nail or skin.

Congenital hypoplasia or aplasia of the fingernail is classified into this item.

CATEGORY II. FAILURE OF DIFFERENTIATION OF PARTS

Failure of differentiation or separation of parts is this category, in which the basic unit of the hand and arm have developed, but the final form is not completed. In IFSSH classification, syndactyly is included in this category, but it appears as a result of abnormal induction of the digital ray numbers of the hand plate (13, 14, 21). Therefore, syndactyly is excluded from this category. This category includes incomplete formation of the joint, contracture and deformities due to failure

Congenital radioulnar synostosis



Fig. 11: Congenital radioulnar synostosis: The left side was affected and the forearm was ankylosis in pronation position.

of differentiation of parts, and tumor-like conditions including hamartomas. Incomplete formation of the joint may result in synostosis, congenital dislocation, and ankylosis of digital joint.

A. Synostosis

Synostosis includes humero-ulnar synostosis, humero-radial synostosis, radio-ulnar synostosis, carpal coalition, and metacarpal synostosis. The humero-ulnar synostoses, and humero-radial synostosis, which cause ankylosis of the elbow joint, often appear as a part of ulnar deficiency or that of congenital syndromes, such as

Antley-Bixler syndrome and Apert syndrome (28) **Fig. 10**. Radio-ulnar synostosis occurs mostly in the proximal radioulnar joint but it also occurs in the distal radioulnar joint (17) **Fig. 11**. In some cases, the radius and the ulna fused side by side completely, but it is rare condition (34). Carpal coalition may occur among all carpal bones. The metacarpal synostosis is often occurs in the ring and little finger rays **Fig. 12**. It may occur as an isolated anomaly and also as a part of ulnar deficiency (23). In this deformity, bone fusion occurs only at the base of the metacarpals in some cases, but complete fusion of the adjacent metacarpals may also occur.

Metacarpal synostosis



Fig. 12: Congenital metacarpal synostosis of the ring and little fingers: incomplete fusion: The proximal parts of the ring and little finger metacarpals were fused osseously.

B. Radial head dislocation

In congenital dislocation, radial head dislocation is the most common, but the diagnosis is not easy when it appears as an isolated dislocation that is not associated with other anomalies. In such cases, it is difficult to make differentiation from traumatic one (10).

C. Ankylosis of digital joints

In ankylosis of digital joint, there are symphalangism and congenital ankylosis of the metacarpophalangeal (MP) joint.

Symphalangism is a congenital ankylosis of the finger joint. It includes ankylosis of the proximal interphalangeal (PIP) joint, which is a proximal type, ankylosis of the distal interphalangeal (DIP) joint, which is a distal type, and combination of proximal and distal types (25) **Fig. 13.** In congenital ankylosis of the MP joint, the ankylosis is a partial one and the patient can extend the MP joint of the finger but the patient cannot flex the MP joint completely.

D. Contracture and deformities

Contracture and deformities are caused due to soft tissue abnormalities and skeletal abnormalities. The former one includes arthrogryposis multiplex congenita, pterygium cubitale, clasped thumb, wind-blown hand, and camptodactyly, aberrant muscles, muscle contracture, swan-neck deformity, buttonhole deformity, and nail deformity. The later one includes Kirner's deformity, delta bone, and Medelung's deformity. Clinodactyly may be included in this category.

D.1 Soft tissue

D1.1 Arthrogryposis multiplex congenital

Bilateral upper limbs are involved. The shoulders are adducted, the elbows are extended and the wrists are flexed. The fingers are usually extended and the thumb is extended and adducted position. Muscle weakness of the both arms is evident.

D.1.2 Pterygium cubitale

This is very rare condition and there is a cutaneous web on the anterior elbow

Symphalangism



Fig. 13: Symphalangism: Left: distal symphalangism, Center: Proximal symphalangism, Right: Incomplete symphalangism of the distal and proximal interphalangeal joints

when it is extended, but he elbow extension is severely restricted. Hypoplasia of the elbow is often associated and the radial head is usually dislocated **Fig. 14**.

D.1.3 Clasped thumb

Thumb in palm position is seen in infant, but the thumb can be extended passively. Gradually patient can extend the IP joint of the thumb, but not MP joint of the thumb. If it is followed without treatment, flexion contracture of the MP joint occurs and the IP joint becomes hyper-extended **Fig. 15**.

D.1.4 Windblown hand

Both hands are involved. The MP and PIP joint of the fingers are flexed and there is ulnar deviation of the MP joints. Thumb in palm position is characteristic in this deformity **Fig. 16**. If windblown hands are associated with clubfeet or vertical talus, the case might be distal arthrogryposis (7). If they are associated with micrognathia, the case might be Freeman-Sheldon syndrome. Hand deformity in congenital absence of the extensor muscles of the digits shows similar to the windblown hand deformity.

Webbed elbow: Pterigium cubitale



Fig. 14: Pterigium cubitale: The right elbow had a cutaneous and soft tissue webbing of the anterior elbow associated with dislocation of the radial head and hypoplasia of the elbow joint

Clasped thumb

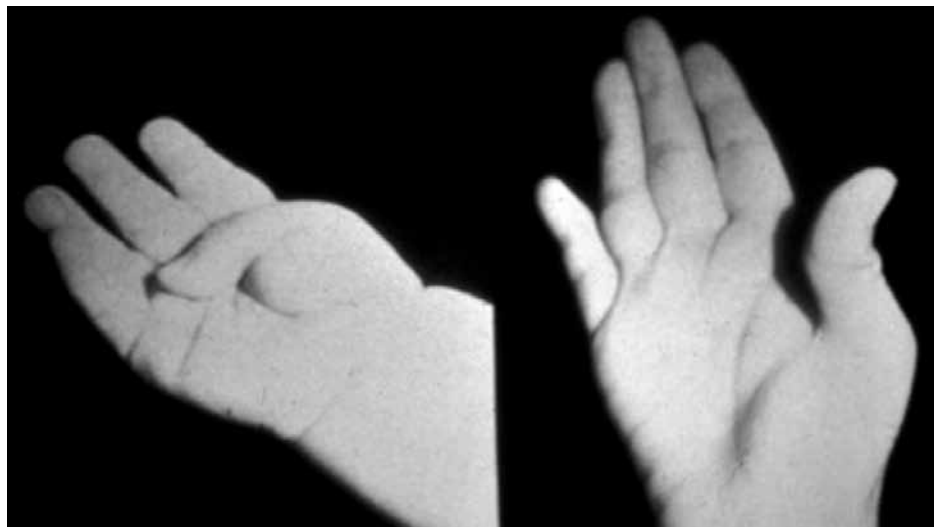


Fig. 15: Clasped thumb: Left: There was thumb in palm deformity, but a flexion deformity of the metacarpophalangeal joint was correctable manually in this infant. Right: The patient could flex the interphalangeal joint, but the flexion deformity of the metacarpophalangeal joint of the thumb was fixed at the school age

Windblown hand



Fig. 16: Windblown hand: Left: The both hands had similar deformity. All digits were flexed and there was overlapping of the fingers soon after birth. The flexion deformity of the metacarpophalangeal joint of the thumb was improved slightly.

D.1.5 Camptodactyly

There are two types of camptodactyly **Fig. 17**. In single digit type, only single digit is involved and usually the little finger is affected. The deformity is noticed in infant in some cases but it is also first noticed in teen-agers in some cases (22). Multiple digit type means multiple digit involvement (26, 42). If multiple digit type is associated with crumpled ear, the case might be Beal's syndrome, which is congenital contractual arachnodactyly (24). Camptodactyly is often associated with cleft hand or thumb hypoplasia. This is not a true camptodactyly. The deformity must be classified according to the underlying conditions.

D.1.6 Aberrant muscles

It is considered that the characteristic clinical features of aberrant muscles are unilateral muscular hyperplasia, aberrant muscles or accessory muscles, ulnar drift of the fingers in the MP joints, flexion contractures of the MP joints, extension contractures of the wrist, and bulky palmar surface (31) **Fig. 18**. However, bilateral involvement of this condition has been reported. Roentgenogram reveals widening of the intermetacarpal spaces. Crossing of the fingers and/or intrinsic plus deformity are sometimes observed.

Camptodactyly



Fig. 17: Camptodactyly: Above: camptodactyly of the little finger; There was a flexion contracture of the proximal interphalangeal joint. Below: Camptodactyly of the multiple digits. There was a limitation of the extension of the digits.

D.1.7 Muscle contracture

In a case of muscle contracture, the range of motion of the joint, where the

affected muscle is a mover, is limited. Usually the affected muscle has short muscle belly and long tendinous portion. The excursion of the muscle is smaller than normal.

Abberant muscle syndrome



Fig. 18: Abberant muscle syndrome: Left: There were enlargement of the hand, ulnar drift of the fingers in the metacarpophalangeal joints, and bulky palmar surface. Right: Roentogenogram reveals widening of the intermetacarpal spaces. The thumb was in extended and abducted position.

D.1.8 Swan-neck deformity

The congenital swan-neck deformity gives rise to the locking phenomena after a few years of progressive laxity of the volar plate and the collateral ligaments and becomes worse with aging.

D.1.9 Buttonhole deformity

Multiple fingers of both hands are affected and the deformity becomes contracture as other deformities.

D.1.10 Nail deformity

Congenital nail deformity includes claw nail, hook nail, clam nail and circumferential nail.

D.2 Bone

D.2.1 Kirner deformity

Kirner deformity is a condition, in which distal phalanx of the little finger has palmar radial curvature. The nail has a similar deformity to the distal phalanx **Fig. 19**. Bilateral fingers are involved more than half cases. The deformity rarely appeared in other finger.

D.2.2 Delta bone

The Delta phalanx is defined that the phalanx in which the epiphyseal growth plate runs longitudinally, although normally, it runs perpendicular to the longitudinal axis of the phalanx **Fig. 20**. The terminol-

Kirner deformity

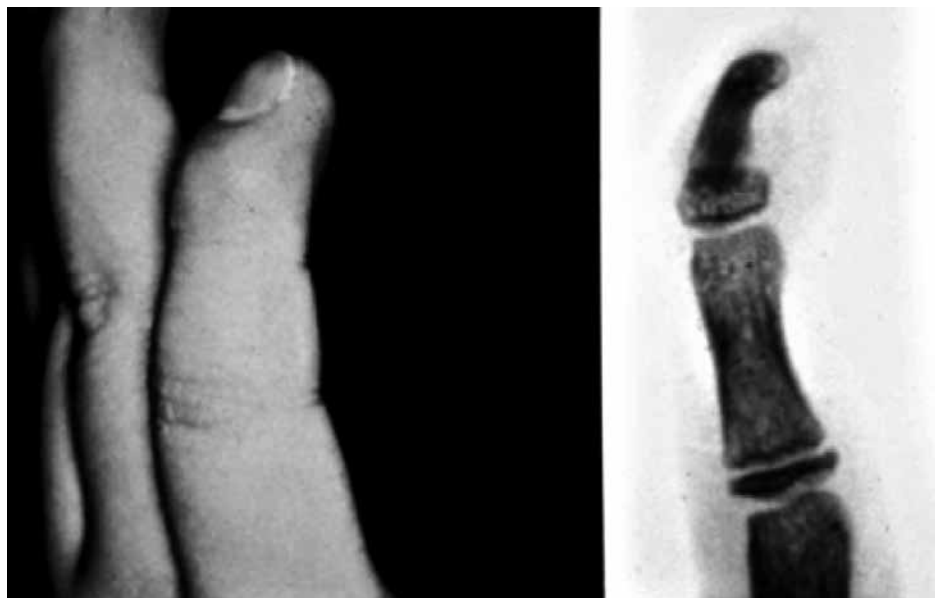


Fig. 19: Kirner deformity of the little finger: The distal phalanx of the little finger had palmar radial curvature.

ogy of delta phalanx is used in the IFSSH classification for congenital hand differences. Some investigators think that the Delta phalanx is not the appropriate terminology and recommend using the longitudinal bracketed diaphysis or the longitudinal epiphyseal bracket (4, 8). The same kind of deformity appears in metacarpal or metatarsal bones. Therefore, the terminology of the Delta bone has been used in the Japanese modification of the IFSSH classification. Delta bone is often associated with other deformities, such as polydactyly and syndactyly. These cases must be classified according to the underlying conditions.

D.2.3 Madelung deformity

The majority of cases of Madulung deformity are caused by hereditary dyschondrosteosis at the wrist. These cases with mesomeric dwarfism must be classified into Category 9 .

E. Tumorous conditions

They includes, haemangioma, arteriovenous fistula, lymphangioma, neurofibromatosis, and juvenile aponeurotic fibroma.

Delta bone associated with synpolydactyly



Fig. 20: Delta phalanges (Delta bones) associated with central synpolydactyly: In the ring finger, there were two Delta phalanges (small arrows), in which the epiphyseal growth plate run longitudinally.

CATEGORY III. DUPLICATION

In IFSSH classification, radial, central, and ulnar polydactyly were included in this category, but central polydactyly appears as a result of abnormal induction of the digital ray numbers in the hand plate and mostly it is associated with syndactyly. Therefore, central polydactyly is excluded from this category.

A. Thumb polydactyly

Thumb polydactyly can be subclassified according to Wassel's classification (41) **Fig. 21** as follows; a) Type 1, b) Type 2, c) Type 3, d) Type 4, e) Type 5, f) Type 6. Triphalangeal type of thumb polydactyly may appear with Types 3, 4, 5, and 6. In such cases, one should describe thumb polydactyly Type 4 radial triphalangeal type. There are other types, such as floating type, thenar muscle hypoplasia type and radially deviated type (19).

Wassel's classification

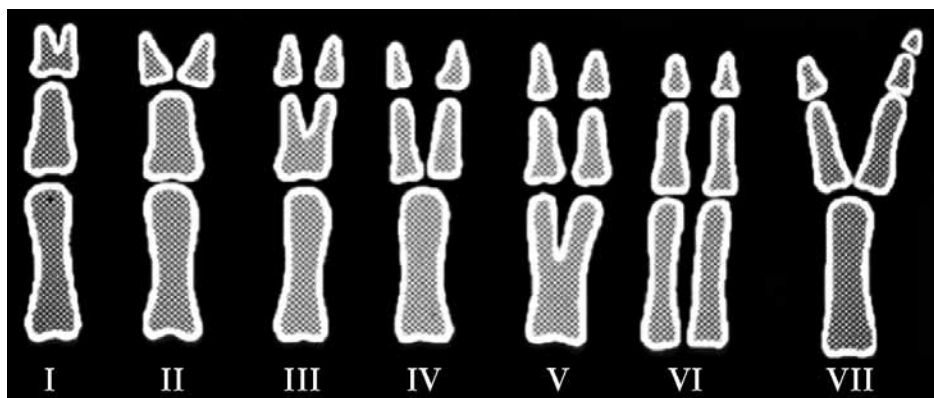


Fig. 21: Wassel's classification for radial polydactyly

Ulnar polydactyly



Fig. 22: Ulnar polydactyly: Left: Well formed type, Right: Floating type

B. Central polydactyly: It should be classified into category IV.

C. Polydactyly of the little finger

It is classified into floating type and well developed type, but there are cases with specific deformity, such as polydactyly of the little finger associated with ankylosis of the MP joint **Fig. 22**.

D. Opposable triphalangeal thumb

There is no item of triphalangeal thumb in IFSSH classification. There are two types of triphalangeal thumb. One is opposable triphalangeal thumb and the other is non-opposable one. Non-opposable thumb is classified into hand deformities of radial deficiency, since thenar muscle is always

absent. Opposable triphalangeal thumb might be formed as a result of incomplete fusion of the duplicated thumb, since X-ray film of the true antero-posterior view of the thumb but not that of the hand often revealed evidence of thumb polydactyly (27) **Fig. 23**. Therefore it is classified in this category. Opposable triphalangeal thumb is often associated with cleft hand with absence of the index finger. This type of triphalangeal thumb should be classified according to the underlying diseases. In opposable triphalangeal thumb without other deformity, the deviation of the thumb is always ulnar ward, but in that associated with cleft hand it is always radial ward and the index finger is missing.

E. Other types of hyperphalangism

Opposable triphalangeal thumb

Type 1

Type 2

Type 3



Fig. 23: Opposable triphalangeal thumb: Type 1: There was a small ossicle between the distal and proximal phalanges in small child. This type may change into Type 2 or 3 during growth. Type 2: The deformity of the epiphysis is so-called triangular epiphysis. This type is considered as a transient form between normal and independently formed middle phalanx. Type 3: There was a triangular or rectangular middle phalanx. This type is a real triphalangeal thumb.

Cutaneous syndactyly and cleft on the palm



Fig. 24: Cutaneous syndactyly and cleft on the palm: These are soft tissue deformities due to abnormal induction of digital rays.

Osseous syndactyly

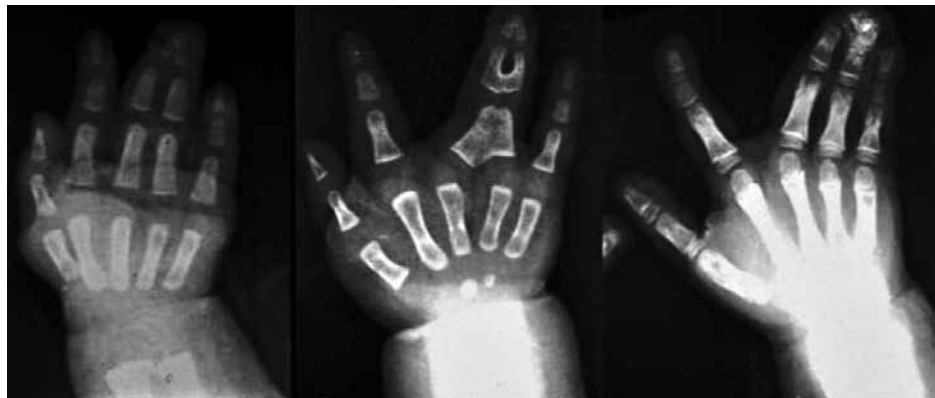


Fig. 25: Osseous syndactyly due to abnormal induction of digital: Left: Distal phalangeal type, Center: Proximal phalangeal type, Right: The ulnar three digits were involved.

F. Mirror hand

In mirror hand, thumb is always missing, but an excess number of fingers are present. In typical mirror hand, there are two ulnas and the radius is missing. In this type of deformity, the motion of the elbow is limited and there is special deformity of the distal end of the humerus. If there is no duplication of the ulna, it is classified into atypical mirror hand. This type has no elbow deformity.

CATEGORY IV. ABNORMAL INDUCTION OF DIGITAL RAYS (ABNORMAL INDUCTION OF DIGITAL RAY NUMBERS IN THE HAND PLATE)

Manifestations of malsegmentation of the digital rays in the hand plate due

to abnormal induction of digital rays are included in this category (29, 32).

As a skin manifestation, there are cutaneous syndactyly and cleft of the palm **Fig. 24**. Cleft of the palm means deep V shaped excessive interdigital space. It appears as an isolated anomaly without absence of the central finger ray, but mostly it is associated with absence of central finger rays. As a skeletal manifestation, there are osseous syndactyly, central polydactyly, absence of the central fingers and triphalangeal thumb **Fig. 25**. Cleft hand means absence of the central fingers. It should be distinguished from cleft of the palm. In cleft hand, usually central single finger, two fingers or three fingers may be missing **Fig. 26**. But in some cases, ulnar four digits or radial four digits are missing. When the index finger seems to be missing, triphalangeal thumb is associated in all cases in our series **Fig. 27**. When only the single digit is preserved, it is necessary to distinguish it from monodactyly type of transverse deficiency and ulnar deficiency

Absent central digit & cleft on the palm

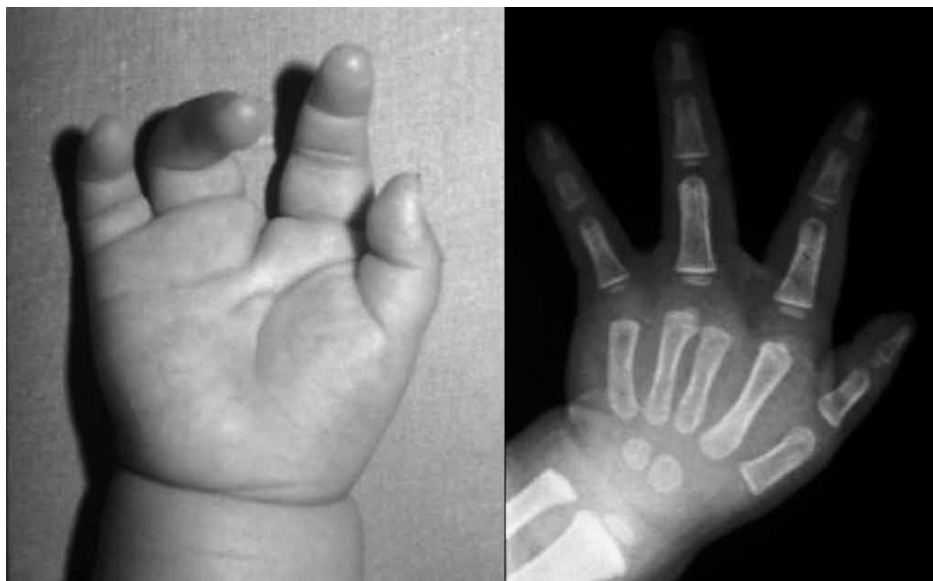


Fig. 26: So called cleft hand due to abnormal induction of digital: The middle finger was missing and there was a cleft on the palm between the middle and ring fingers.

Cleft hand with triphalangeal thumb

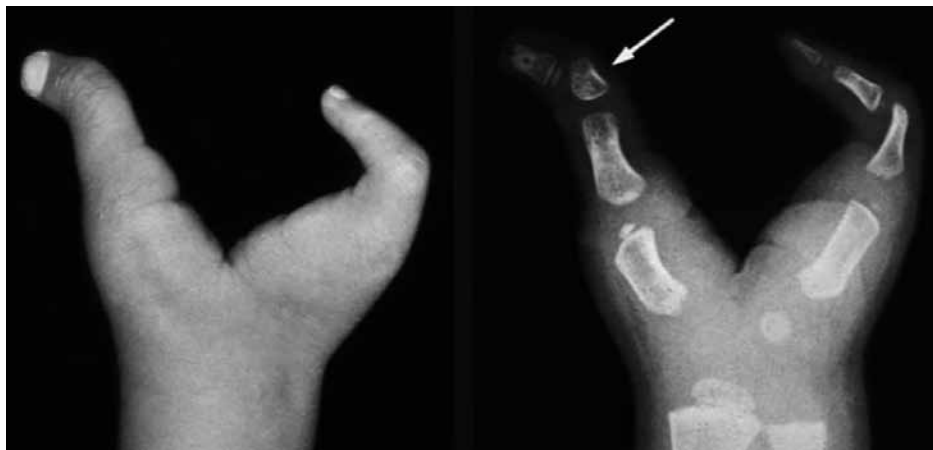


Fig. 27: Cleft hand with triphalangeal thumb due to abnormal induction of digital: There was a triphalangeal thumb and the direction of the deviation was radial, though in opposable triphalangeal thumb it was ulnar.

Central polydactyly & cutaneous syndactyly



Fig. 28: Central polydactyly associated with cutaneous syndactyly

Syndactyly, central polydactyly & cleft on the palm



Fig. 29: So-called cleft hand complex: The deformity can be called cleft hand complex, but this hand deformity should be described with combination among syndactyly, central polydactyly, and cleft on the palm, because there were six metacarpals.

Macroductyly



Fig. 30: Macroductyly: Thumb and index finger were involved. The enlargement of the digital nerves were observed during surgery in this case.

with four-finger defect. In cleft hand, even four digits are absent, hypoplasia of the retained digit, the carpal bone, and the forearm bones does not exist. In ulnar deficiency with four-finger defect, the ulna is completely absent in most cases. Clinodactyly and camptodactyly are sometimes associated with cleft hand. In such cases, associated clinodactyly and camptodactyly should not be classified into other categories, because these deformities seem to be a secondary change due to abnormal induction of the digital rays.

In this category, hand deformity can be expressed with combination of cutaneous syndactyly, cleft of the palm, osseous syndactyly, central polydactyly, triphalangeal thumb, and absence of the central finger rays **Fig. 28**. A cleft hand complex means complex combination of

the manifestations of abnormal induction of digital rays. The author would like to recommend that use of the term “Cleft hand complex” should be discontinued, since the multiplicity of the deformity in this category can be expressed with combination of skin and skeletal manifestations **Fig. 29**.

CATEGORY V: OVERGROWTH

This category includes hemihypertrophy and macroductyly **Fig. 30**. The whole limb, hand or the digits may be affected by overgrowth. Overgrowth due to lymphangioma or hemangioma is classified according to the underlying disease. An aberrant muscle is a rare

Brachydactyly



Fig. 31: Brachydactyly of the thumb and little finger: There was brachytelephalangy of the thumb, brachymesophalangy and brachymetacarpia of the little finger.

condition, which also causes enlargement of the digit and the limb, and is classified into failure of differential of part. Congenital hemihypertrophy is known as Silver-Russell syndrome, in which hemihypertrophy, low birth weight, short stature, elevated urinary gonadotrophins, and characteristic facial features, including triangular shaped face with a broad forehead and pointed, small chin with a wide, thin mouth. Asymmetry of the body is also associated.

In macrodactyly, there are two types, such as one without interstitial lipoma of the nerve and the other is one with interstitial lipoma of the nerve. However, sometimes

it is not easy to distinguish between these types. Most of macrodactylies are associated with hypertrophy of the fat and/or digital nerves, median nerve, or ulnar nerve (30).

CATEGORY VI: UNDERGROWTH

Undergrowth is that category, in which defective or incomplete development of the parts. This category is a supplemental one for the category one, failure of formation of parts. This category includes undergrowth of the whole hand (microcheiria) including undergrowth of the whole limb, brachydactyly, and clinodactyly with shortening of the digit. Brachydactyly includes brachymetacarpia, brachybasophalangy, brachymesophalangy, and brachytelephalangy **Fig. 31**. Clinodactyly is deviation of the digit and it is usually associated with shortening of the phalanx.

CATEGORY VII: CONstriction BAND SYNDROME

Constriction band syndrome is caused by the insult after digital radiations have been formed. Congenital constriction band syndrome has four different expressions, such as constriction band, lymphedema associated with constriction band, acrosyndactyly, and amputation. These expressions appear in various combinations (33). However, if a patient has one of these expressions, the diagnosis can be done as congenital constriction band syndrome. In the congenital constriction band syndrome, though the

Cleft on the 4th web space

Stiff little finger

Circumferential nail

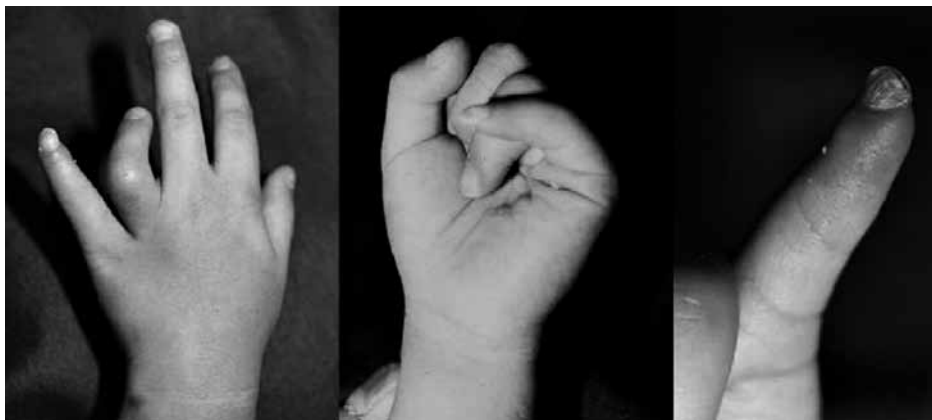


Fig. 32: Unclassifiable case: This is so called ulnar cleft hand without finger defect. In this case, mild cleft of the ring and little finger without finger defect, hypoplasia of the little finger, extension contracture and nail deformity of the little finger.

amputation may extend from the digital tip to the forelimb, or even to the proximal part of the limb, it is considered that no bone dysplasia from the amputated part to the proximal occurs. However, hypoplasia of the metacarpal bones is sometimes observed in adult patients. Hand deformity should be expressed with combination of constriction ring, lymphedema, acrosyndactyly, and amputation type.

CATEGORY VIII: GENERALIZED SKELETAL ABNORMALITIES & A PART OF SYNDROME

Deformities in the hand may be a manifestation of congenital syndromes or that of generalized skeletal abnormalities caused by osteochondrodysplasias. The deformities in this category should be

classified according to the underlying conditions, which are true diagnostic name.

CATEGORY IX: OTHERS

This category includes unclassifiable cases. There might be a lot of rare conditions, which cannot be classified according to this classification. There are also relatively common conditions, which cannot be classified according to this classification. In the later group, at least two major groups. One is so called ulnar cleft hand without finger defect, but characteristic clinical features of this condition are different from various types of abnormal induction of digital rays including cleft hand. So called ulnar cleft hand is characterized with combination of various degrees of cleft of the ring and little finger without finger defect, hypoplasia of

Metacarpal snostosis as a part of hand deformities

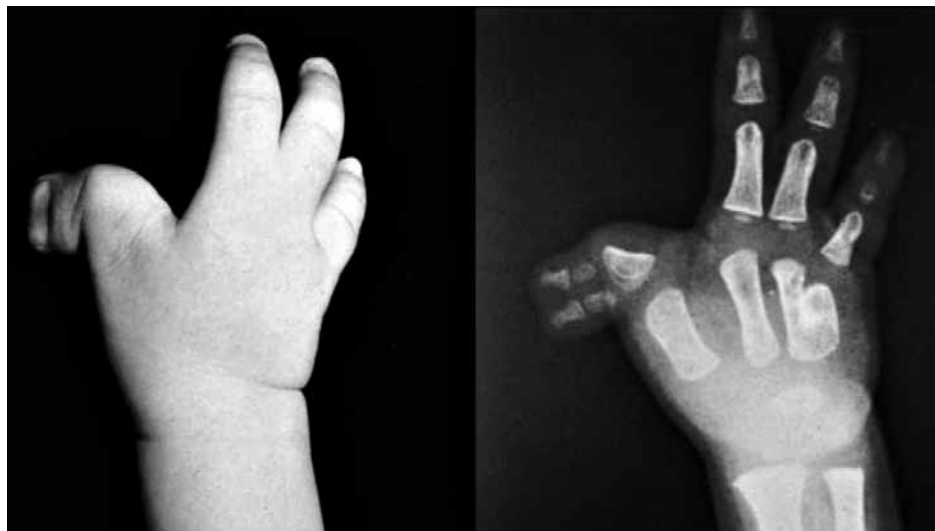


Fig. 33: Unclassifiable case: This deformity was unilateral involvement. The affected hand was hypoplastic compared with the opposite hand. One finger was absent but it is difficult to determine which finger was missing. The absence of the finger ray might be induced by abnormal induction of the digital ray

the little finger, hypoplasia of hypothenar muscles, contracture or symphalangism of the little finger and nail deformity of the little finger **Fig. 32**. In some cases of this condition is associated with ulnar polydactyly or ulnar deficiency. The other is abnormal induction of the finger ray numbers associated with hypoplasia of the affected hand. This deformity is mostly unilateral involvement. The characteristic features of this condition seem to be those of transverse deficiency and those of abnormal induction of digital rays. That means the hand has cleft of the palm, syndactyly, central polydactyly, osseous syndactyly and/or absence of the central fingers. But it is sometimes difficult to say which finger rays are missing. The

other characteristic features are unilateral involvement, hypoplasia of the whole affected hand compared to the opposite hand (3) **Fig. 33**.

SUMMARY AND CONCLUSIONS

When Swanson, Barsky and Entin published the original version of the IFSSH classification (37), they stated as "A workable classification must employ a simple, easily remembered terminology. An ideal classification could be made by grouping cases according to etiology. Unfortunately, however, the etiology of many of these defects is still obscure.

Enough basic information has been collected, nonetheless, to group cases according to the parts have been primarily affected by certain embryological failure.” According to the advances of molecular biology and genetics, the causes of some of the congenital hand anomalies have been clarified. But most of the etiology of many of these defects is still obscure. The situation has not been changed 33 years after they published the first version of the IFSSH classification. Swanson (36) also stated as “The clinician’s role in clarifying the pathogenesis of limb defects should be to observe and record the various deformities as he sees them, and then attempt to relate them to the embryologists’ and geneticist’ studies as to their chronological ontogenetic development. The author agrees their opinion.

In IFSSH classification, polydactyly is classified into duplication, syndactyly into failure of formation of parts and typical cleft hand into failure of formation of parts. However, these congenital deformities may appear when the same teratogenic factor acts on embryo at the same developmental period. Therefore, they are included in the same category of abnormal induction of digital rays in our modified classification. On the other hand, brachysyndactyly is classified into undergrowth and transverse deficiency into failure of formation of parts, and there is no item of atypical cleft hand in IFSSH classification. However, brachysyndactyly, atypical cleft hand or transverse deficiency seems to be developed as morphological variants of symbrachydactyly. Therefore, these deformities are included in the same concept of transverse deficiency as an item of failure of formation of parts. When we use modified classification, the

deformities, which belong to the same category, would not be classified into different categories. This is a profitable point of this classification.

In our modification of the IFSSH classification, sub-classification was made according to the morphology and the deformities of each limb were described with combination of the deformity of its part. This method makes possible to describe the multiplicity of the deformities of the limb in each case. This is also a profitable point of this classification.

REFERENCES

1. BLAUTH W. Der hypoplastische Daumen, Archiv für Orthopädische und Unfall-Chirurgie 62: 225–246, 1967 (In German).
2. BLAUTH W, and Gekeler J. Zur Morphologie und Klassifikation der Symbrachydactylie. Handchirurgie 4: 123–128, 1971.
3. BUCK-GRAMCKO D, OGINO T. Congenital malformation of the hand: non-classifiable cases. Hand Surgery 1: 45–61, 1996.
4. CARSTAM N, THEANDER G. Surgical treatment of clinodactyly caused by longitudinally bracketed diaphysis (“delta phalanx”). Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery. 9: 199–202, 1975.
5. Congenital Hand Committee of Japanese Society for Surgery of the Hand. Manual for classification of congenital hand deformities. Journal of the Japanese Society for Surgery of the Hand 13: 455–467, 1996.
6. GOLDFARB CA, MANSKE PR, BUSA R, MILLS J, CARTER P and EZAKI M. Upper-Extremity Phocomelia Reexamined: A Longitudinal Dysplasia. J Journal of Bone and Joint Surgery 87A: 2639–2648, 2005.
7. HALL JG and GREENE G. The distal arthrogryposis: Delineation of new entities – review

and nosologic discussion. *American Journal of Medical Genetics* 11: 185–239, 1982

8. LIGHT TR, and OGDEN JA. The longitudinal epiphyseal bracket: implications for surgical correction. *Journal of Pediatric Orthopedics* 1: 299–305, 1981.

9. MANSKE PR. Symbrachydactyly instead of atypical cleft hand. *Plastic and Reconstructive Surgery* 91: 196, 1993.

10. MARDAM-BEY T, GEL E. Congenital radial head dislocation. *Journal of Hand Surgery* 4 : 316–320, 1979.

11. MIURA T. Syndactyly and split hand. *Hand* 8: 125–130, 1976.

12. MÜLLER W. Die angeborenen Fehlbildungen der menschlichen Hand. Georg Thieme Verlag, Leipzig, 1937. P86–99.

NARUSE T, TAKAHARA M, TAKAGI M, and OGINO T. Early morphological changes leading to central polydactyly, syndactyly, and central deficiencies: an experimental study in rats. *Journal of Hand Surgery* 32A: 1413–1417, 2007.

13. NARUSE T, TAKAHARA M, TAKAGI M, OBERG KC and OGINO T. Busulfan-induced central polydactyly, syndactyly and cleft hand or foot: a common mechanism of disruption leads to divergent phenotypes. *Development, Growth and Differentiation*, 49: 533–541, 2007.

14. OGINO T. Congenital anomalies of the upper limb in our clinic – An application of modified Swanson's classification. *Journal of the Japanese Society for Surgery of the Hand* 2: 909–916, 1986. (In Japanese)

15. OGINO T, MINAMI A, FUKUDA K and KATO H. Congenital anomalies of the upper limb among the Japanese in Sapporo. *Journal of Hand Surgery* 11B: 364–371, 1986.

16. OGINO T, and HIKINO K. Congenital radio-ulnar synostosis: compensatory rotation around the wrist and rotation osteotomy. *Journal of Hand Surgery* 12B: 173–178, 1987.

17. OGINO T and SAITOU Y. Congenital constriction band syndrome and transverse defi-

ciency. *Journal of Hand Surgery* 12B: 343–348, 1987.

18. OGINO T, ISHII S, and MIMANI M. Radially deviated type of thumb polydactyly. *Journal of Hand Surgery* 13B: 315–319, 1988.

19. OGINO T, MIMAMI A and KATO H. Clinical features and roentgenograms of symbrachydactyly. *Journal Hand Surgery* 14B: 303–306, 1989.

20. OGINO T. Teratogenic relationship between polydactyly syndactyly and cleft hand. *Journal of Hand Surgery* 15B: 201–209, 1990.

21. OGINO T, and KATO H. Operative findings in camptodactyly. *Journal of Hand Surgery* 17B: 661–664, 1992.

22. OGINO T, and KATO H. Clinical features and treatment of congenital fusion of the small and ring finger metacarpals. *Journal of Hand Surgery* 18A: 995–1003, 1993.

23. OGINO T, KATO H, OHSHIO I, and TAKAHARA M. Clinical Features of congenital contractural arachnodactyly. *Congenital Anomalies* 33: 85–94, 1993.

24. OGINO T, TAKAHARA M, KATO H, SUGIMOTO Y, and ISHII S. Clinical features of congenital ankylosis of the digital joints of the hand. *Congenital Anomalies* 33: 211–219, 1993.

25. OGINO T, ISHII S, and KATO H. Clinical features and operative findings of congenital flexion deformity of multiple digits. *Congenital Anomalies* 33: 389–397, 1993.

26. OGINO T, ISHII S, and KATO H. Opposable triphalangeal thumb. clinical features and results of treatment. *Journal of Hand Surgery* 19A: 39–47, 1994.

27. OGINO T, ISHII S, and SUGIMOTO Y. Congenital anomalies of the elbow joint – clinical features and classification. *Congenital Anomalies* 35: 447–454, 1995.

28. OGINO T. Current classification of congenital hand deformities based on experimental research. In *Current Practice in Hand Surgery*

-
- (eds P. Saffar P, Amadio CP and Foucher G) Martin Dunitz, London 1997, 337–341 p.
29. OGINO, T. Macrodactyly. In *Congenital Malformations of the Hand and Forearm* (ed Buck-Gramcko D) Churchill Livingstone Inc, Edinburgh 1998, 183–193 p.
30. OGINO T, SATAKE H, TAKAHARA M, KIKUCHI N, WATANABE T, IBA K, and ISHII S. Aberrant muscle syndrome: hypertrophy of the hand and arm due to aberrant muscles with or without hypertrophy of the muscles. *Congenit Anom* (Kyoto). 50: 133–138, 2010.
31. OGINO T. Teratogenic mechanisms of congenital absence of digits. *Locomotor System Advances in Research, Diagnostics and Therapy* 18: 173–193, 2011.
32. PATTERSON T J S. Congenital ring-constriction. *British Journal of Plastic Surgery* 14, 1–31, 1961.
33. SATAKE H, OGINO T, TAKAHARA M, WATANABE T, IBA K. Radial longitudinal deficiencies with hypoplastic/absent thumbs and cutaneous syndactyly of the most radial digits. *Journal of Hand Surgery* 35A: 1497–1501, 2010.
34. SUGIURA Y. Poland's syndrome. Clinico-roentgenographic study on 45 cases. *Congenital Anomalies* 16: 7–28, 1976.
35. SWANSON A B. The treatment of congenital limb malformations. Surgical reconstruction or prosthetic replacement. *Kobe Journal of Medical Science* 11: 41–62, 1965.
36. SWANSON AB, BARSKY AJ, and ENTIN MA. Classification of limb malformations on the basis of embryological failures, *Surgical Clinics of North America* 48: 1169–1179, 1968.
37. SWANSON A B. A classification for congenital limb malformations. *Journal of Hand Surgery* 1A: 8–22, 1976.
38. SWANSON AB, SWANSON GG, TADA K. A classification for congenital limb malformations. *Journal of Hand Surgery* 8: 693–702, 1983.
39. TUPPER JW. Pollex abductus due to congenital malposition of the flexor pollicis longus. *Journal of Bone and Joint Surgery* 51A: 1285–1290, 1969.
40. WASSEL HD. The result of surgery for polydactyly of the thumb, a review. *Clinical Orthopedics and Related Research* 64 : 175–193, 1969.
41. ZANCOLLI EA and ZANCOLLI EA Jr. Congenital ulnar drift and camptodactyly produced by malformation of the retaining ligaments of the skin. *Bulletin of the Hospital for Joint Diseases Orthopaedic Institute* 44: 558–576, 1984.
- Author address:
Toshihiko OGINO, MD
Sapporo Hand Surgery and Congenital Hand Differences Center
Department of Orthopaedic Surgery
Hokusin-Hiashi Hospital,
Higashi-ku, Fushiko 5-jou, 3-choume
Sapporo, 007-0865 Japan
E-mail: hand@OGINO1.com

MODELOVÁNÍ CHŮZE: PŘEHLED

MODELING OF GAIT: REVIEW

VÍTEČKOVÁ S., KUTÍLEK P., JIŘINA M.

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

ABSTRACT

Lidská chůze je dynamický rys, který je složitý a unikátní pro každou osobu. Její analýze je věnováno stále velké úsilí, neboť porozumění faktorům, které ji ovlivňují, a jejich vzájemným závislostem, napomáhá k diagnóze i léčení abnormalit chůze. Nalezení příčin postižení a funkčních omezení může vést k optimalizaci rehabilitací či simulaci výsledků chirurgického zákroku. Tento článek se zabývá právě přehledem přístupů k modelování chůze. Obsahuje klasifikaci modelů dle různých kritérií a zaměřuje se jak na širokou škálu minimalistických modelů založených na jednoduchém fyzikálním modelu obráceného kyvadla, tak i komplexní analytické modely, reflektující skutečnou stavbu dolních končetin.

Klíčová slova: modelování chůze, analýza chůze, model obráceného kyvadla, muskulo-skeletální model

ABSTRACT

Human gait is dynamic feature, which is unique, complex and difficult to mimic. Understanding of factors that affect it and their mutual dependencies, helps to diagnose and treat abnormalities of gait. Defining the causes of impairment and functional limitation can lead to optimization of rehabilitation treatment and simulation of surgical intervention. Therefore, gait modeling is devoted great effort. This article deals with an overview of approaches to gait modeling. It contains classes according to various criteria. Further, review of minimalistic physics-based models and complex analytical models is included.

Keywords: gait modeling, analysis of gait, inverted pendulum model, musculo-skeletal model

ÚVOD

Ačkoliv lidé disponují rozsáhlým repertoárem možných pohybů a chůze se zdá být stereotypní, její analýze je věnována stále velká pozornost. Porozumění chůzi je důležité, neboť se jedná o stěžejní prvek lidského pohybu.

Analýza chůze je studium biomechaniky pohybu zaměřené na kvantifikaci faktorů ovlivňujících funkci dolních končetin (82). Jejich znalost je zásadní pro určení patologií chůze a stability těla. Dále má také nezastupitelnou úlohu v ortotice a protetice při návrhu řízení umělých končetin (protéz či ortoprotéz).

Studium lidské chůze má dlouhou historii a dosavadní znalosti vyplývají především z měření EMG signálu (povrchovými či vnitřními /jehlovými/ elektrodami) spolu s kinematickými a kinetickými.

Určení vztahů a závislostí mezi svalovou aktivitou, kinematickými a kinetickými parametry při chůzi je komplexní úloha. Při chůzi například dochází ke koordinaci více tělesných segmentů nebo také může dojít k ovlivnění pohybu (tj. zrychlení) všech tělesných segmentů jedním svalem (87). Další obtížnosti plynou z velkého objemu měřených a analyzovaných dat o vysoké dimenzi, z nelineárních závislostí a složitých korelací v datech.

Složitost lidské chůze vyústila v širokou škálu modelů, které se liší úrovní detailů, počtem fází chůzového cyklu či počtem parametrů, se kterými pracují. Při dělení modelů podle biologických struktur, které zahrnují, můžeme rozlišit modely se svaly (muskuloskeletální modely) a modely beze svalů (skeletální modely). Muskuloskeletální modely kombinované s nervovým řízením aktivujícím svaly jsou označovány jako neuro-muskuloskeletální modely. Dle složitosti

lze rozdělit analytické modely do dvou skupin: minimalistické modely a komplexní modely. Dalším možným kritériem pro klasifikaci modelů je počet dimenzí, které jsou v modelu uvažovány. Takto by vznikly 2 třídy: 2D (rovinné) a 3D (prostorové). Rovinné (2D) modely jsou v mnoha případech zcela dostačující, neboť často jsou studovány pouze nejvýznamnější pohyby v kloubu, např. pohyb v sagitální rovině (flexe/extenze). Zjednodušením úlohy na rovinný problém dojde k redukci modelů kloubních spojení tak, že umožňují pouze 1 rotační pohyb. Následkem toho také dojde k eliminaci velkého počtu stupňů volnosti a tím i výpočtové náročnosti. Při studiu lidské chůze modely disponují 5 až 50 stupni volnosti (70).

Statistická analýza chůze a její modelování není v tomto článku zahrnuta, neboť statistické modely neslouží primárně k modelování chování částí těla a kinematických a dynamických veličin pohybu. Namísto toho statistické modely vycházejí z existence vzorů zdravé a patologické chůze a analýza je na jejich základě prováděna nejčastěji formou srovnávání dat zdravé a patologické chůze (15). Také modelování a analýza chůze prostřednictvím metod umělé inteligence je mimo rozsah této práce. Jejich přehled však zpracoval Chau (16) a Lai a kol. (47).

Cílem této práce není podat vyčerpávající přehled modelů, ale umožnit nahlédnout do způsobů modelování chůze a ukázat rozmanitost používaných modelů.

MINIMALISTICKÉ MODELÝ

Díky vysokému stupni volnosti soustavy segmentů těla, je obtížné vytvořit přesný

kinematický či dynamický model lidské chůze. Proto jsou využívány zjednodušené modely. K nejjednodušším modelům chůze patří model obráceného kyvadla (**obr. 1**), který vyjadřuje podobnost mezi stojnou dolní končetinou a obráceným kyvadlem. Přeměna potenciální energie na kinetickou energii, za předpokladu, že dolní končetiny jsou tuhé a stojná končetina je v extenzi, poskytuje vzhled do přeměny energií během chůze. Tento model představil Cavagna a kol. v 70. letech (14). Později byl model obráceného kyvadla použit například k vysvětlení změny reakční síly podložky v závislosti na rychlosti chůze (3, 4).

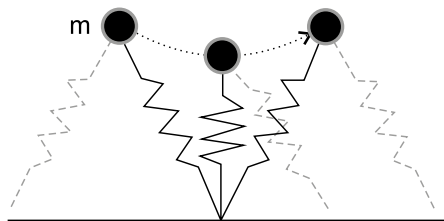
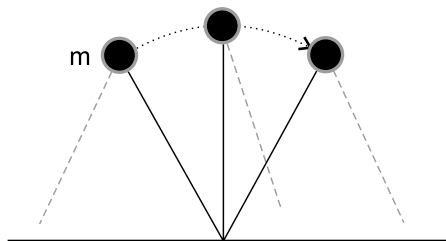
Vzhledem k tomu, že tyto modely nereflktují stavbu dolní končetiny jakožto více-segmentového celku, neposkytují dostatečný náhled na koordinaci vybraných částí těla během chůze. Uvedený model byl následně modifikován a rozšířen o možnost modelování flexe kolene.

Mochon a McMahon představili balistický model chůze (55, 56), který stejně jako model obráceného kyvadla představoval idealizaci lidské chůze. Balistický model vycházel z faktu, že pro pohyb těla během švihové fáze není potřeba, aby svaly generovaly sílu. Elektromyografické záznamy (55) totiž ukázaly, že svaly jsou ní hlavně v prů-

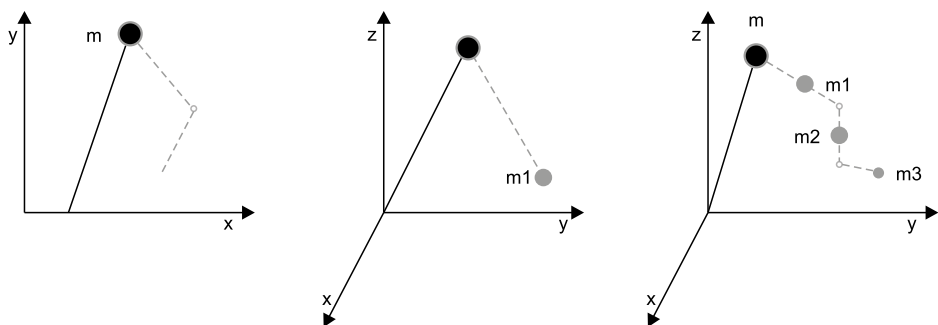
běhu fáze dvojí opory. Po přechodu do švihové fáze činnost svalů oslabuje a končetina se pohybuje vlivem setrvačné a tíhové síly. V tomto modelu je stojná fáze reprezentována jako obrácené kyvadlo, zatímco švihová fáze jako dvojité kyvadlo (**obr. 2**). Model dvojitého kyvadla byl také opakovaně používán k reprezentaci a studiu švihové fáze (9, 21, 64, 81) a výjimečně také k objasnění vlivu stojné končetiny na sledovanou reakční sílu podložky (62, 78).

Park a Kim (63) navrhli model GCIPM (Gravity-Compensated Inverted Pendulum Model), ve kterém přesunuli část celkové hmoty těla do nohy švihové dolní končetiny a zbytek ponechali umístěn jako u základního modelu obráceného kyvadla, tj. v pánvi (**obr. 2**). Tím docílili preciznějšího a stabilnějšího pohybu (ve srovnání se základním modelem).

Jejich model byl dále rozšířen na model s mnohonásobným rozložením hmoty MMIPM (Multiple Masses Inverted Pendulum Model) (2), viz **obr. 2**. Vícenásobným rozložením hmoty bral model na zřetel vliv hmotnosti stehna, bérce a nohy švihové končetiny na dynamiku chůze. Výsledný model disponoval 12 stupni volnosti v sagitální rovině a generoval stabilnější chůzi.



Obr. 1 Minimalistické modely. Tělo je redukováno na hmotný bod o hmotnosti m , stojná končetina je znázorněna plnou čarou, švihová čarou přerušovanou. Vlevo: model obráceného kyvadla, kde dolní končetinu tvoří nehmotná tyč (podle Cavagna a kol. (14)). Vpravo: model obráceného kyvadla s pružinou, kde dolní končetinu tvoří nehmotná pružina (podle Alexandra (5)).

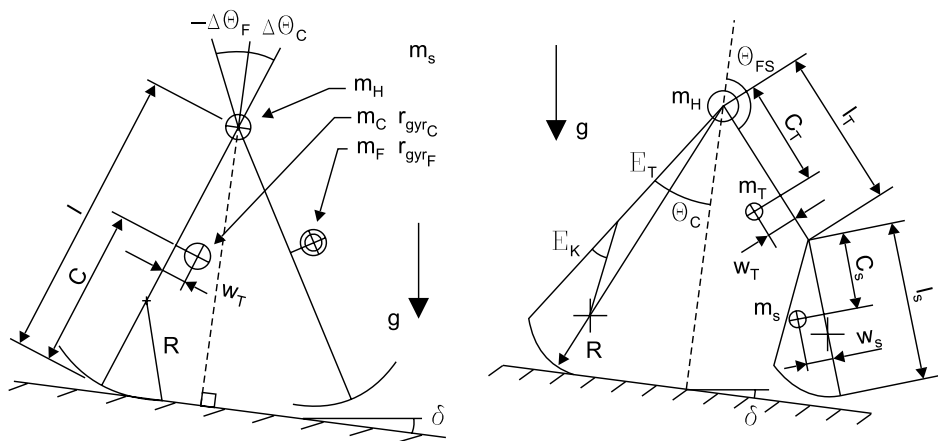


Obr. 2 Modely chůze založené na principu obráceného kyvadla. Tělo je redukováno na hmotný bod (m), stojná dolní končetina je vyznačena plnou čarou, švihová dolní končetina je vyznačena přerušovanou čarou; vlevo: balistický model (podle Mochona a McMahon a kol. (56)); uprostřed: gravity-Compensated Inverted Pendulum Mode (podle Park a Kim (63)); 1. část hmotnosti je přesunuta do nohy švihové končetiny (m_1); vpravo: Multiple Masses Inverted Pendulum Model (podle Alberta a Gertha (2)), s vícenásobným rozložením hmoty nohy ve švihové fázi kroku (m_1 - stehno, m_2 - bérce, m_3 - noha).

Další rozšíření rovinného modelu obráceného kyvadla na prostorový lze nalézt v práci autorů Kajita a kol. (40, 41), Kudoh a Komura (45), Ha a Choi (34), a dále Feng a Sun (24).

Inspirován prací Mochona navrhl McGeer model tzv. pasivní dynamické

chůze (51), který je založen na využití zákona zachování hybnosti, tj. efektivnějším využití hybnosti, která popisuje míru setrvačnosti pohybujících se hmotných segmentů modelu končetin. Výchozí model je založen na jednoduchém oscilujícím systému, který se skládá ze dvou tuhých



Obr. 3 Modely pasivní dynamické chůze; vlevo: schéma modelu pasivní dynamické chůze (51), vpravo: schéma pasivního modelu rozšířeného o pohyb v kolenní (52).

končetin čepově spojených v kyčlích. Dle tohoto principu McGeer zkonstruoval robota, schopného kráčet z mírně nakloněné roviny bez přidání externí energie (vyjma tíhové potenciální energie), viz obr. 3. To je umožněno tím, že potenciální, tj. polohová, energie segmentů těla se transformuje na mechanickou práci pohybujících se segmentů těla, které tímto realizují pohyb chůze po nakloněné rovině. Pasivně dynamické modely jsou morfologicky jednoduché, umožňují snadné pochopení hlavních faktorů systému, přičemž nevyžadují mnoho parametrů pro vlastní popis (25). Jejich stabilitu rozebírá ve své práci: Garcia (25), Kuo (46), a dále Coleman (17).

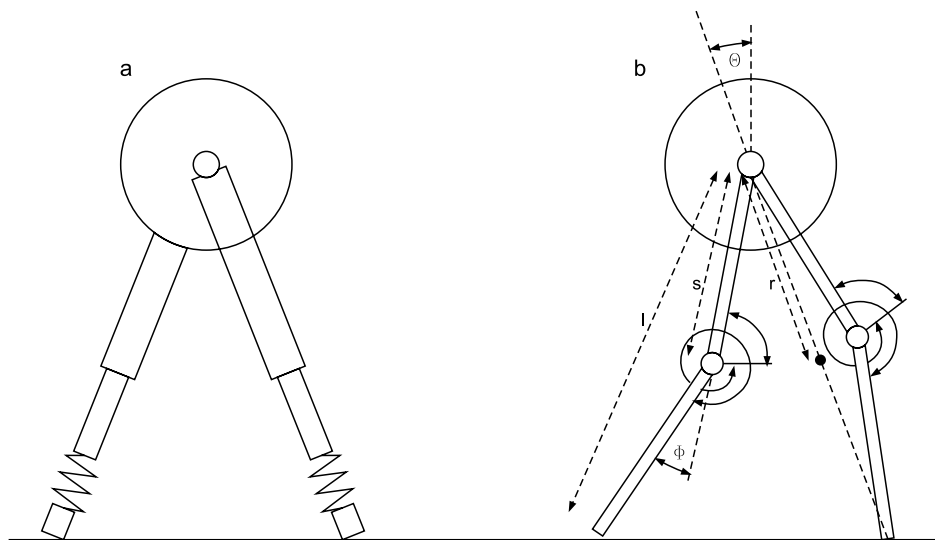
Původní McGeerův model pasivní chůze (51) byl rozšířen o kolena (52) (viz obr. 3), a později na něj navázal Garcia (25) a Wisse (83) s modely s odlišnou distribucí hmoty. Kuo (46) rozšířil rovinný

model na 3D model, kterým ukázal, že cyklus prostorové pasivní chůze je obdobný jako v rovinném modelu a stabilita je řízena šířkou kroku. Bauby a Kuo (8) pomocí tohoto modelu potvrdili hypotézu, že laterální rovnováha je udržována pomocí vizuální a vestibulární zpětné vazby, narozdíl od předozadní rovnováhy, která tuto zpětnou vazbu téměř nevyužívá.

Borzova a Hurmuzlu (13) vytvořili 5segmentový model, do kterého zahrnuli i trup (2× bérce, 2× stehno, 1× trup) a studovali jeho vliv na stabilitu a dynamiku chůze.

Collins (18) připojil horní končetiny k pánvi (trup byl vynechán). Kromě horních končetin a pánve model obsahoval 4 segmenty (2× noha, 2× stehno a bérce) a byl určen ke studiu pohybu horních končetin během chůze.

Pasivní modely jsou alternativou k modelům s vysokou energetickou nároč-



Obr. 4 Model s teleskopickými dolními končetinami (a) (5). Model s točivým kolenním spojením (b) (54).

ností, které jsou často používány pro bipedální kráčejíci roboty, a našly uplatnění jak v biomechanice tak i v robotice. Pasivně dynamicky kráčejíci roboti zaznamenali velký úspěch a jejich omezení kráčet pouze po nakloněné rovině bylo vyřešeno přidáním zdroje energie, který nahrazuje tíhovou potenciální energii během chůze po rovině.

Ačkoliv jsou výše uvedené zjednodušené modely vhodné pro predikci některých důležitých charakteristik (např. rychlost chůze, délku kroku, metabolický výdej při chůzi), mají i svá omezení. Mezi nejdůležitější patří to, že neberou v úvahu podstatné faktory dynamiky chůze, jako jsou pohyby horních končetiny a trupu. A kvůli absenci sil generovaných svaly nejsou tyto modely schopny reprezentovat chůzi při nízké či vysoké rychlosti. Toto omezení (absenci svalů a jimi generovaných sil) se pokusil odstranit Minetti a Alexander (54) a Linde (90). Minetti a Alexander vytvořili model, ve kterém obě dolní končetiny v oblasti kolen obsahují teleskopickou část (viz **obr. 4**) (5). Tyto části, které mohou dolní končetiny prodloužit či zkrátit, reprezentují svaly měnící délku dolní končetiny, flexi a extenzi v koleně a kotníku. Později nahradili teleskopické kolenní spojení za točivé (viz **obr. 4**) (54), a získali tak vysvětlení, proč je při nízkých rychlostech chůze energeticky ekonomičtější než běh. Linde (90) ukázal, že stabilní balistická chůze po rovině, která předpokládá výrazné silové působení svalů pouze na začátku a konci švihové fáze, může být docílena fázovou kontrakcí svalů ovládajících extenzi kyčle a kolene.

Předpoklad tuhých segmentů dolních končetin byl nahrazen předpokladem segmentů elastických, a tím podnítil vznik modelu s nehmotnou pružinou (**obr. 1**). Tento typ modelu je používán pro analýzu

běhu. Modely obráceného kyvadla a modely s pružinou slouží pro porozumění rozdílům a vzájemnému přechodu mezi chůzí a během (5, 23, 48).

KOMPLEXNÍ MODEL Y

Narozdíl od výše popsáných minimalistických modelů, poskytují komplexní modely bližší vzhled do vztahů a závislostí mezi jednotlivými prvky ovlivňujícími chůzi. Skeletální modely se zabývají vztahy mezi silovými momenty, příspěvky momentů k akceleraci, transformací energie, apod. Výhodou skeletálních modelů je to, že při jejich tvorbě nemusí být známy parametry svalů (např. typ svalových vláken, Hillova křivka, viskoelastické vlastnosti). Muskuloskeletální modely navíc uvažují i svaly. Užívány jsou zejména modely tzv. Hillova typu, které zahrnují jak pasivní tak i aktivní vlastnosti kosterního svalu.

KOMPLEXNÍ MODEL Y – SKELETÁLNÍ MODEL Y

Kepple a kolektiv (42) pomocí 7segmentového bezesvalového modelu (2× noha, 2× bérce, 2× stehno, 1× trup) vyhodnocoval příspěvek jednotlivých momentů sil k akceleraci trupu v průběhu druhé poloviny stojné fáze dolní končetiny. Závěrem bylo zjištění, že primárním příspěvatelem k realizaci pohybu je silový moment hlezenních kloubů způsobený zadní svalovou skupinou bérce. Vliv silových momentů na akceleraci trupu se věnoval také Neptune a kol. (57) a Nott a kol. (58).

Kerrigan (44) využil predikční potenciál modelů přímé dynamiky a u pacientů se

spastickou obrnou určoval vliv momentu síly v kyčli na flexi kolene. Využil k tomu 7segmentový model dolních končetin.

Také práce autorů Rileye a Kerrigana (68) byla zaměřena na porozumění vztahu mezi neurologickým poškozením a poruchou chůze. Pomocí 7segmentového modelu (pánev, stehna, bérce, nohy) byl zkoumán vliv akcelerace trupu na úhel v kolenu u pacientů se spastickou obrnou.

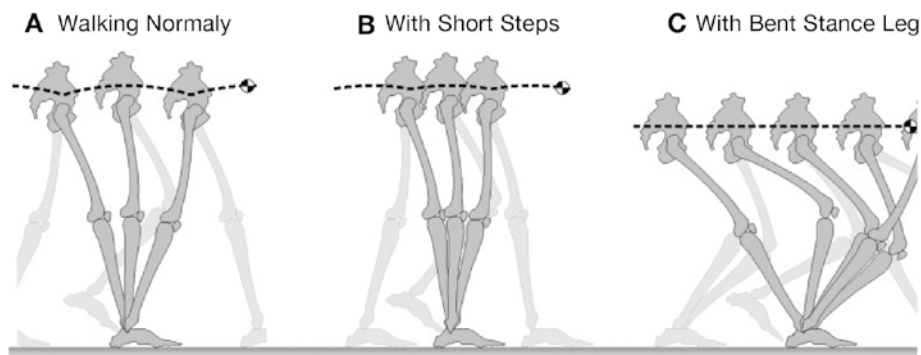
Další modely beze svalů byly použity v ortotice (80), při studiu patologie chůze (31, 53, 62), plánování terapie a sledování vlivu chirurgických zákroků. Sběr dat před a po léčení s následnou aplikací na model je jediný způsob stanovení účinnosti léčení.

KOMPLEXNÍ MODEL Y – MUSKULOSKELETÁLNÍ MODEL Y

V roce 1953 Saunders provedl výzkum, jehož výsledkem bylo určení 6 hlavních parametrů chůze, které přispívají ke zmenšení vertikálního i laterálního posunu těžiště, a tím i ke snížení energetického výdeje

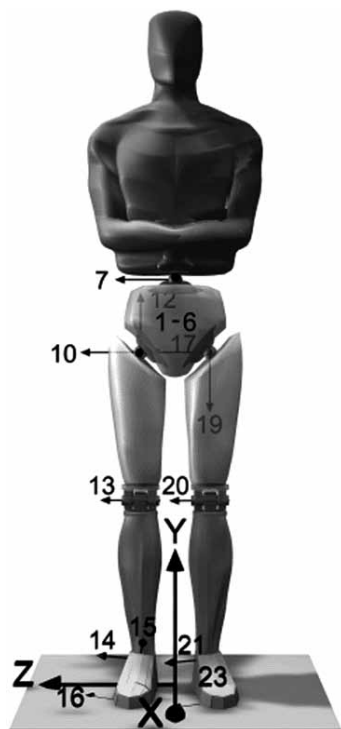
během chůze (73). Byly jimi: rotace pánve v transverzální rovině, náklon pánve v sagitální rovině, flexe kolene, rotace chodidla, koordinace flexe kolene s rotací a laterální posun pánve. Jeho teoretická práce byla později podrobena přezkoumání a některá tvrzení vyvrácena (26). Přezkoumání všech parametrů ukázalo, že některé z nich vedou ke zmenšení posunu a některé vedou naopak k jeho zvětšení (19). Jiné práce se zabývaly vztahem mezi posunem těžiště těla a výdejem energie, přičemž ukázaly, že při vědomé minimalizaci posunu těžiště dochází k nárůstu vydané energie (33, 60), viz **obr. 5**.

Na základě výzkumu provedeného Saundersem vytvořili Anderson a Pandý komplexní 3D muskuloskeletální model (**obr. 6**), jehož cílem bylo určení příspěvků jednotlivých svalů k reakční síle podložky během chůze (6). Model disponoval 23 stupni volnosti, skládal se z 10 segmentů (trup, pánev, 2× stehno, 2× bérce, 2× zadní noha, 2× prsty nohy) a jeho pohyb byl zajištěn 54 svaly (2×24 svalů dolních končetin, 6 břišních a zádočných svalů). Model podložky byl realizován tlumícími pružinami



Obr. 5 Pohyb a vertikální posun těžiště těla během chůze (33). A – normální chůze, B – chůze s kratšími kroky, C – chůze s dolní končetinou ve flexi během stojné fáze.

umístěnými během chůze pod chodidly. Jejich model později využil Goldberg a kol. při určování svalů, které ovlivňují rychlost flexe v kolenním kloubu ve fázi dvojí opory (32). Toho dosáhli postupnými změnami momentů síly ve fázi dvojí opory a pozorováním změny rychlosti flexe v kolenním kloubu. Bhargava a kol. vyvinuli model, jehož prostřednictvím zkoumali spotřebu energie svalu při kontrakci (10). Výstupy modelu byly nejdříve vyhodnoceny srovnáním s výsledky experimentu provedeného na žabím svalu. Poté byly zakomponovány do modelu vytvořeného Andersem a Pandym pro odhad energetické spotřeby



Obr. 6 Schéma komplexního 3D modelu (6).

při chůzi. Odhadovaná spotřeba byla o 29 % vyšší než hodnota získaná při měření. Pandý studoval jak kombinací různých sil (svalové síly, tíhové síly, odstředivé síly) dosáhnout síly takové síly působící na podložku, aby byla srovnatelná se silou měřenou při reálné chůzi (61). K tomu využil 2 zcela odlišné typy modelů. Prvním byl model obráceného dvojitého kyvadla, druhým komplexní model Anderse a Pandýho (6). Výsledky obou modelů ukázaly významný vliv svalů k produkci síly působící na podložku.

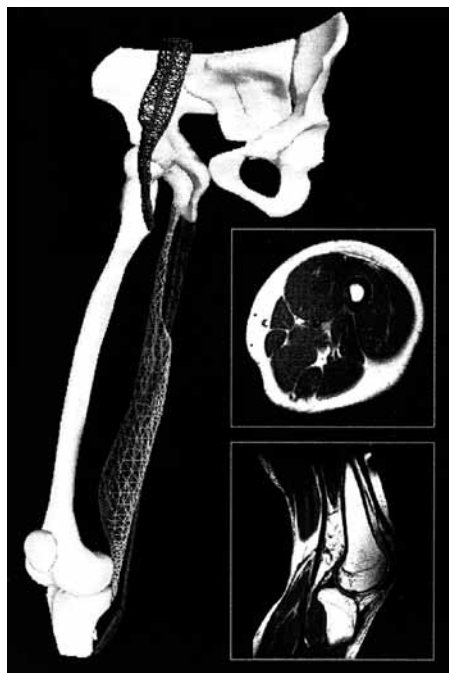
Yamaguchi a Zajac (86) vytvořili muskuloskeletální model s 8 stupni volnosti pro simulaci chůze a efektu elektrické stimulace u paraplegických pacientů. V tomto výzkumu zjistili, že je potřeba stimulovat alespoň 7 svalových skupin každé dolní končetiny k tomu, aby byla paraplegická chůze obnovena na téměř zdravou chůzi. Další biomechanické modely řízení FES (Funkční elektrická stimulace) lze nalézt v práci Popovice a kol. (66).

Gerritsen a kol. simulovali lidskou chůzi 7segmentovým, muskuloskeletálním modelem s 9 stupni volnosti. Model byl ovládán 16 svaly. Během 4 simulací byly testovány různé vlastnosti svalů a výsledky ukázaly, že dynamická stabilita muskuloskeletálního systému je významně ovlivňována dvěma charakteristikami funkčních vlastností svalů, konkrétně závislostí síly na délce svalu a závislostí rychlosti kontrakce na síle svalu (27, 28).

Jonkers také analyzoval funkci individuálních svalů během stojné a švihové fáze chůze (39). V 7segmentovém modelu se 7 stupni volnosti postupně vylučoval aktivací každého z 22 svalů a poté studoval změnu ve výsledných úhlech kloubů. Závěrem bylo, že vliv jednotlivých svalů není omezen pouze na pohyb v kloubech, které sval pokrývá.

Výzkum provedený Dabirim a kolektivem ukázal, že pro dosažení normální kyčelní flexe po transfemorální amputaci je potřeba nadměrná aktivace flexoru kyčle (20). K tomuto výzkumu použili 2D model s kyčelním a kolenním kloubem a 16 svaly.

Pro vývoj muskuloskeletálních modelů chůze jsou velmi často využívány Lagrangeovy rovnice, Kaneova metoda, apod. Alternativou k těmto technikám je technika vazebních grafů (v anglickém originále «bond graph technique»). Jak uvádí Pop (65) pro modelování chůze byly vazební grafy poprvé použity Matthijsem, kdy takto popsal dva 13segmentové modely. Sám Pop navrhl model sestávající z 8 segmentů a využil jej ke studiu reakční síly podložky a jejího působení (65). Hernani



Obr. 7 Rekonstrukce svalového a kostního povrchu ze série snímků MR (7).

a kol. (36) pomocí této techniky vytvořili 7segmentový model určený pro odhad silových momentů kloubů. Dále ji použil Ghafari a kol. (30) při zjišťování efektu zátěže nesené na zádech na svalovou aktivitu při chůzi, přičemž byl vytvořen muskuloskeletální model s 8 stupni volnosti a 20 svalovými skupinami pro simulaci pohybu v sagitální rovině.

Mnoho muskuloskeletálních modelů vychází z měření dospělé zdravé populace (22). Není zcela zřejmé, jak odchylky způsobené rozdílným věkem, výškou a patologií pacienta mohou ovlivnit výstupy těchto modelů (12). To limituje, obzvláště při patologických stavech pacienta, predikci výsledků léčení. Proto jsou kromě obecných muskuloskeletálních modelů vytvářeny i individuální modely, které odrážejí specifitu kosterní a svalové stavby pacienta.

Jedním z přístupů k tvorbě specifických muskuloskeletálních modelů je využití informací získaných pomocí zobrazovacích metod a použití snímků jako primárního zdroje dat. Modely využívající dat ze snímků získaných moderními zobrazovacími metodami umožňují věrně interpretovat anatomii muskuloskeletálního systému (79). Muskuloskeletální modely založené na datech získaných ze snímků magnetické rezonance umožňují přesné biomechanické modelování a analýzu specifické muskuloskeletální geometrie (12).

Moderních zobrazovacích technik využili také Schuttle a kol. (77), Arnold a kol. (7) a modifikovali Delpův obecný model (22) o deformaci krčku femuru (**obr. 7**). Svůj výzkum zaměřili na změnu délky svalů zadní strany stehna a bederních svalů, viz **obr. 6**. Uvedené modely byly použity, mimo jiné, pro odhad délky svalových šlach. Další přehled pokroků v problematice zabývajících se využitím snímků magnetické rezo-

nance při modelování lze nalézt v pracích Blemker a kol. (11, 12) a Schyes a kol. (74, 75, 76). Pro obdobné účely byly použity také ultrazvukové zobrazovací techniky (69) či počítačová tomografie (49).

Kromě studia chůze a jejích patologií jsou komplexní modely dolních končetin používány při analýze běhu (29, 59), skoků, automobilových nehod (35) či v biometrii (85) a dalších oborech. Parciální modely neuvažující celou dolní končetinu (pouze její část) lze najít například v práci autorů Hwang a kol. (37), Yalamanchili a kol. (84), Jenkyn a kol. (38), Saraswat a kol. (71), Rankine a kol. (67), Sasaki a Neptune (72), a dále také v práci autorů Lin a kol. (50), kde je popsán model kolene s 12 stupni volnosti. Rozsáhlý přehled prací zaměřených na analýzu chůze, ukazující synergickou činnost svalů či jejich vliv na koordinaci pohybu lze nalézt v práci Zajac a kol. (88).

ZÁVĚR

Přes zdánlivou snadnost popisu chůze se jedná o náročnou úlohu zahrnující studium kinematických i kinetických parametrů, studium svalové aktivity a dalších fyzikálních a anatomických faktorů.

Minimalistické modely, vyznačující se teoretickým přístupem k chůzi, zdůrazňují používání jednoduchých dynamických modelů a zároveň se zaměřují na průběh celého chůzového cyklu. Tyto modely jsou převážně zaměřeny na stabilitu a energetický výdej těla při chůzi. Jednoduchost těchto modelů je vyvážena tím, že nereflktují některé prvky (např. trup), které mohou výrazně ovlivňovat dynamiku chůze.

Kontrastem k těmto modelům jsou modely zahrnující více prvků a studova-

ných fyzikálních proměnných. Tyto modely, komplexní modely, pak poskytují bližší vzhled do vztahů a závislostí mezi jednotlivými prvky. Také slouží k rozpoznání funkčních úloh jednotlivých svalů během pohybu a hrají klíčovou roli v určování kauzálních závislostí mezi EMG signály a kinematickými i kinetickými parametry chůze (43, 89). V oblasti analýzy chůze jsou aplikovány jak metody inverzí dynamiky, tak i metody přímé dynamiky. Metody inverzní dynamiky umožňují výpočet sil, resp. jejich momentů, působících na dolní končetiny a jejich části během chůze, na základě kinematických parametrů segmentů dolních končetin (pozice, rychlost, zrychlení) a popř. externích sil (např. reakční síla podložky). Vzhledem k tomu, že silové momenty kloubů jsou produkovány převážně svaly, skeletální modely spolu s Newton-Eulerovou inverzní dynamikou poskytují vzhled do kauzálních závislostí mezi svalovými silami a kinetickými parametry chůze (43, 82, 89). Naopak, určení kinematických parametrů ze znalosti působení mezisegmentových sil a momentů, využívají modely dopředné (přímé) dynamiky. Modely inverzní dynamiky jsou často používány v laboratořích při analýze chůze k určení úhlů v kloubech a silových momentů. Modely přímé dynamiky jsou uplatňovány při zkoumání efektů rehabilitace, kosterně-svalových patologií a při návrzích asistivních zařízení (1, 82).

Začlenění moderních zobrazovacích metod do tvorby modelů vede k personalizovaným, detailním a přesnějším individuálním muskuloskeletálním modelům.

Různé modely disponují různými výhodami a zároveň také nevýhodami. Výběr vhodného modelu a jeho parametrů je silně závislý na cílech jeho aplikace.

REFERENCE

1. ALLARD P, CAPOZZO A, LUNDBERG A, et al. Ed.. Three-dimensional analysis of human locomotion. 1997, ISBN: 0471969494
2. ALBERT A and GERTH W. Analytic Path Planning Algorithms for Bipedal Robots without a Trunk. *Journal of Intelligent & Robotic Systems*, Vol. 36, 2003, pp. 109–127.
3. ALEXANDER R. Energy-saving mechanisms in walking and running. *J Exp Biol*, Vol. 160, 1991, No. 1: pp. 55–69.
4. ALEXANDER RM. Simple Models of Human Movement. *Applied Mechanics Reviews*, Vol. 48, 1995, No. 8: pp. 461–470.
5. ALEXANDER RM. A model of bipedal locomotion on compliant legs.. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London – Series B: Biological Sciences*, Vol. 338, 1992, No. 1284: pp. 189–198.
6. ANDERSON FC and PANDY MG. Dynamic Optimization of Human Walking. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 123, 2001, No. 5: pp. 381–390.
7. ARNOLD AS, BLEMKER SS, and DELP SL. Evaluation of a Deformable Musculoskeletal Model for Estimating Muscle-Tendon Lengths During Crouch Gait. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 29, 2001, pp. 263–274.
8. BAUBY CE and KUO AD. Active control of lateral balance in human walking. *Journal of Biomechanics*, Vol. 33, 2000, No. 11: pp. 1433–1440.
9. BECKETT R and CHANG K. An evaluation of the kinematics of gait by minimum energy. *Journal of Biomechanics*, Vol. 1, 1968, No. 2: pp. 147–159.
10. BHARGAVA LJ, PANDY MG, and ANDERSON FC. A phenomenological model for estimating metabolic energy consumption in muscle contraction. *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, 2004, No. 1: pp. 81–88.
11. BLEMKER S and DELP S. Three-Dimensional Representation of Complex Muscle Architectures and Geometries. *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 33, 2005, pp. 661–673.
12. BLEMKER SS, ASAKAWA DS, GOLD GE, et al.. Image-based musculoskeletal modeling: Applications, advances, and future opportunities. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, Vol. 25, 2007, No. 2: pp. 441–451.
13. BORZOVA E and HURMUZLU Y. Passively walking five-link robot. *Automatica*, Vol. 40, 2004, No. 4: pp. 621–629.
14. CAVAGNA GA, THYS H, and ZAMBONI A. The sources of external work in level walking and running.. *The Journal of Physiology*, Vol. 262, 1976, No. 3: pp. 639–657.
15. CHAU T. A review of analytical techniques for gait data. Part 1: fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait & posture*, Vol. 13, 2001, No. 1: pp. 49–66.
16. CHAU T. A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait & posture*, Vol. 13, 2001, No. 2: pp. 102–120.
17. COLEMAN MJ and RUINA A. An Uncontrolled Walking Toy That Cannot Stand Still. *Physical Review Letters*, Vol. 80, 1998, pp. 3658–3661.
18. COLLINS SH, ADAMCZYK PG, and KUO AD. Dynamic arm swinging in human walking. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*
19. CROCE UD, RILEY PO, LELAS JL, et al.. A refined view of the determinants of gait. *Gait & posture*, Vol. 14, 2001, No. 2: pp. 79–84.
20. DABIRI Y, NAJARIAN S, ZAHEDI S, et al.. A Musculoskeletal Driven Forward Dynamics Simulation of Swing Phase of Transfemoral Amputee Gait. *Australian Journal of Basic and Applied Sciences*, Vol. 4, 2010, No. 2: pp. 187–196.

21. DAVY D and AUDU M. A dynamic optimization technique for predicting muscle forces in the swing phase of ga. *Journal of Biomechanics*, Vol. 20, 1987, No. 2: pp. 187–201.
22. DELP SL, LOAN JP, HOY MG, et al.. An interactive graphics-based model of the lower extremity to study orthopaedic surgical procedures. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 37, 1990, No. 8: pp. 757–767.
23. FARLEY CT and FERRIS DP. 10 *Biomechanics of Walking and Running: Center of Mass Movements to Muscle Action. Exercise and Sport Sciences Reviews*, Vol. 26, 1998, No. 1:
24. FENG S and SUN Z. Biped Robot Walking Using Three-Mass Linear Inverted Pendulum Model., Vol. 5314, 2008, pp. 371–380.
25. GARCIA M, CHATTERJEE A, RUINA A, et al.. The simplest walking model: Stability, complexity, and scaling. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 120, 1998, pp. 281–288.
26. GARD SA and CHILDRESS DS. The effect of pelvic list on the vertical displacement of the trunk during normal walking. *Gait & posture*, Vol. 5, 1997, No. 3: pp. 233–238.
27. GERRITSEN KG, VAN DEN BOGERT AJ, and HULLIGER M. Direct dynamics simulation of FES-assisted locomotion., Vol. 2718, 1996, pp. 481–491.
28. GERRITSEN KG, VAN DEN BOGERT AJ, HULLIGER M, et al.. Intrinsic muscle properties facilitate locomotor control – a computer simulation study. *Motor control*, 1998, No. 2: pp. 206–220.
29. GEYER H, SEYFARTH A, and BLICKHAN R. Spring-mass running: simple approximate solution and application to gait stability. *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 232, 2005, No. 3: pp. 315–328.
30. GHAFARI AS, MEGHDARI A, and VOSSUGHI GR. Estimation of Human Lower Extremity Musculoskeletal Conditions During Backpack Load Carrying. *Scientia Iranica*, Transaction B: Mechanical Engineering, Vol. 16, 2009, No. 5: pp. 451–462.
31. GILCHRIST LA and WINTER DA. A multisegment computer simulation of normal human gait. *Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, Vol. 5, 1997, No. 4: pp. 290–299.
32. GOLDBERG SR, ANDERSON FC, PANDY MG, et al.. Muscles that influence knee flexion velocity in double support: implications for stiff-knee gait. *Journal of biomechanics*, Vol. 37, 2004, No. 8: pp. 1189–1196.
33. GORDON KE, FERRIS DP, and KUO AD. Metabolic and mechanical energy costs of reducing vertical center of mass movement during gait.. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 90, 2009, No. 1: pp. 136–144.
34. HA T and CHOI C. An effective trajectory generation method for bipedal walking. *Robotics and Autonomous Systems*, Vol. 55, 2007, No. 10: pp. 795–810.
35. HARDIN EC, SU A, and VAN DEN BOGERT AJ. Foot and ankle forces during an automobile collision: the influence of muscles. *Journal of Biomechanics*, Vol. 37, 2004, No. 5: pp. 637–644.
36. HERNANI R, ROMERO G, and MARTINEZ ML. A Musculoskeletal Human Gait Model Using the Bond Graph Technique., Vol. 31, 2010, pp. 270–273.
37. HWANG SJ, CHOI HS, and KIM YH. Motion analysis based on a multi-segment foot model in normal walking., Vol. 2, 2004, pp. 5104–5106.
38. JENKYN TR, ANAS K, and NICHOL A. Foot Segment Kinematics During Normal Walking Using a Multisegment Model of the Foot and Ankle Complex. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 131, 2009, No. 3: pp. 034504.
39. JONKERS I, STEWART C, and SPAEPEN A. The study of muscle action during single support and swing phase of gait: clinical relevance of forward simulation techniques. *Gait & Posture*, Vol. 17, 2003, No. 2: pp. 97–105.

40. KAJITA S, KANEHIRO F, KANEKO K, et al.. A realtime pattern generator for biped walking., 2002, pp. 31–37.
41. KAJITA S, MATSUMOTO O, and SAIGO M. Real-time 3D walking pattern generation for a biped robot with telescopic legs., Vol. 3, 2001, pp. 2299–2306 vol.3.
42. KEPPEL TM, SIEGEL KL, and STANHOPE SJ. Relative contributions of the lower extremity joint moments to forward progression and support during gait. *Gait & Posture*, Vol. 6, 1997, No. 1: pp. 1–8.
43. KERRIGAN CK. *Gait Analysis in the Science of Rehabilitation.*, 1998,
44. KERRIGAN DC, ROTH RS, and RILEY PO. The modelling of adult spastic paretic stiff-legged gait swing period based on actual kinematic data. *Gait & Posture*, Vol. 7, 1998, No. 2: pp. 117–124.
45. KUDOH S and KOMURA T. C2 continuous gait-pattern generation for biped robots., Vol. 2, 2003, pp. 1135–1140 vol.2.
46. KUO AD. Stabilization of Lateral Motion in Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 18, 1999, No. 9: pp. 917–930.
47. LAI DTH, BEGG RK, and PALANISWAMI M. Computational intelligence in gait research: a perspective on current applications and future challenges. *Trans. Info. Tech. Biomed.*, Vol. 13, 2009, No. 5: pp. 687–702.
48. LEE JK and NAM Y. Knee joint moment estimation using neural network system identification in sit-to-stand movement., 2008, pp. 544–547.
49. LEE RC, WANG Z, HEO M, et al.. Total-body skeletal muscle mass: development and cross-validation of anthropometric prediction models. *The American Journal of Clinical Nutrition*, Vol. 72, 2000, No. 3: pp. 796–803.
50. LIN YC, WALTER JP, BANKS SA, et al.. Simultaneous prediction of muscle and contact forces in the knee during gait.. *J Biomech*, Vol. 43, 2010, No. 5: pp. 945–952.
51. MCGEER T. Passive Dynamic Walking. *The International Journal of Robotics Research*, Vol. 9, 1990, No. 2: pp. 62–82.
52. MCGEER T. Passive walking with knees., 1990, pp. 1640–1645 vol.3.
53. MENA D, MANSOUR JM, and SIMON SR. Analysis and synthesis of human swing leg motion during gait and its clinical applications. *Journal of Biomechanics*, Vol. 14, 1981, No. 12: pp. 823–832.
54. MINETTI AE and ALEXANDER RM. A Theory of Metabolic Costs for Bipedal Gaits. *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 186, 1997, No. 4: pp. 467–476.
55. MOCHON S and MCMAHON TA. Ballistic walking. *Journal of Biomechanics*, Vol. 13, 1980, No. 1: pp. 49–57.
56. MOCHON S and MCMAHON TA. Ballistic walking: an improved model. *Mathematical Biosciences*, Vol. 52, 1980, No. 3–4: pp. 241–260.
57. NEPTUNE RR, KAUTZ SA, and ZAJAC FE. Contributions of the individual ankle plantar flexors to support, forward progression and swing initiation during walking. *Journal of biomechanics*, Vol. 34, 2001, No. 11: pp. 1387–1398.
58. NOTT C, ZAJAC F, NEPTUNE R, et al.. All joint moments significantly contribute to trunk angular acceleration.. *Journal of biomechanics*, Vol. 43, 2010, No. 13:
59. NOVACHEK TF. The biomechanics of running. *Gait & Posture*, Vol. 7, 1998, No. 1: pp. 77–95.
60. ORTEGA JD and FARLEY CT. Minimizing center of mass vertical movement increases metabolic cost in walking. *Journal of Applied Physiology*, Vol. 99, 2005, No. 6:
61. PANDY MG. Simple and complex models for studying muscle function in walking. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences*, Vol. 358, 2003, No. 1437: pp. 1501–1509.

-
62. PANDY MG and BERME N. Quantitative assessment of gait determinants during single stance via a three-dimensional model-Part 1. Normal gait. *Journal of Biomechanics*, Vol. 22, 1989, No. 6-7: pp. 717-724.
63. PARK JH and KIM KD. Biped robot walking using gravity-compensated inverted pendulum mode and computed torque control., Vol. 4, 1998, pp. 3528-3533 vol.4.
64. PIAZZA SJ and DELP SL. The influence of muscles on knee flexion during the swing phase of gait. *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, 1996, No. 6: pp. 723-733.
65. POP C. Body using bondgraphs, Inverse dynamics, Simulation and control., 2000,
66. POPOVIC D, STEIN RB, OGUZT6RELI MN, et al.. Optimal Control of Walking with Functional Electrical Stimulation: A Computer Simulation Study. *IEEE Trans. Rehab.. Eng*, Vol. 7, 1998,
67. RANKINE L, LONG J, CANSECO K, et al.. Multisegmental Foot Modeling: A Review. *CRITICAL REVIEWS IN BIOMEDICAL ENGINEERING*, Vol. 36, 2008, No. 2-3: pp. 127-181.
68. RILEY PO and KERRIGAN DC. Kinetics of stiff-legged gait: induced acceleration analysis. *Rehabilitation Engineering*, *IEEE Transactions on*, Vol. 7, 1999, No. 4: pp. 420-426.
69. SANADA K, KEARNS C, MIDORIKAWA T, et al.. Prediction and validation of total and regional skeletal muscle mass by ultrasound in Japanese adults. *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 96, 2006, pp. 24-31.
70. SAPOTEG, WRÓBELZ, and KOŁODZIEJCZYK M. A System for Remote Diagnosis of Human Gait Dynamic Parameters. *Journal of Medical Informatics & Technologies*, Vol. 6, 2003, pp. IT 107-110.
71. SARASWAT P, ANDERSEN MS, and MACWILLIAMS BA. A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis. *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, 2010, No. 9: pp. 1645-1652.
72. SASAKI K and NEPTUNE RR. Individual muscle contributions to the axial knee joint contact force during normal walking. *Journal of Biomechanics*, Vol. 43, 2010, pp. 2780-2784.
73. SAUNDERS JBDM, INMAN VT, and EBERHART HD. The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. *J Bone Joint Surg Am*, Vol. 35, 1953, No. 3: pp. 543-558.
74. SCHEYS L, CAMPENHOUT AV, SPAEPEN A, et al.. Personalized MR-based musculoskeletal models compared to rescaled generic models in the presence of increased femoral anteversion: Effect on hip moment arm lengths. *Gait & Posture*, Vol. 28, 2008, No. 3: pp. 358-365.
75. SCHEYS L, DESLOOVERE K, SPAEPEN A, et al.. Calculating gait kinematics using MR-based kinematic models. *Gait & Posture*, Vol. In Press, Corrected Proof, 2011.
76. SCHEYS L, JONKERS I, LOECKX D, et al.. Image Based Musculoskeletal Modeling Allows Personalized Biomechanical Analysis of Gait., Vol. 4072, 2006, pp. 58-66.
77. SCHUTTE LM, HAYDEN SW, and GAGE JR. Lengths of hamstrings and psoas muscles during crouch gait: Effects of femoral anteversion. *Journal of Orthopaedic Research*, Vol. 15, 1997, No. 4: pp. 615-621.
78. SIEGLER S, SELIKTAR R, and HYMAN W. Simulation of human gait with the aid of a simple mechanical model. *Journal of Biomechanics*, Vol. 15, 1982, No. 6: pp. 415-425.
79. SMITH DK, BERQUIST TH, AN KN, et al.. Validation of three-dimensional reconstructions of knee anatomy: CT vs MR imaging. *Journal of Computer Assisted Tomography*, Vol. 13, 1989, No. 2: pp. 294-301.
80. TASHMAN S, ZAJAC FE, and PERKASH I. Modeling and Simulation of Paraplegic Ambulation in a Reciprocating Gait Orthosis. *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 117, 1995, No. 3: pp. 300-308.
-

-
- 81.** WHITTLESEY SN, VAN EMMERIK RE, and HAMILL J. The swing phase of human walking is not a passive movement.. Motor control, Vol. 4, 2000, No. 3: pp. 273–292.
- 82.** WINTER DA Ed.. The Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological. 1990,
- 83.** WISSE M, SCHWAB AL, and VAN DER HELM FCT. Passive dynamic walking model with upper body. Robotica, Vol. 22, 2004, pp. 681–688.
- 84.** YALAMANCHILI S, ABBOD R, and WANG W. A model to calculate the joint movements and forces in the foot., 2009, pp. 4–532 – 4–536.
- 85.** YAM C, NIXON MS, and CARTER JN. Gait recognition by walking and running: a model-based approach., 2002, pp. 1–6.
- 86.** YAMAGUCHI GT and ZAJAC FE. Restoring unassisted natural gait to paraplegics via functional neuromuscular stimulation: a computer simulation study. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, Vol. 37, 1990, No. 9: pp. 886–902.
- 87.** ZAJAC FE and GORDON ME. Determining Muscle's Force and Action in Multi-Articular Movement. Exercise and Sport Sciences Reviews, Vol. 17, 1989, No. 1:
- 88.** ZAJAC FE, NEPTUNE RR, and KAUTZ SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking: Part II: Lessons from dynamical simulations and clinical implications. Gait & Posture, Vol. 17, 2003, No. 1: pp. 1–17.
- 89.** ZAJAC FE, NEPTUNE RR, and KAUTZ SA. Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations.. Gait & Posture, Vol. 16, 2002, No. 3: pp. 215–232.
- 90.** VAN DER LINDE RQ. Passive bipedal walking with phasic muscle contraction. Biological Cybernetics, Vol. 81, 1999, pp. 227–237.

Author's address:

Mgr. Slávka Vítečková

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta biomedicínského inženýrství

Nám. sítná 3105, 272 01, Kladno

e-mail: slavka.viteckova@fbmi.cvut.cz

tel.: 775 2566 75

Poděkování

Tato práce vznikla za podpory grantu SGS12/206/OHK4/3T/17.

VÝVOJ TIBIOFEMORÁLNÍHO ÚHLU U ČESKÝCH DĚTÍ VE VĚKU OD 4 DO 11.9 LET. ANTHROPOMETRICKÁ STUDIE

TIBIOFEMORAL ANGLE DEVELOPMENT IN CZECH CHILDREN AGED 4 TO 11.9 YEARS. ANTHROPOMETRIC STUDY

PETRASOVA S.^{1), 3)}, ZEMKOVA D.^{2), 3)}, MARIK I.³⁾

¹⁾ Dept. of Anthropology and Human Genetics; Charles University;
Prague; Czech Republic

²⁾ Paediatric Dept.; University Hospital Motol; Prague; Czech Republic

³⁾ Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus; Prague; Czech
Republic

SUMMARY

This study presents reference data about development of tibiofemoral angle in Czech population, performed in 282 preschool and school boys and girls, aged 4.0–11.9 years. In all probands 20 anthropometric parameters were carried out (body height, weight, sitting height and special parameters). We used new non-invasive anthropometric method of calculation for determination of T-F angle and then the tibiofemoral angle were marked and measured from special photographic documentation. Values of tibiofemoral (T-F) angle and intermalleolar (IM) or intercondylar (IC) distances show us the development of lower extremity axis (at region of knee joints) in frontal plane. The authors found that in boys and girls under 12 years of age, the tibiofemoral angle is without any intersexual differences. In Czech group of children the average tibiofemoral angle was $7.01^\circ \pm 2.49^\circ$ with range (min -2.12° , max 15.24°). Tibiofemoral angle does not correlate with chronological age.

But we found significant correlation between T-F angle and body height, weight and BMI (absolute values and SD score).

Key words: anthropometry, tibiofemoral angle, intercondylar and intermalleolar distance, genu varum, genu valgum

Tato studie prezentuje referenční údaje o vývoji tibiofemorálního úhlu u českých dětí. Byla provedena u 282 předškolních a školních chlapců a dívek ve věku 4,0–11,9 let. Bylo měřeno 20 základních a speciálních antropometrických rozměrů, zaměřených na vývoj osy dolních končetin (tělesná výška, hmotnost, výška vsedě a další speciální parametry). Na vývoj osy dolních končetin ve frontální rovině a odchylky od normy nám poukazují hodnoty tibiofemorálního úhlu, intermaleolární a interkondylární vzdálenosti. Použili jsme novou neinvazivní antropometrickou metodu pro výpočet tibiofemorálního úhlu. Antropometrické body zaměřené na T-F úhel byly označené na probandovi a následně změřené goniometrem na speciální fotografické dokumentaci. Bylo zjištěno, že u chlapců a dívek ve věku od 4 do 12 let, je tibiofemorální úhel bez výrazných intersexuálních rozdílů. Průměrná hodnota tibiofemorálního úhlu je v celé skupině dětí $7,01^\circ \pm 2,49^\circ$ (min $-2,12^\circ$, max. $15,24^\circ$). Tibiofemorální úhel v tomto věkovém rozpětí neměl statisticky významný klesající charakter a nekoreluje s chronologickým věkem. Nalezli jsme korelaci mezi T-F úhlem a tělesnou výškou, hmotností a BMI, a to jak v absolutních hodnotách, tak i v SD skóre.

Klíčová slova: antropometrie, tibiofemorální úhel, interkondylární a intermaleolární vzdálenost, varozita, valgozita

INTRODUCTION

The examination and evaluation of growth development and axis of lower extremities belongs to everyday clinical practice of paediatric orthopaedists and clinical anthropologists in Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus in Prague, Czech Republic. Measurements of body height, sitting height and subischial leg lengths help to define body proportions (4, 5, 6). Tibiofemoral angle describes the axial relationship of the femur and tibia in the frontal plane. This angle is formed by the lines drawn at X-ray picture of lower extremities along the diaphysis of femur and tibia and it is called anatomical axis. It differs from mechanical axis of lower extremity that is determined by drawing a line from the centre of the femoral head to the centre of the ankle (3).

The axis of lower extremities develops in childhood (21). For infants and toddlers a varosity (genu varum, bow legs) is physiological status (11, 21). In a few toddlers, bowing of the tibia that is still present at 18 months of age, often more obvious in its lower third, can be recognized as a true developmental genu varum (21).

Genu valgum (valgosity, knock knee) is more obvious in children around three years of age when the distance between the medial malleoli is 5 cm or more in sitting (or lying position). At this age a genu valgum is physiological finding in majority healthy children.

This valgosity is maximal between 3–4 years with average tibiofemoral angle of 9.5–12 degrees (2). Over 95% of the knock knee corrects spontaneously by the age of 6 to 7 years to about 8 degrees of valgus in the girls and 7 degrees in the boys (22). In textbook of orthopaedics

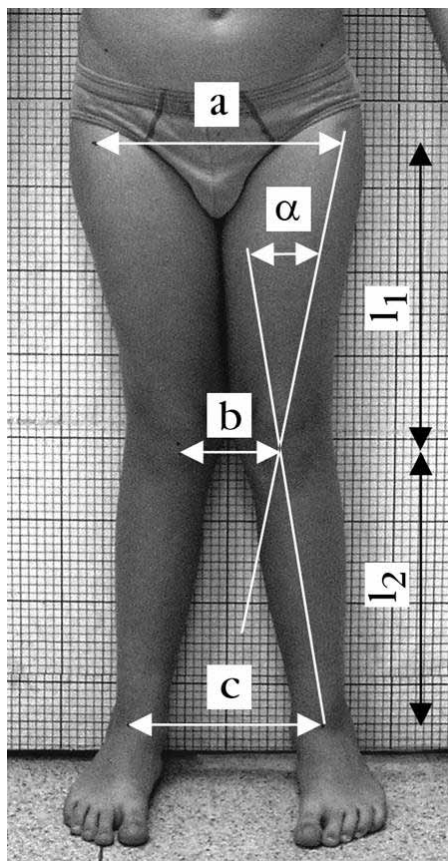


Fig. 1: Anthropological method

is stated physiological range of T-F angle between 5° – 7° valgosity in adulthood (3). The X-rays study by Salenius and Vankka (21) was for a long time the only exact study describing the development and variability of T-F angle. In the last 10 years more studies emerged from different countries (10, 12, 16, 20, 23, 24). In Czech Republic J. Culik and I. Marik in a pilot study in children aged 6 years indicate the range of physiological T-F angle between 3° to 8° (it was measured

on telereöntgenograms made in standing position) (8). The aim of this presented study was to ascertain the development of T-F angle and its variability in Czech children at the age 4–12 years.

Genu valgum of infancy may persist into adolescence or may evolve at the age of 11 years or later. The knock knees of late onset are often continuous with overweight, hyperlaxity syndrome or unrecognized rickets. The deformity usually affects the lower end of the femur. The knock knee associated with bone abnormality should not be missed. Severe bilateral deformities of lower extremity (varosity, valgosity, malposition of hip, knee and ankle joints) aren't only a cosmetics problem. They can be caused by metabolic osteopathies and bone dysplasias. This variety of knock knees or bow legs does not correct spontaneously (13, 20). Biomechanically serious deformities of lower extremity in growth period are marked as pre-osteoarthritis or pre-osteoarthritis disposition (8).

In preschool age a treatment method of choice may be intermittent application of orthoses with high bending pre-stressing (8, 14). Progressive genu valgum or genu varum can be corrected by osteotomy at supracondylar (or upper tibial) level. Osteotomy of distal femur and/or proximal tibia is indicated at skeletally mature patients. In growth period of children precise correction of leg axis can be achieved by partial medial or lateral epiphyseodesis (so-called hemiepiphysodesis) of the tibia or femur (or both) according to auxological prediction. Appropriate time (timing) of this surgical procedure is crucial (19). Right correction of leg axis improves appearance, gait and joint function and prevents formation of early osteoarthritis.

MATERIAL AND METHODS

Our study was carried out in the years 2005–2008 in Prague kindergartens and schools by anthropologists. The reference group consists of 282 children (156 boys, 126 girls) of chronological age ranging from 4.00 to 11.99. The age categories were sorted according to the WHO’s recommendations. The anthropometric examination consists of 20 parameters. The basic standardized anthropometrical method of Martin and Saller (15) or its modification was used for the investigation. Body height, weight and BMI were compared to Czech standards and means of SD score.

For determination of T-F angle we used at first a new anthropometric method (9, 18). The method is non-invasive (without use of x-radiation) based on measurement of the vertical and horizontal distances of given anthropometric points that are depicted at the legs of a standing child. We measured vertical distances between greater trochanter of femurs (trochanterion)

and knees and between knees and ankles, horizontal distances between right and left trochanterion and between centres of both knees and centres of both ankles **Fig. 1**. T-F angle was calculated according to the formula published by Culik and Marik (8):

$$\alpha = \arctg \frac{0,865 \cdot a - b}{2l_1} + \arctg \frac{c - b}{2l_2}$$

The measurements of the distances between the malleoli (intermalleolar distance) and between the femoral epicondyle (intercondylar distance) were taken in a standing position using anthropological slide caliper.

We measured also the distance between centre points of the knee joints (b – distance between the patellar apices) and the centres of the ankle joints (c – centre points between medial and lateral malleoli). For the difference between these two distances we use the abbreviation “ap-mal” (**Fig. 1**).

Age	sex	N	T-F angle (°)				IM (cm)			
			mean	S.D.	lower limit	upper limit	mean	S.D.	lower limit	upper limit
4–4,99 y.	boys	15	6,99	1,64	4,14	10,42	1,07	1,35	0,00	4,10
	girls	16	7,54	2,30	1,61	10,66	1,05	1,23	0,00	4,00
5–5,99 y.	boys	24	6,83	2,59	1,02	11,91	1,09	2,16	0,00	10,40
	girls	29	6,78	2,54	1,78	12,55	0,53	1,07	0,00	3,40
6–6,99 y.	boys	51	5,92	2,27	–2,12	10,29	0,45	0,85	0,00	3,30
	girls	15	7,00	2,68	3,35	13,47	0,35	1,02	0,00	3,80
7–7,99 y.	boys	22	6,84	2,56	1,93	12,77	0,28	0,65	0,00	2,50
	girls	22	7,86	2,91	4,20	14,62	0,27	0,63	0,00	2,20
9–9,99 y.	boys	22	7,49	2,15	4,41	12,59	0,17	0,59	0,00	2,50
	girls	22	8,00	2,15	3,44	11,88	0,62	1,29	0,00	4,70
11–11,99 y.	boys	22	7,54	3,00	1,72	15,24	0,94	2,30	0,00	9,00
	girls	22	6,94	2,41	1,31	11,24	0,41	0,76	0,00	2,20
total	boys	156	7,01	2,49	–2,12	15,24	0,57	1,26	0,00	10,400
	girls	126								

Tab. 1: Basic statistical characteristics

Secondly we performed measurement of T-F angle by a protractor at special photographs of probands. On both legs there were 3 anthropometric points depicted (iliospinale anterius, apex of patella and the centre of ankle joint). These points were joined by lines and T-F angle α was measured by protractor. Heath and Staheli expressed that an angle interpreted photographically closely approximates the true T-F angle (11).

A valgus values being written as positive values of degrees, while varus angle is shown as negative value of degree.

Basic statistical characteristics (number of probands, means and standard deviations) are presented in tables. The difference between T-F angles in various age groups was evaluated by analysis of variance (Anova). Data of boys and girls were compared by Students t-test. Correlations between T-F angle and other parameters were assessed by Spearman's correlation coefficient ($\alpha=0.05$ signed "**", $\alpha=0.01$ signed "***" and $\alpha=0.001$ signed "****").

RESULTS

Tibiofemoral angle (°)

The mean T-F angle was $7.01^\circ \pm 2.49^\circ$ with range (min -2.12° , max 15.24°). An average valgus alignment was observed in all age categories.

The age and sex distribution of the probands, along with the mean T-F angle $\pm$ standard deviation (SD) at various ages and maximum and minimum of intervals are highlighted in **Tab. 1**.

Among boys, minimum mean TF angle 5.92° was observed in the age group of 6 years boys. Maximum mean TF angle 7.54° was observed in the age group of 11 years. While among girls, minimum mean TF angle 6.78° was observed in the age group of 5 years girls, it means one year earlier than in boys. The maximum mean TF angle 8.00° was observed in the age group of 9 years. It means that both sexes reach the maximum before growth spurt. Nevertheless Anova test did not prove dif-

IC (cm)				Ap-Mal			
mean	S.D.	lower limit	upper limit	mean	S.D.	lower limit	upper limit
0,00	0,00	0,00	0,00	1,43	0,88	-0,30	2,50
0,16	0,65	0,00	2,60	1,41	1,40	-1,30	4,20
0,00	0,00	0,00	0,00	1,64	1,74	-4,00	4,90
0,17	0,45	0,00	2,00	2,11	1,33	-1,00	4,30
0,11	0,38	0,00	1,60	2,49	1,14	0,30	5,70
0,33	0,76	0,00	2,60	2,24	1,29	-0,70	4,20
0,31	0,63	0,00	2,00	1,61	1,14	-0,60	4,30
0,37	0,86	0,00	3,00	0,96	1,13	-1,50	2,50
0,45	1,26	0,00	5,50	1,61	1,19	-0,70	3,90
0,08	0,36	0,00	1,70	1,15	1,47	-2,30	3,30
0,31	0,76	0,00	2,80	1,47	1,53	-2,80	3,70
0,21	0,61	0,00	2,10	1,80	1,52	-0,20	5,80
0,2	0,60	0,00	5,50	1,75	1,38	-4,00	5,80

	T-F angle		IM		IC		Ap-Mal	
	r	p-value	r	p-value	r	p-value	r	p-value
Age	0,09	0,120	-0,08	0,18	0,09	0,14	-0,09	0,15
height	0,14	0,019 *	0,01	0,84	0,04	0,57	-0,09	0,13
height in SDS	0,16	0,003 **						
weight	0,26	0,000 ***	-0,24	0,000 ***	-0,06	0,35	-0,14	0,017 *
weight in SDS	0,29	0,000 ***						
BMI	0,35	0,000 ***	0,44	0,000 ***	-0,17	0,004 **	-0,18	0,002 **
BMI in SDS	0,30	0,000 ***						
subischial length	0,14	0,022 *	0,03	0,63	0,05	0,45	-0,13	0,03
IM	0,25	0,000 ***					-0,41	0,000 ***
IC	-0,33	0,000 ***					0,27	0,000 ***
Ap-Mal	-0,82	0,000 ***	-0,41	0,000 ***	0,27	0,000 ***		

Tab. 2: Correlation relationships between T-F angle and other somatic parameters
($\alpha=0,001^{***}$, $\alpha=0,01^{**}$, $\alpha=0,05^{*}$)

ferences between age groups. The **Chart 1** shows the development of axis of lower extremity in percentiles. The difference between boys and girls were also not significant. Only 11 years-old girls had higher T-F angle than boys.

Intermalleolar distance (cm)

Table 1 show that the mean values of the IM distance decreased until 9 years and again increase at the age of eleven in boys. The situation is similar in the girls group, but the mean value increases in the 9-years-old category (before growth spurt). The differences of the mean values are not sta-

Author state	Petrasova		Arazi		Cahuzac		Fakkor	
	Czech		Turkey		France		Iran	
used method	anthropometric, photo		goniometer		goniometer		goniometer	
sex	M	F	M	F	M	F	M	F
4-4.99 y.	6,99	7,54	9,5	9,20			8,17	8,49
5-5.99 y.	6,83	6,78	9,2	9,20			7,29	7,33
6-6.99 y.	5,92	7,00	9,5	9,80			6,49	6,13
7-7.99 y.	6,84	7,86	9,6	9,20			5,44	5,41
8-8.99 y.			8,1	7,90			5,23	5,26
9-9.99 y.	7,49	8,00	8,2	9,50			5,41	5,36
10-10.99 y.			7,9	8,50	5,60	5,60	5,08	5,38
11-11.99 y.	7,54	6,94	8,5	8,20	5,40	5,60	5,14	4,88
12-12.99 y.			8,1	8,20	5,70	5,80	5,00	5,24
13-13.99 y.			8,0	9,10	5,20	5,80	4,80	5,15
14-14.99 y.			7,9	9,00	5,20	5,30	4,70	4,50
15-15.99 y.			7,2	7,80	4,40	5,30	4,70	4,57
16-16.99 y.			7,2	8,00		5,50	4,70	4,22
17-17.99 y.			6,8	7,50				

Tab. 3: Previous studies highlighting the variations of mean values of T-F angle in children of different states and used measurement methods

tistically significant. The correlations with other parameters are shown in **Tab. 2**.

Tibiofemoral angle versus IC/IM distance

The correlation between these two parameters was significant, with a correlation coefficient for boys $r = 0.31$, and for girls $r = 0.23$ for intemalleolar distance; for intercondylar distance in boys $r = -0.41$, and for girls $r = -0.18$. See **Tab. 2**.

Difference between the “inter knee” and “inter ankle” distances (“ap-mal”)

The mean value of “ap-mal” was 1.75 ± 1.38 with range (min -4.0, max 5.8). The mean values of parameters with standard deviation at various ages and maximum and minimum are shown in the **Tab. 1**.

The larger is the value of valgus and IM distance, the smaller is the negative value

of “ap-mal”. A large positive value of “ap-mal” suggests for varus leg.

Among boys, maximum mean “ap-mal” 2.49 ± 1.14 was observed in the age group of 6 years. The minimum mean “ap-mal” 1.43 ± 0.88 was in the age group of 4 years old boys. In girls was maximum mean “ap-mal” 2.24 ± 1.29 in the age group of 6 years and the minimum mean value 0.96 ± 1.13 in 9 years old girls.

Tab. 2. shows relations of “ap-mal” with T-F angle and with other parameters. “Ap-mal” difference closely correlates with T-F angle. The correlation coefficient ($r = -0.82$, $p = 0.000^{***}$) was evaluated as statistically significant.

Body height, leg length and weight

We found correlation between the T-F angle and standing body height ($r = 0.14$, $p = 0.019^*$), leg length ($r = 0.14$, $p = 0.022^*$), weight ($r = 0.26$, $p = 0.000^{***}$) and BMI ($r = 0.35$, $p = 0.000^{***}$). Similar results

Omolulu Nigeria	Saini India		Salenius Finland		Rahman Saud. Ar.		Yoo Korea	
goniometer	goniometer		x-rays		goniometer		x-rays	
both	M	F	M	F	M	F	M	F
11,0	3,90	4,8	13,00	9,0	7,68	8,40	8,30	7,4
9,7	7,50	5,9	8,50	8,0	7,24	7,98	7,60	6,3
9,0	7,20	9,0	6,00	6,0	6,91	7,37	7,20	5,6
11,0	5,80	6,4	5,50	5,8	5,74	6,88	5,50	6,0
10,1	5,70	6,7			5,54	4,94	6,10	5,0
10,4	5,30	5,9			4,77	4,70	5,50	4,3
10,5	5,30	5,6			3,89	3,74	5,20	5,7
4,58	5,30				3,70	3,23	6,30	7,0
4,7	5,16						4,90	6,6
4,68	5,10						6,50	5,6
4,56	5,00						6,40	6,3
4,55	5,00						5,50	5,3

were found between the IM distance and the two variables, with weight ($r = -0.24$, $p = 0.000^{***}$) and BMI ($r = 0.44$, $p = 0.000^{***}$), respectively. The results are listed in the **Table. 2**. In order to eliminate the influence of the age, we used also SD score of body height, weight and BMI. The results were also statistically significant, the correlation coefficient was for standing body height ($r = 0.16$ $p = 0.003^{**}$), weight ($r = 0.29$, $p = 0.000^{***}$) and BMI ($r = 0.3$, $p = 0.000^{***}$).

DISCUSSION

Severe bilateral deformities of lower extremities are not only a cosmetics problem. They can be caused by disorders and without treatment lead to pre-osteoarthritis. Nowadays progress in surgery and auxology enables the treatment of angu-

lar deformities by mini-invasive surgery. Therefore we were interested in variability and development of the T-F angle. In the last decade, several studies from various countries arose (10, 12, 16, 20, 23, 24). Various methods of measurement have been used to study the tibiofemoral angle (**Tab. 3**) (2, 7, 10, 16, 20, 22, 23, 24).

The basic characteristics are similar in all studies including our contribution. The difference between boys and girls was not proved. Between 4 to 12 years in most studies the T-F angle is stable (7, **and others**). The mean value of T-F angle was 7.01° for both sexes in our group. It is slightly higher result than in European studies. The values of T-F angle obtained in our study were similar to the value obtained by Arazi et al., in their study of Turkish adolescents (2). In detail, the observed maximal mean T-F angle was 9.6° at 7 years boys and 9.8° at 6 years for girls

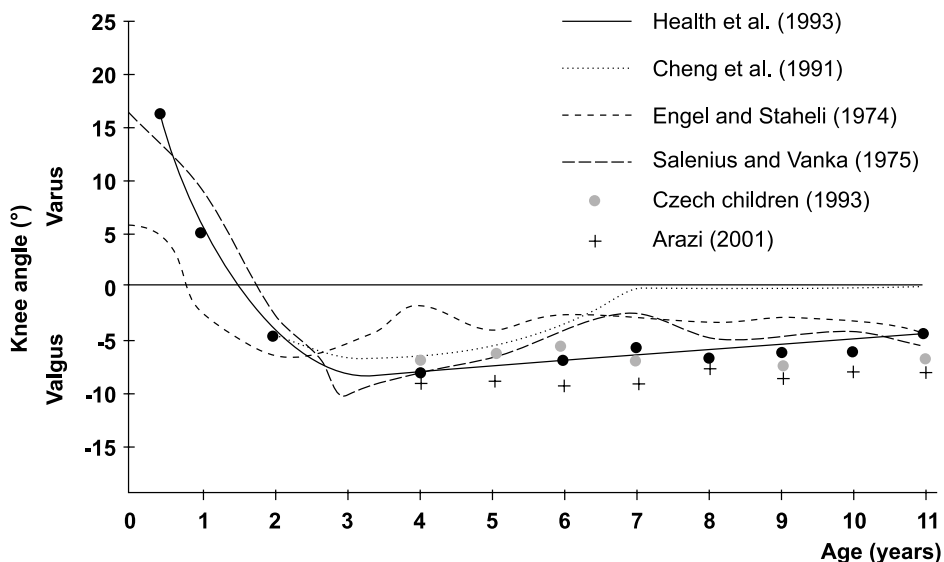


Fig. 2: The changes of the knee angle from the previous studies (modified from reference 11)

(**Tab. 3**). Salenius and Vankka described valgus of 8° in the age of 4 and decrease at 5 to 6° at 7 years of age. Cahuzac et al. (7) in European children observed a valgus angle of 5.5° from 10 years to 16 years. Differences between some studies suggest ethnic differences (2, 7, 10, 12, 16, 20). Summary of results from existing studies are shown in **Tab. 3** and **Fig. 2**. Differences in the values of T-F angle can be caused by using different measurement techniques. Some studies used for determination of T-F angle the direct measurement by goniometer (**Tab. 3**). The clinical measurement of T-F angle with help a hand goniometric instrument on staying or laying patient is not accurate (8). We used anthropological measurement method according to J. Culik and I. Marik. The authors according to their experience with the limb deformities treatment developed a new method of T-F angle measurement (8). They wanted to confirm an orthosis bending effect on correction (treatment) of abnormal T-F angle in preschool children. The method is based on measurement of the vertical and horizontal distances on standing child. Other studies have used measurements of X-ray, where the patient is exposed to increased radiation dose.

Cahuzac in his study did not find correlation between the T-F angle and body height, leg length or weight. Arazi found a significant correlation between T-F angle and standing heights for boys ($r = -0.48$, $p = 0.000^{***}$) and for girls ($r = -0.30$, $p = 0.000^{***}$). We obtained similar results between T-F angle and basic anthropometric parameters, especially weight for boys ($r = -0.37$, $p = 0.000$) and girls ($r = -0.28$, $p = 0.000$) (2). Heshmatipour and Karimi (12) found significant correlations between IM measurements and weight (r

$= 0.38$; $p < 0.001$), standing height ($r = 0.16$; $p < 0.001$) and the average length of the lower limb ($r = 0.19$; $p < 0.001$). These parameters are dependent on age. In order to eliminate the influence of the age we used the standard deviation score of body height, weight and BMI and the correlation was also significant. It means that taller and heavier children have higher T-F angle without regard to age.

Measurement of T-F angle is time consuming. Therefore, the IM and IC measurement are most commonly used parameters for pediatricians and orthopedic surgeons. Measurements of the intermalleolar and intercondylar distances are still used for screening and assessment of the lower extremity angular deformation. IM and IC distance in children has been thoroughly investigated by many authors using various methods. Nevertheless, the measurement techniques of IM and IC distances are very inaccurate.

In our group of probands correlation of IM with T-F angle was significant but weak ($r = 0.25$) due to bad cooperation of older children. In children between 4–6.99 years the interaction was better. The children observed the instruction of anthropologist and stood in assisted posture and the correlation was $r = 0.38$. Arazi observed similar degree of correlation for boys where $r = -0.4$ ($p = 0.000$) and $r = -0.43$ ($p = 0.000$) for girls (2). Only Cahuzac (7) observed really close correlation between these parameters. The correct assisted posture of children is very important when we measure IC or IM distance. In a group of carefully measured patients in Ambulant centre was the correlation higher and statistically significant ($r = 0.77$ $p < 0.001$) (9). Cahuzac (7) presented that normal girls had IM distance of < 8 cm or IC distance of < 4 cm. Normal boys had IM distance of < 4 cm or IC distance of < 5 cm.

In our group of probands, the 97. percentile of IM distance was 3.5 cm. According to our experience, 6 cm intermalleolar distance is considered oversized and it requires increased attention with a possibility of treatment introduction (9, 18).

Contribution of our work was measurement of the distance between centres of knee and centres of ankle joints and their difference ("ap-mal" parameter), which correlates closely with T-F angle. In our opinion the parameter "ap-mal" is a more precise parameter than IM, and its measurement is not difficult. It could be used for screening (9, 18, 19). Especially older children often intentionally correct valgus and intermalleolar distance. The "ap-mal" parameter cannot be influenced in such degree. The correlation between "ap-mal" and T-F angle is higher than with IM and it is stable at all age categories and groups of probands and patients.

CONCLUSION

In this paper we present the results of our study, which has been oriented to development of lower extremity axis. This study presents reference data about development of tibiofemoral angle in Czech population. These data are important for paediatricians, orthopaedists, clinical anthropologists and other specialists to evaluate healthy child's growth. Statistical analysis showed that there were no significant gender differences and the tibiofemoral angle is stable between 4 and 12 years. Tibiofemoral angle significantly correlates with body height, weight and BMI and with SDS of these parameters. Intermalleolar distance can be used for screening of angular deformities of lower limbs, but correct assisted posture

is necessary. We assume that the difference between distances of centres of knee and ankle joints is more precise and applicable for screening and common follow-up. The measurement on special photographs is suitable for clinical practice.

REFERENCES

1. ANDERSON M, GREEN W T, MESSNER M. B. Growth and Predictions of Growth in the Lower Extremities. *J Bone Joint Surg Am.* 45, 1963, p. 1-14
2. ARAZI M, OGUN T C, MEMIK R. Normal Development of the tibiofemoral angle in children: a clinical study of 590 normal subjects from 3 to 17 years of age. *J. Pediatr. Orthop.*, 21, 2001, p. 264-267
3. BERQUIST T H. *Imaging Atlas of Orthopedic Appliances and Prostheses.* Raven Press, New York, 1995, p. 978
4. BLÁHA P a kol. Antropometrie českých předškolních dětí ve věku od 3 do 7 let. Díl I. Ústav sportovní medicíny, Praha 1990
5. BLÁHA P a kol. Antropometrie českých předškolních dětí ve věku od 3 do 7 let. Díl II. Ústav sportovní medicíny, Praha 1990
6. BLÁHA P, VIEGNEROVÁ J, RIEDLOVÁ J, KOBZOVÁ J, KREJČOVSKÝ L, BRABEC M. 6. celostátní antropologický výzkum dětí a mládeže 2001 Česká republika. SZU, Praha 2005
7. CAHUZAC J P, VARDON D, SALES DE GAUZY J. Development of the clinical tibiofemoral angle in normal adolescents. A study of 427 normal subjects from 10 to 16 years of age. *Journal of Bone and Joint Surgery - British Volume*, Vol 77-B, Issue 5, p. 729-732
8. ČULÍK J, MAŘÍK I. Nomograms for Definition of Tibiofemoral angle (in Czech). *Pohybové ústrojí*, 9, No. 3+4, 2002, p. 81-89
9. DIRBAKOVAS, PETRASOVAS, ZEMKOVA D, MARIK I. Noninvasive Methods of Tibiofemoral

Angle Assessment in Clinical Practice. Pohybové ústrojí, 15, 1-2 Supplementum, 2008, s. 130–134

10. IFAKOOR M, SAFIKHANI S, RAZI S, JAVAHERIZADEH H. Study of Knee Angle Development in Healthy Children aged 3–16 years in Ahwaz, IRAN. The internet Journal of the Orthopedic Surgery 16 (1), 2010

11. HEATH C H, STAHELI L T. Normal limits of knee angle in white children: genu varum and genu valgum. Journal of Pediatric orthopedy, 13, 1993, p. 259–262

12. HESHMATIPOUR M, KARIMI M T. The angular profile of the knee in Iranian children: A clinical evaluation. J Res Med Dci, 16 (11), 2011, p. 1340–1435

13. HOWORTH B. Knock knees. With special references to the stapling operation. Clin Orthop, 77, 1971, p. 233–246

14. MARIK I, CULIK J, CERNY P, ZEMKOVA D, ZUBINA P, HYANKOVÁ E. New Limb Orthoses with High Bending Pre-Stressing. Orthopädie-Technik Quarterly, English edition III/2003, p. 7–12

15. MARTIN R, SALLER K. Lehrbuch der Anthropologie. 3 Aufl., Stuttgart, Gustav Fischer Verlag, 1957

16. OMOLOLU B, TELLA A, OGUNLADE SO. Normal value of knee angle intercondylar and intermalleolar distance in Nigerian children. West Afr. J. Med 22 (4), 2003, p. 301–304

17. PETRÁŠOVÁ Š, ZEMKOVÁ D, DIRBÁKOVÁ S, MAŘÍK I. Stanovení tibiofemorálního úhlu a naplánování epifýzeodézy: kazuistické sdělení. Pohybové ústrojí, 12, č. 1–2 Supplementum, 2005, s. 8–14

18. PETRÁŠOVÁ Š, DIRBÁKOVÁ S, ZEMKOVÁ D, MAŘÍK I. Tibiofemoral angle: methods of measurement in preschool age. Book of extended abstracts „Human biomechanics 2006, Hrotovice“. Brno: University of Technology 2006, s. 160–161, ISBN 80-214-3232-2

19. PETRASOVA S, ZEMKOVA D, MASLIVEC R, MARIK I. **Continuous Evaluation of**

Epiphyseodesis Treatment of Angular Deformity around the knee. Pohybové ústrojí, 18, Supplementum, 2011, p. 322–325

20. SAINI U C, BALI K, SHETH B, GAHLOT N, GAHLOT A. Normal development of the knee angle in healthy Indian children: a clinical study of 215 children. J Child Orthop 4, 2010, p. 579–586

21. SALENIUS P, VANKKA E. The development of the tibiofemoral angle in children. J Bone Joint Surg (Am), 57A, 1975, p. 259–261

22. SALENIUS P, VANKKA E. Spontaneous correction of severe tibiofemoral deformity in growing children. Acta orthop. Scand., 53, 1982, p. 567–70

23. RAHMAN S, BADAHDAD W. Normal Development of the Tibiofemoral Angle in Saudi Children from 2 to 12 Years of Age. World Applied Sciences Journal 12 (8), 2011, p. 1353–1361

24. YOO JH, CHOI IH, CHO TJ, CHUNG CY, YOO WJ. Development of Tibiofemoral Angle in Korean Children. J. Korean Med Sci 23 (4), 2008, p. 714–717

25. ZEMKOVÁ D, KRATOCHVÍLOVÁ M, PETRÁŠOVÁ Š, DIRBÁKOVÁ S, NOVOTNÁ E, MAŘÍK I. Vývoj tibiofemorálního úhlu u dětí – antropometrická metoda měření a její výsledky u referenčního souboru. Pohybové ústrojí, 13, č. 1–2, 2006, s. 143–146

26. ZEMKOVÁ D, PETRÁŠOVÁ Š, DIRBÁKOVÁ S, ČULÍK J, MAŘÍK I. Tibiofemorální úhel – metody měření u předškolních dětí. Pohybové ústrojí, 11, č. 3–4, 2004, s. 278–280

Author's address.

Mgr. Šárka Petrášová

Dept. of Anthropology and Human Genetics
Charles University
Prague Czech Republic

IDENTIFIKACE FYZIOLOGICKÝCH POHYBŮ TĚLA PACIENTA NA LŮŽKU POMOCÍ TENZOMETRICKÝCH SNÍMAČŮ

IDENTIFICATION OF PATIENT'S PHYSIOLOGI- CAL MOVEMENTS ON THE BED BY STRAIN GAUGE SENSORS

KUTÍLEK P., ŽIŽKA A., HOZMAN J., VÍTEČKOVÁ S.

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

ABSTRACT

S rozvojem moderních technologií se v monitorování fyziologických pohybů uplatňuje řada nových metod, ne vždy však lékaři požadují složitá zařízení omezující pohyb pacienta na lůžku či připojení dalších zařízení k pacientovi. Nová, námi navržená, metoda je určena k monitorování jemných pohybů pacienta v horizontální poloze na lůžku během léčby či (krátkodobého) lékařského vyšetření. Metoda je založena na využití snímačů, detekujících poměrné deformace od napětí v konstrukčních částech lůžka, které je způsobeno momenty sil. Momenty sil jsou způsobeny jemnými pohyby pacienta na lůžku. Systém poskytuje informace o poloze a pohybech pacienta na lůžku a o jemných fyziologických pohybech pacienta, konkrétně se jedná o frekvenci dýchání a frekvenci stahů srdce. Nový způsob monitorování založený na tenzometrických snímačích umožňuje nahradit stávající systémy identifikace polohy a pohybů pacienta, včetně monitorování fyziologických veličin jako je frekvence dýchání, srdečních stahů a chvění těla. Metoda byla testována na souboru dobrovolníků/studentů FBMI ČVUT v počtu osmi s cílem ověřit potenciální využitelnost nové metody v klinické praxi. U všech subjektů byly identifikovány fyziologické pohyby.

Key words: balistografie, inteligentní lůžko, fyziologické pohyby, monitorování

ABSTRACT

Currently, new methods are applied to monitor the involuntary movement and other physiological movements, but physicians do not always require complex equipment or they do not accept to use the devices connected to the patient. We designed the new method which is suitable to monitor the small movements of the patient in a horizontal position on

the bed or monitor the movements during short term medical examination. The method is based on the use of strain gauge sensors to detect deformation of construction of the popular commercially mass-produced Eleganza bed (LINET Ltd.). Strain gauge sensors are implemented into the construction of the bed and detect bending of the elements of the bed.

The designed method provides information about the patient's physiological movements, namely it is the breathing rate and heart rate. The method was tested on a set of volunteers / students in order to verify the new method and design for the application in clinical practice.

The average magnitude of change in the strain caused by movements from the heart is $1.7 \mu\text{m/m}$ and average magnitude of change in the strain caused by movements from the breathing is $3.3 \mu\text{m/m}$. Much more significant change is the change in the strain caused by movements from the rolling, the magnitude of change in the strain is $246 \mu\text{m/m}$.

The primary advantage of our system used in a modified popular mass-produced bed is non-invasive i.e. non-contact measurement. The system is not even in the space normally used for other medical devices. The proposed method allows continuous monitoring of the patient 24 hours a day and increases the safety of the patient in bed. The proposed method could also evaluate the patient's weight and its changes over time. This is possible if the measurement system is calibrated. The accurate calibration and its verification can be another research direction. Commercially available beds equipped with our proposed system can find application in anesthesiology, resuscitation and intensive care, long-term care and retirement homes.

Keywords: ballistography, intelligent bed, physiological movements, monitoring

ÚVOD

Lékaři často požadují kontinuální sledování polohy a pohybů pacienta, a záznam jemných fyziologických pohybů během léčby pacienta na lůžku či během krátkodobých vyšetření pacienta vleže. V současnosti existuje celá řada systémů identifikace stavu pacienta na základě fyziologických pohybů, např. dýchání či stahů srdce. K tomuto se používají především seismokardiografie (24), ballistokardiografie (4, 6, 7, 13, 16, 17), fonokardiografie (3), akustická kardiografie (5) (vychází z fonokardiografie). Pro obecné sledování pohybů pacienta se používá aktigrafie (20) a ballistografie (1, 8, 11, 12). Tyto metody jsou založeny na sledování mechanických účinků od pacienta

na podložce. Pro sledování vitálních funkcí, jak pro měření v reálném čase, tak pro „holterová“ měření, se nyní většinou používají metody založené na sledování elektrické aktivity srdce a svalů, popřípadě dýchacích svalů u některých způsobů sledování respirace pacienta, optických metod a změn tj. oscilace tlaku v manžetě při NIBP.

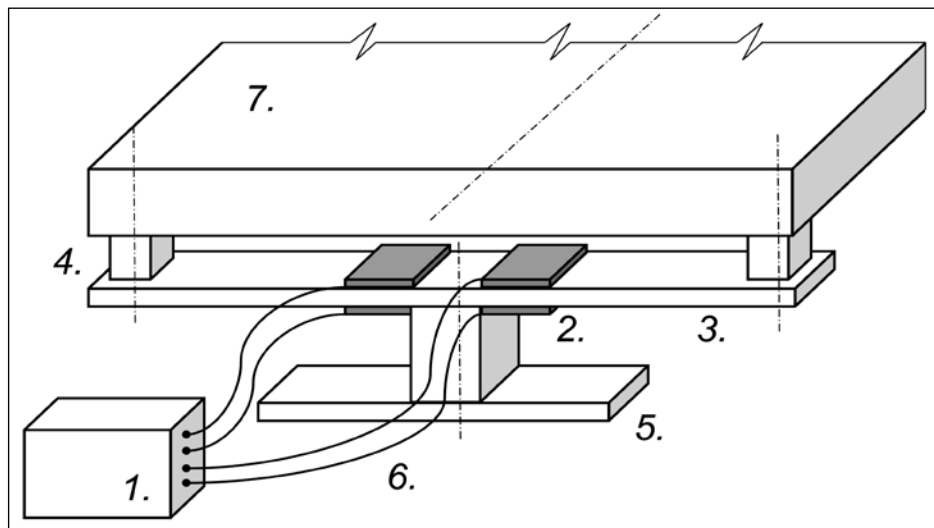
NIBP (non invasive blood pressure) je neinvazivní měření krevního tlaku založené na zaznamenávání tlakových oscilací v manžetě. Tyto oscilace jsou vyvolány nepatrnými změnami objemu části končetiny pod manžetou, k nimž dochází v důsledku střídavého plnění tepen krví (pokud je krevní tlak vyšší než tlak plynu v manžetě) a vytlačení krve z tepen pod manžetou (klesne-li krevní tlak pod hodnotu tlaku v manžetě).

Fonokardiografie a z ní vycházející akustická kardiografie sledují pouze srdeční aktivitu, a to zvlášť k tomu určeným snímačem (mikrofonem), který je potřeba fixovat ve vhodné poloze na pacientovi (případně invazivně v pacientově krevním řečišti).

Seismokardiografie a ballistokardiografie opět sledují pouze srdeční aktivitu. Seismokardiografie vyžaduje použití specializovaného zdravotnického prostředku (sedáku), nebo měřicí podložky (23), která musí mít extrémně vysokou citlivost, neboť přímo měří nepatrné změny tlaku na sedák způsobené tlakovými rázy krve vypuzené ze srdce. Ballistokardiografie zjišťuje jemné pohyby těla způsobené srdeční činností přes vážní čidla umístěná v nohou vyšetřovacího lůžka. Nevýhodou je, že tato čidla zaznamenávají pouze normálové zatížení (a jeho změny) a musí tak být extrémně citlivá, aby zaznamenala takto jemné změny.

Aktigrafie a ballistografie sledují obecné pohyby (včetně jemných, které odpovídají projevům vitálních funkcí). Aktigrafie sleduje pohyby končetin a celého těla v průběhu spánku obvykle za použití vážných čidel, nebo optických metod (kamerou) a nemusí být tak citlivá, aby zachytila jemné fyziologické pohyby. Ballistografie zaznamenává hrubé i jemné fyziologické pohyby v závislosti na citlivosti vážných čidel a způsob snímání je obdobný jako u ballistokardiografie.

Výše uvedené metody, resp. konstrukční řešení jejich praktických aplikací, jsou nyní často založeny na vážných čidlech, (2, 18). V konstrukci vážných čidel se uplatňují tenzometrické či piezoelektrické snímače. S těmito snímači se můžeme setkat i v konstrukcích lůžek, kde se používají k detekci hmotnosti pacienta (a její změny, případně i dalších parametrů). Vážní čidla bývají



Obr. 1: Uspořádání části systému snímání fyziologických pohybů pod ložnou plochou lůžka; 1. modul sběru dat, 2. snímače deformací od momentových účinků, 3. dvouramenný konzolový nosník, 4. podpěry ložné plochy, 5. nosné sloupce ložné části lůžka, 6. datové kabely snímačů, 7. ložná plocha konstrukce rámu lůžka.

umístěna ve čtyřech nohách lůžka či jejich vetknutích do hlavní konstrukce lůžka tj. ložní části. V současnosti se na základě znalostí o tíhových silách přenášených do noh lůžka určuje výsledná hmotnost či poloha centra tíhy nacházející se na ložné ploše. Vzhledem k tomu, že snímače vážních čidel vyhodnocují pouze normálové síly, je citlivost takovýchto snímačů omezena.

Z výše uvedeného popsaného současného stavu je zřejmé, že pro monitorování fyziologických pohybů pacienta, a případně současně monitorování polohy pacienta na lůžku, je třeba buď monitorovací zařízení umístit přímo na pacienta, nebo jsou tato zařízení méně citlivá na jemné pohyby. Neexistuje tedy vhodný systém implementovaný přímo do zařízení lůžka, který by umožnil získat veškeré informace o pacientovi a současně pacienta neomezoval.

NÁVRH METODY MĚŘENÍ

Výše uvedené nedostatky mohou být odstraněny námi navrženou metodou pro identifikaci fyziologických pohybů těla pacienta ležícího na lůžku. Podstatou metody je využití konstrukce komerčního lůžka Linet s implementovanými tenzometrickými snímači (9, 22). Základem konstrukce pro implementaci snímačů jsou dva nosníky (o délce 460 mm a vnější rozměry průřezu 30 mm × 30 mm) opatřené středovou podporou, které jsou pevně spojeny s rámem ložné plochy lůžka (o rozměrech 1900 mm × 850 mm), **obr. 1**. V blízkosti svého středu jsou nosníky opatřeny snímači poměrných deformací, tj. poměrných prodloužení, od momentových účinků. Pro snímače deformací je výhodné použít tenzometry. V našem případě jsme použili zapojení tenzometrů LY11-6/120 do půl-

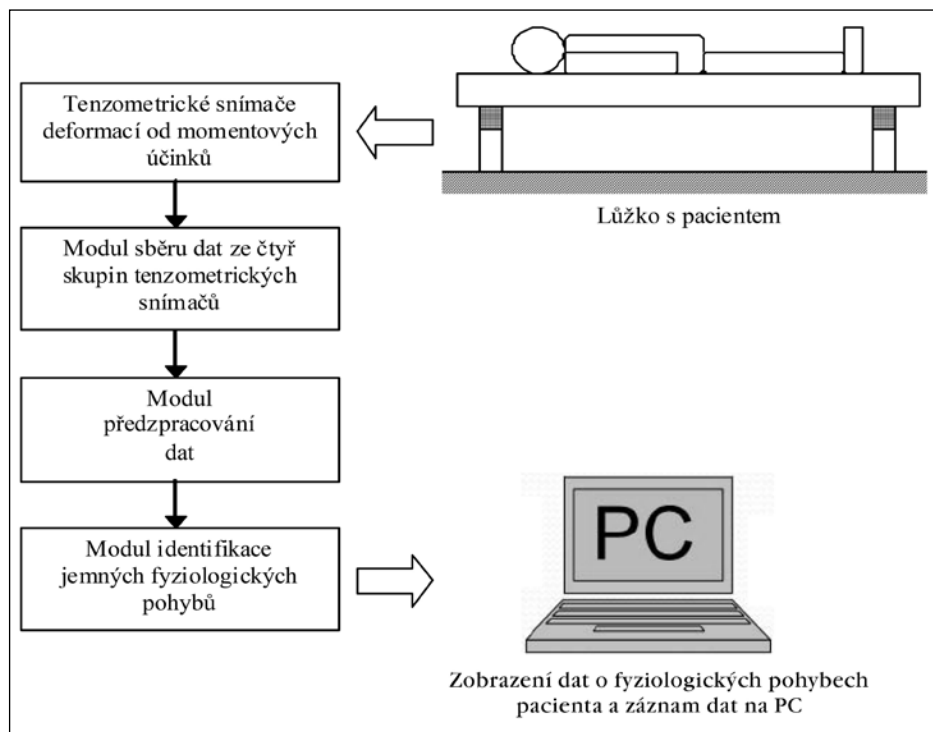
můstků. Půlmůstky jsou realizovány vždy dvěma tzv. tenzometrickými známkami (typ LY11-6/120) zapojenými do Wheatstoneova můstku, přičemž jsou tenzometrické známky vždy umístěny na vnějších protilehlých površích nosníku, kde dochází k největším deformacím podélných vláken materiálu. Vnější tíhové síly těla pacienta a ložné plochy přenášené podpěrami se transformují na momenty sil (14) přenášené dvouramennými nosníky, tzv. konzolovými nosníky. Momenty sil s rostoucí vzdáleností od působících kolmých tíhových sil na ramenou rostou, a tím se zvětšuje při ohybu poměrná deformace povrchu ramen těchto nosníků (15). V místě pevného vetknutí ramen nosníků do nosných středových sloupů lůžka jsou momenty sil největší, a tudíž je také poměrná deformace podélných vláken povrchu ramen nosníků v pevném vetknutí největší. Z tohoto důvodu jsou v těchto místech implementovány senzory deformací povrchu nosníků od ohybu. Takovéto uspořádání snímačů umožňuje zaznamenat i jemné poměrné deformace, resp. jejich změny. Tyto deformace jsou způsobené momenty sil vzniklých od kolmých tíhových sil, které jsou přenášeny podpěrami rámu ložné plochy na nosník, a vznikly od hmotnosti pacienta ležícího na ložné ploše lůžka. A tudíž jsou tímto systémem zachytitelné i malé změny polohy centra tíhy těla pacienta od fyziologických pohybů.

Snímače poměrných deformací jsou propojeny s modulem sběru dat, v našem případě je použit Somat eDAQlite s jedním čtyřkanálovým ELBRG modulem pro zapojení čtyř tenzometrických můstků. Modul sběru dat je propojen s výpočetní jednotkou pro určení frekvence dýchání a stahů srdce pacienta, **obr. 2**. Výpočetní a vyhodnocovací jednotku může tvořit běžné komerčně nabízené PC. V PC je signál zpracová-

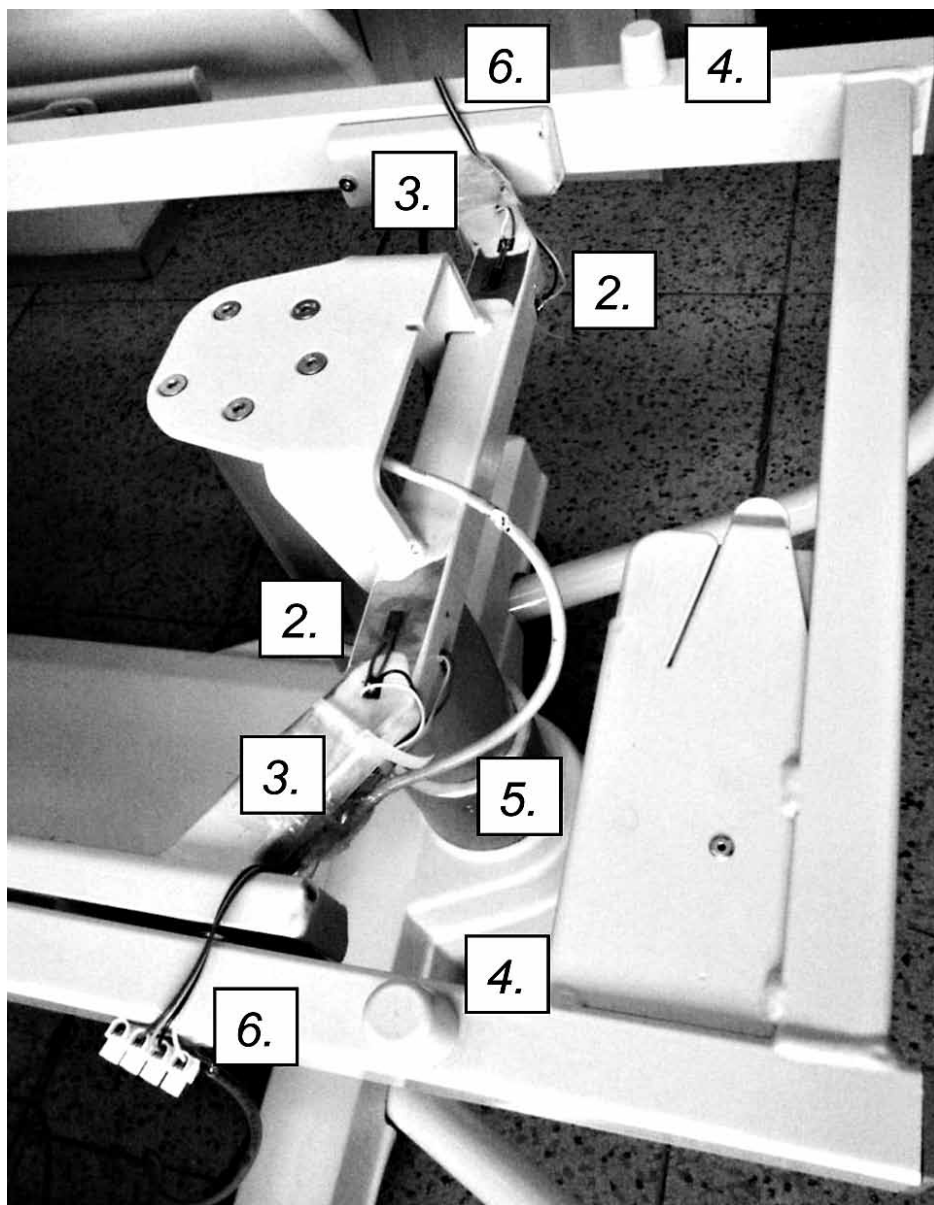
ván. Filtrace a frekvenční analýza signálu je prováděna programem vytvořeným v prostředí MATLAB, Signal processing toolbox. Na základě zjištěných rušivých frekvencí byl použit filtr typu dolní propust, s mezní frekvencí 2 Hz. Při nastavování filtru bylo vycházeno ze znalostí o fyziologických frekvencích tepu srdce a dýchání. Při odstranění všech frekvencí vyšších než 2 Hz nedojde ke ztrátě užitečných frekvencí, charakterizujících srdeční tep a dýchání.

Pro testování metody, s ohledem na předpokládané klinické využití, se subjekt umístí na lůžko, a jeho fyziologické pohyby způsobí jemné deformace nosníků konstrukce lůžka. Uživatel zařízení, resp.

lékař, pak na monitoru PC vyhodnotí z průběhu signálu tepovou a dechovou frekvenci, případně dané hodnoty vypočte vhodný software. Systém také potenciálně umožňuje detekci přibližné polohy a změny polohy centra tíhy těla pacienta na lůžku (19). Z těchto změn je případně možné určit, jakou intenzitou se pacient pohybuje a kde se pacient na lůžku nachází. Tímto lze nejen vyhodnotit přítomnost pacienta na lůžku, jeho hmotnost (za předpokladu nutné předchozí kalibrací senzorů) a její změny, pohyby centra tíhy těla pacienta na lůžku, ale i jemné pohyby odpovídající některým fyziologickým procesům jako dýchání (i včetně odkašlávání) a tepovou frekvenci srdce.



Obr. 2: Schéma procesu snímání a záznamu fyziologických pohybů pod ložnou plochou lůžka, na které je umístěn vyšetřovaný subjekt.



Obr. 3: Realizace systému snímání fyziologických pohybů pod ložnou plochou lůžka; 2. snímače deformací od momentových účinků, 3. dvouramenný konzolový nosník, 4. podpěry ložné plochy, 5. nosné sloupky ložné části lůžka, 6. datové kabely snímačů; (použito značení v souladu s **obr. 1**).

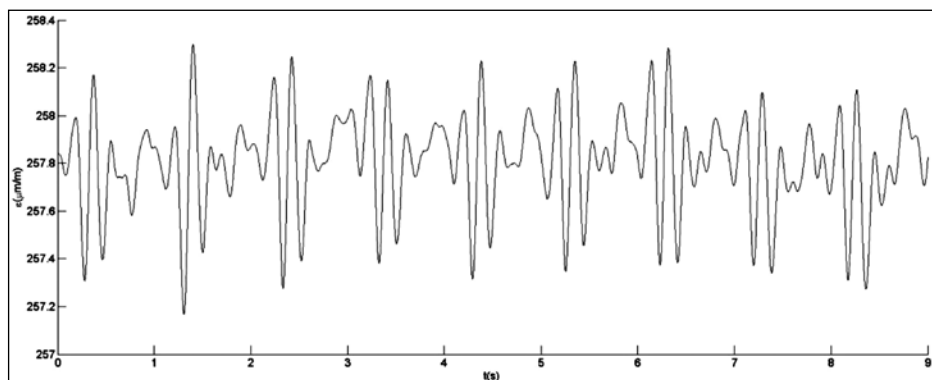
Činnost srdce			Dýchání		Převalování
Hmotnost figuranta [kg]	Velikost změny poměrné deformace [μm/m]	Frekvence změny poměrné deformace [min ⁻¹]	Velikost změny poměrné deformace [μm/m]	Frekvence změny poměrné deformace [min ⁻¹]	Velikost změny poměrné deformace [μm/m]
82	1,1	60	2,5	12	260
75	2,0	75	3,8	14	248
75	1,7	68	3,2	12	255
72	1,5	70	3,0	13	248
70	2,5	85	4,0	16	240
70	2,2	70	3,8	13	246
66	1,5	65	3,2	11	235
64	1,2	68	2,8	14	235

Tab. 1. Přehled naměřených změn poměrných deformací pro osm figurantů a projevy měřených pohybů: činnosti srdce, dýchání a převalování z levé na pravou stranu lůžka.

APLIKACE A VÝSLEDKY METODY MĚŘENÍ

Realizovaná metoda pro identifikaci fyziologických pohybů těla pacienta ležícího na lůžku podle popsaného technického řešení je implementována na lůžko Linet, **obr. 3.** Navržená metoda byla ověřována, zda umožňuje spolehlivě snímat fyziologické pohyby doprovázející dechovou a srdeční činnost. Metoda byla testována

na souboru dobrovolníků/studentů FBMI ČVUT v počtu osmi. U všech subjektů byly identifikovány fyziologické pohyby. Při každém měření byl subjekt při měření uložen na ložné ploše lůžka. Snímání probíhalo vždy po dobu 10 s s vzorkovací frekvencí systému 50 Hz. Filtrace i frekvenční analýza měřeného signálu byla provedena v prostředí MATLAB, Signal processing toolbox. Velikosti největších změřených změn deformací během konkrétního pohybu



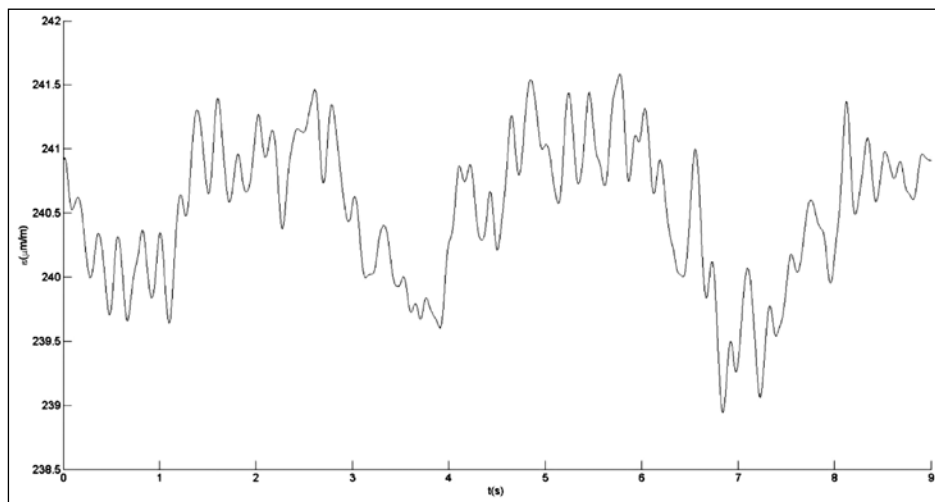
Graf 1: Příklad průběhu signálu fyziologických pohybů figuranta během monitorování po dobu 9 s, po filtraci signálu, s identifikovanými pohyby od projevů srdeční činnosti.

a zjištěných jedním ze čtyř na konstrukci lůžka použitých tenzometrických snímačů, získaných z modulu sběru dat eDAQ-lite a následně zpracovaných v software Matlab, jsou uvedeny v **tab. 1**.

Při měření fyziologických pohybů doprovázejících srdeční činnost subjektu uloženého na ložné ploše lůžka, zadržoval subjekt po čas měření dech. Tento postup byl zvolen z důvodu eliminace dýchacích pohybů a zřejmější identifikaci pohybů od srdeční činnosti. Při měření byl figurantovy také snímán a zaznamenáván srdeční tep systémem Pulse Oximeter EPSIMED EP105 (ALFAMEDIC s.r.o.), tak aby bylo možné výsledky z tenzometrické soustavy s tímto měřením porovnat. Po snímání deformace ramene konstrukce lůžka byl signál filtrován. Filtrací původního signálu se podařilo získat signál od srdeční činnosti, **graf 1 a tab.1**, na kterém jsou evidentní periodické změny deformace ramen lůžka. Jak je možné vyčíst z grafu č. 1, změny se opakují s frekvencí $f=1$ Hz. Frekvence

1 Hz odpovídá 60 opakováním za minutu. U konkrétního figuranta byla v době měření naměřena hodnota 60 tepů za minutu také systémem Pulse Oximeter EPSIMED EP105. Došlo tedy k zjištění a potvrzení shodných hodnot. Frekvence změny deformace odpovídá očekávané tepové frekvenci srdce. Velikost změřené průměrné hodnoty poměrné deformace pro měřené subjekty je u projevů srdeční činnosti $1,7 \mu\text{m/m}$ a směrodatná odchylka $0,5 \mu\text{m/m}$.

V případě určení a hodnocení maximálních změn poměrných deformací způsobených pohyby, které doprovázejí dýchání, se postupovalo obdobně jako v případě určení a hodnocení poměrných deformací způsobených srdeční činností. Při měření fyziologických pohybů doprovázejících dechovou činnost byl subjekt uložen na lůžku a klidně a pravidelně dýchal. Použitý filtr signálu umožňoval zobrazení změny poměrné deformace ramene lůžka způsobené dechem a zároveň zachovával změny způsobené srdeční činností. Velikost průměrné



Graf 2: Příklad průběhu signálu fyziologických pohybů figuranta během monitorování po dobu 9 s, po filtraci signálu, s identifikovanými pohyby doprovázejícími dechovou činnost.

hodnoty poměrné deformace pro měřené subjekty je u projevů od dýchání $3,3 \mu\text{m/m}$ a směrodatná odchylka $0,5 \mu\text{m/m}$. V signálu je patrné opakující se jeho rozkolísání, **graf 2**. Toto rozkolísání reprezentuje pomalé, ale relativně značné změny poměrné deformace ramen nosníku konstrukce lůžka. Z ukázkového grafu 2 pro jedno měření konkrétního figuranta vyplývá, že změny se opakují s periodou $T=4 \text{ s}$, tedy s frekvencí $f=0,25 \text{ Hz}$. Tato frekvence změny poměrné deformace odpovídá očekávané fyziologické frekvenci dýchání. Vzhledem k zjištěné frekvenci rozkolísání signálu, která odpovídá fyziologické frekvenci dechu lze říci, že měřicí soustava je vhodná k měření dechové činnosti u pacienta.

Navržený systém byl také testován na identifikaci jiných pohybů, byla zvolena identifikace intenzity odkašlávání subjektu. Pohyb subjektu byl zaznamenáván výše popsanou tenzometrickou měřicí sestavou. Signál byl opět filtrován a vytvořena obálka signálu. Bylo zjištěno, že při trhaných pohybech, doprovázejících odkašlávání, na ložné ploše dochází ke změně deformace ramen podepírajících tuto plochu. Deformace ramene před zahájením odkašlání byla přibližně konstantní, na počátku odkašlání docházelo k výraznému a rychlému nárůstu filtrovaného signálu poměrné deformace o přibližně $2 \mu\text{m/m}$, který byl následován poklesem, který odpovídal ukončení odkašlávání subjektu. Tyto změny amplitudy signálu jsou způsobovány činností svalů při odkašlání, tělo figuranta se na ložné části lůžka pohybuje.

Poslední možností systému je identifikace přibližné polohy a pohybu subjektu na lůžku. K tomuto je možné využít všech čtyř skupin senzorů umístěných na konstrukci lůžka, tj. nosnících. Ověřovací měření probíhalo následovně, figurant

ležel na lůžku v krajní poloze ložné plochy lůžka. Měřené polohy subjektu byly zvoleny takto: poloha v levé krajní části ložné plochy a posunutí do pravé krajní polohy na ložné ploše lůžka. Každé měření bylo prováděno po dobu 30 až 60 sekund s frekvencí snímání $f_s=50 \text{ Hz}$. Průměrná hodnota změny poměrné deformace pro měřené subjekty, tab. 1, u projevů způsobených převalováním subjektu z krajních poloh ložné plochy lůžka, je přibližně $246 \mu\text{m/m}$.

DISKUZE

V článku byla popsána nová metoda měření fyziologických pohybů subjektu na lůžku. Nová metoda měření polohy a pohybů těla na lůžku byla aplikována na nemocniční lůžko Linet Eleganza. Ložná plocha pacienta je podepřena v příčném směru konstrukcí sloupku a konzolových nosníků. Měřicím zařízením se zaznamenávají poměrná prodloužení na povrchu nosníků a z nich se usuzuje na pohyb pacienta. Speciálně upravené lůžko dokáže snímat dechovou a tepovou frekvenci pacienta přes oděv na principu balistografie (4, 6, 13, 16).

Bylo ukázáno, že je možné metodou identifikovat pohyby vyvolané dýcháním a činností srdce. Využití poměrných deformací, měřených tenzometrickými snímači, vyvolaných maximálním ohybovým momentem působícím na konstrukci lůžka, nabízí výhodu detekce velmi malých pohybů na ložné ploše lůžka. Vhodné umístění tenzometrických snímačů na konstrukci lůžka umožňuje měřit poměrné deformace od ohybu, které jsou větší než poměrné deformace vyvolané pouze silou způsobující prostý tah či tlak, která se standardně měří ve vhodných místech konstrukce lůžka. Běžná vážná čidla, která by byla implemen-

tována do konstrukce lůžka, neumožňují zaznamenat velmi malé rozdíly ve změně síly (způsobující prostý tah či tlak) (10), a dle našeho názoru by neumožňovala identifikaci tak jemných pohybů, jako to umožňuje námi navržená metoda. V případě měření naší metodou jsme identifikovali deformaci nosníků konstrukce lůžka při dýchání v rozsahu $3,3\mu\text{m/m}$ a v případě pohybů vyvolaných prací srdce byly tyto deformace pouze přibližně $1,7\mu\text{m/m}$. Signály od srdeční činnosti, tab.1, nevykazují závislost na hmotnosti subjektu z důvodu, že je velikost absolutní poměrné deformace ovlivněna pozicí pacienta na lůžku, tj. čím blíže k okraji lůžka tím větší deformace nosníků nastává a i malé změny v pozici pacienta na lůžku ovlivní velikost změny poměrné deformace od projevů srdeční činnosti. Signál od projevů dýchání také, ze stejných výše uvedených důvodů, nevykazuje závislost na hmotnosti měřeného subjektu. Nejprůkaznějších výsledků detekce fyziologických pohybů bylo dosaženo při uložení figuranta s posunutím do hlavové části lůžka a krajní (pravé či levé) polohy v rámci ložné části lůžka, a dat získaných ze snímačů, které jsou při dané poloze nejvíce deformovány.

Mnohem zřetelněji než fyziologické pohyby byl identifikován pohyb vyvolaný převalováním figuranta na lůžku. V případě převalování na lůžku z krajní polohy subjektu na ložné ploše lůžka (levá strana) na opačnou krajní polohu na ložné ploše lůžka (pravá strana) se již v hodnotě celkové maximální poměrné deformace změně jedním ze čtyř snímačů projevuje hmotnost subjektu, jak je vidět v **tab. 1**. Velikost změny poměrné deformace roste s hmotností měřeného subjektu. Průměrná hodnota změny poměrné deformace je $246\mu\text{m/m}$, což je přibližně stonásob-

ně větší hodnota než změřená hodnota změny deformace odpovídající pohybům od dýchání či srdeční činnosti.

Z pohybu převalováním by bylo dále možné určit polohu centra tíhy těla subjektu. Při vyhodnocování signálu ze čtyř skupin senzorů je možné určit poměr deformací ramen lůžka a z nich po případné kalibraci systému odvodit polohu, ve které se nachází centrum tíhy pacienta (19, 21). Přibližná poloha pacienta na ložné ploše lůžka může být vyvozena na základě změřené velikosti poměrné deformace, jejíž velikost se pohybuje mezi minimální a maximální hodnotou poměrné deformace zjištěné pro krajní polohy (levé a pravé) pacienta na ložné ploše a měřené konkrétním tenzometrickým snímačem. Přemisťování subjektu na ložné ploše lůžka způsobuje značné změny deformace ramene konstrukce. Tyto změny jsou způsobeny rozdílnou polohou hmoty, resp. centra tíhy, subjektu v jednotlivých okamžicích. Popsanými měřeními se podařilo ověřit, že zkonstruovanou měřicí soustavu lze využít ke snímání pohybů pacienta na lůžku a identifikaci jeho přibližné polohy resp. polohy centra tíhy těla subjektu. Pro definování přesné polohy konkrétního pacienta, a případně určení jeho váhy, by však bylo nutné kalibrace závislosti tuhosti samotné konstrukce lůžka na odezvu od vnějšího zatížení (hmotnosti konkrétního pacienta).

Výhodou našeho upraveného lůžka je oproti metodám měření určitých pohybů vyvozených fyziologií pacienta, jako je aktigrafie (20), fonokardiografie (3) a akustická kardiografie (5), je neinvazivnost resp. bezdotykovost měření. Měřený subjekt tedy není námi navrženou metodou omezen, systém se ani nenachází v prostoru běžně využitým jinými zdravotnickými prostředky, neboť se nachází v nižší části lůžka.

ZÁVĚR

Měřením výše popsaných deformací částí konstrukce lůžka, které jsou namáhány ohybem, bylo ukázáno, že lze získat celou řadu informací o pacientovi, který je uložen na ložné ploše lůžka. Takto komplexní měření a vyhodnocování pouze jedinou metodou resp. systémem zatím v praxi žádné inteligentní lůžko neumožňuje. Lze přepokládat, že kromě zmíněných měření a získaných informací bude touto metodou možné snímat i další informace o stavu pacienta, například hmotnost pacienta a její změny v čase (21), v případě kalibrace závislosti tuhosti konstrukce lůžka na odezvu od vnějšího zatížení, tj. hmotnosti pacienta.

Pro další výzkum a technický návrh se nabízí řešení problémů, které lze předpokládat v praxi a vyplývá ze skutečnosti, že měření a následná analýza může být výrazně ovlivněna vnějším prostředím (vlastní frekvence lůžka, vlastní frekvence budovy, pohyb v okolí lůžka atd.), které se jistě u tak přesného měření projeví. Nabízí se tudíž další výzkum v oblasti filtrování signálů a aplikace jiných typů tenzometrických snímačů.

Speciálně upravená lůžka, vybavená technikou bezkontaktního snímání, mohou nalézt uplatnění na jednotkách intenzivní péče a anesteziologicko-resuscitační péče, v léčebnách pro dlouhodobě nemocné a domovech důchodců, a i na standardních lůžkách. Navržená metoda měření fyziologických pohybů umožňuje nepřetržitou kontrolu pacienta po dobu 24 hodin denně a zvyšuje bezpečnost pacienta na lůžku. Získané výsledky otevírají další možnosti měření a analýzy, a dále je možná úprava metody s cílem propojení měřicího zařízení s ostatními monitorovacími přístroji.

Poděkování

Tato práce vznikla v souvislosti s řešením projektu Ministerstvo vnitra ČR: Osobní bezpečnostní dohledový systém pro podporu výcviku a zásahu jednotek VG20102015002, (MV0/VG), řešitelem projektu je Společné pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI ČVUT a 1.LF UK v Praze.

REFERENCE

1. ALIHANKA J., VAAHTORANTA K.: A static charge sensitive bed. A new method for recording body movements during sleep. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 46, 1979, č. 6, s. 731–734.
2. ALIHANKA J., VAAHTORANTA K., BJORKQVIST S. E.: Monitoring and recording of the body movements of a person on a bed, for instance of a patient. *Int. Cl.3 A61B 5/10*. United States Patent 4, 320,766. 1982-23-03
3. DIMOND E. G., BENCHIMOL A.: Phonocardiography. *Calif Med.*, 94, 1961, č. 3, s. 139–146.
4. ELLIOTT R. V., PACKARD R. G., KYRAZIS D. T.: Acceleration Ballistocardiography: Design, Construction, and Application of a New Instrument. *Circulation*, 9, 1954, č. 3, s. 281–291.
5. ERNE P.: Beyond auscultation—acoustic cardiography in the diagnosis and assessment of cardiac disease. *Swiss Medical Weekly*, 138, 2008, č. 31–32, s. 439–452.
6. ERNST K. F.: Ballistocardiography: Research and computer diagnosis. *Proceedings of the 16th annual meeting of the Ballistocardiograph Research Society*, Atlantic City, N.J., 1972.
7. ERNST K. F.: Ballistocardiography: research and computer diagnosis. Basel: S. Karger, 1973, 121 s., ISBN 3805513763

-
8. GIRA O P. S., POSTOLACHE O., PEREIRA J. M. D.: Tactile sensors and their use in industrial, robotic and medical applications. IMEKO 20th TC3, 3rd TC16 and 1st TC22 International Conference Cultivating metrological knowledge, Merida, Mexico, 2007.
 9. HOFFMANN K.: An introduction to measurements using strain gages. Hottinger Baldwin Messtechnik GmbH, Darmstadt, 1989.
 10. JOHNSON K. L.: Contact Mechanics. University Press, Cambridge, 1985, ISBN 0-521-25576-7
 11. KLENSCH H.: The information character of modern ballistography. Elektromed Biomed Tech, 6, 1961, s. 104–18.
 12. KRIZ J., SEBA P.: Force plate monitoring of human hemodynamics. Nonlinear biomedical physics, 2, 2008, č. 1, s. 1–9.
 13. KRIZ J., SEBA P.: Mechanical monitoring of human cardiovascular dynamics. Analysis of biomedical signals and images : proceeding of 19th international conference, Ostrava, 2008, s. 7, ISBN 978-80-214-3613-8.
 14. LANDAU L. D., LIFSHITZ E. M.: Mechanics, Third Edition: Volume 1 (Course of Theoretical Physics) Butterworth-Heinemann. Oxford, 1976, ISBN 0-08-029141-4
 15. LANDAU L. D., LIFSHITZ E. M.: Theory of elasticity. Pergamon Press, London, 1986
 16. POSTOLACHE O., GIRA O P. S., POSTOLACHE G., PEREIRA M.: Vital Signs Monitoring System Based on EMFi Sensors and Wavelet Analysis. Instrumentation and Measurement Technology Conference Proceedings, Lisboa, 2007, s. 1–4.
 17. PROBST J. Y.: Theoretical study of electromagnetic ballistograph by Dock. Cardiologia, 24, 1954, č. 2, s. 118–24
 18. RANTALA B.: Method, system and apparatus for monitoring patients. U.S. CI 600/301, 702/19. United States Patent 12/140,403. 2008-17-6. Patent Application Publication: Pub. No.: US 2009/0312612 A1.
 19. ROBERTSON G. E. , CALDWELL G., HAMILL J., KAMEN G., WHITTLESEY S.: Research Methods in Biomechanics. Human Kinetics Press, Champaign, 2004.
 20. SFORZA E., ZAMAGNI M., PETIAV C., KRIEGER J.: Actigraphy and leg movements during sleep: a validation study. Journal of Clinical Neurophysiology, 16, 1999, č. 2, s. 154–60.
 21. SHAN G., BOHN CH.: Anthropometrical data and coefficients of regression related to gender and race. Applied Ergonomics, 34, 2003, č. 4, s. 327–337.
 22. STEIN P., KEMENY T., HAVRILLA K.: Golden Book of Strain Gages, Load Cells and Brittle Coatings. Nova Biomedical, Waltham, 2008, ISBN 78-0-941743-68-6.
 23. WATANABE K., WATANABE T., WATANABE H., ANDO H., ISHIKAWA T., KOBAYASHI K.: Noninvasive measurement of heartbeat, respiration, snoring and body movements of a subject in bet via pneumati method. IEEE Trans. Biomed. Eng., 52, 2005, č. 12, s. 2100–2107.
 24. ZANETTI J. M., SALERNO D. M.: Seismocardiography: a technique for recording precordial acceleration. Proceedings of the Fourth Annual IEEE Symposium: Computer-Based Medical Systems, 1991, s. 4–9.

Adresa autora:

Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.

Katedra přírodovědných oborů
Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT
Nám. Sítná 3105, Kladno 272 01
Telefon: 312 608 302; 224 358 490
kutilek@fbmi.cvut.cz

„LÉTÁNÍ MIMINEK“, LÉČEBNÁ REHABILITACE NEBO TÝRÁNÍ KOJENCŮ?

„FLYING BABIES“, MEDICAL REHABILITATION OR MALTREATMENT OF INFANTS?

STRAUS J.¹⁾, SADÍLEK Z.¹⁾, DANKO F.¹⁾, FILIPENSKÁ L.²⁾

¹⁾ Policejní akademie ČR v Praze

²⁾ Matematicko-fyzikální fakulta UK Praha

ABSTRAKT

Cvičení „létání miminek“ je metoda založená na cvičení s kojenci a malými dětmi. Věk dětí je limitován fyzickou zdatností dospělých osob (nejčastěji rodičů) dítě udržet v rukách a provádět s ním jednotlivé krouživé pohyby kolem svého těla. Cílem měření bylo provedení video analýzy pro stanovení průměrného a maximálního zrychlení hlavy a stanovení možnosti zranění v průběhu cvičení. Měření jsme provedli v bloku se 4 kojenci ve věku od 17 dnů do 19 měsíců, hmotnost 3,3 až 10 kg. Celý blok cvičení trvá 7–10 minut, cvičení provádějí rodiče s dětmi minimálně dvakrát denně.

Klíčová slova – Biomechanika, létání miminek, MTBI – Mild Traumatic Brain Injury, video analýza.

ABSTRACT

lying Babies method is based on exercise with infants and young children. Age of children is limited by the physical fitness of adults (mostly parents) to keep the child in the arms and carried him single circular motion around his body. The aim of measurements was carried out the video analysis to determine the average and maximum head acceleration and discuss the possibility of head injuries during the flying babies method. We have measured and analysed in detail the whole exercise block of 4 children in age 17 days to 19 months and weight 3,3 kg to 10 kg. Whole exercise block takes 7–10 minutes and parents exercise with their children twice a day at least.

Keywords – Biomechanics, Flying Babies, Head Acceleration, MTBI – Mild Traumatic Brain Injury, Video Aalysis.

ÚVOD

V roce 2010 média rozdmýchala kampaň velmi neobvyklé formy cvičení s kojenci, která se označovala jako „Létání miminek“. Cvičení vypadalo tak, že matky se svými dětmi různě točila ve vzduchu, otáčela je a kroutila. Po několika článcích a reportážích v televizi bylo podáno trestní oznámení na instruktorku této metody, pro trestný čin týrání svěžené osoby. Cvičitelka po dobu nejméně 8 let pořádala kurzy létání miminek v klubu A-centrum v Praze. Při pořádání těchto kurzů prováděla s nezletilými dětmi ve věku od 3 měsíců do 2 let za účasti jejich rodičů cviky vyznačující se vyšším stupněm hrubosti, při kterých mohlo dojít k týrání dětí a případně k újmě na zdraví. Metoda „Létání miminek“ je založena na cvičích s kojenci a malými dětmi. Věk dětí je limitován fyzickou zdatností dospělých osob (nejčastěji rodičů) dítě udržet v rukách a provádět s ním jednotlivé krouživé pohyby kolem svého těla. Na základě video záznamu skryté kamery vzniklo podezření na možné poranění hlavy, tzv. MTBI (Mild Traumatic Brain Injury). Během kurzu létání miminek jsme měli k dispozici několik maminek s dětmi, které nám předvedly úplnou sestavu cviků, kterou se svými dětmi pravidelně 1–2× denně doma cvičí.

Cvičitelka uvedla, že „*uvedenou metodu poznala na jednom školení, metodu prezentovala ruská porodní asistentka Aňa Goršina, která pochází z Ruska. Metodu „létání“ nejprve provozovala na své dceři Arianě, cvičení se mi líbilo, vůbec mě to nevyděsilo. Dcera byla úplně v pohodě. Cvičení mělo (podle vyjádření instruktorky) kojencům prospívat, např. jedno dítě mělo metabolickou poruchu, a když s ním maminka začala létat, dítě*

začalo lépe jíst a hlavně dobře spalo. V roce 2004 začala „létat“ se svojí dcerou Arianou. Dcera měla od narození predilekci, to znamená, že měla zablokované krční svaly, dítě plynule neotočilo hlavu ze strany na stranu. V těchto případech se ihned doporučuje rehabilitace – tzv. Vojtova metoda. Tuto metodu zná, je učitelka tělesné výchovy a biologie, Vojtovu metodu nechtěla s dcerou dělat a raději zvolila cestu „létání“ a plavání. Arianka je v této době naprosto v pořádku, v jejích dvou letech už jsem pozorovala, jak se krásně srovnal její psychomotorický vývoj. To pozorovala i u jiných dětí, že se zlepšil jejich psychomotorický vývoj po „létání“, děti se začaly zvedat na ručičkách, začaly lézt (když např. v 1 roce nelezly). Pravidelné létání podle instruktorky prokrvívá tělo i mozek, posílí svaly, vede ke zlepšení motorického vývoje a zbaví miminko bolesti břicha a upevní důvěru mezi dítětem a rodičem.“

Cvičitelka připouští, že technika vznikala živelně. Metodu se naučila před osmi lety od ruské porodní asistentky, která v Praze absolvovala speciální kurzy. Kurz nemusel projít žádným schvalováním nebo testy. O jeho výsledcích neexistují žádné studie ani statistiky, které by pozitivní vliv aplikace této techniky potvrdily.

Protože bylo potřeba objektivně vyhodnotit zatížení organismu kojenců při cvičení, byli jsme požádáni o zpracování biomechanické analýzy. Cílem bylo posoudit, zda je tato metoda „bezpečná“, nezpůsobuje žádné ublížení na zdraví. Posudek byl vypracován ve spolupráci se soudními lékaři. Konzultanti k závěrečnému vyjádření byli lékaři dalších specializací – neurovědy, oční lékařství, fyziatrie, léčebná rehabilitace.

Pro objektivní vyhodnocení biomechanických charakteristik a zatížení orga-



Obr. 1: Ukázka z cvičení „Létání miminek“.

nismu létajících miminek byl proveden videozáznam na 3 rychloběžné videokamery. Cvičení řídila cvičitelka podle obvyklého programu, prováděla výběr maminek a dětí, řídila cvičení. Do cvičení jsme nezasahovali, jen jsme prováděli videozáznam. Všichni cvičící byli předem seznámeni s cílem videozáznamu, možností zeptat se cokoliv. Přítomen byl i právník cvičitelky.

Cíle měření

- Charakteristika typických cviků a celková doba trvání jednoho bloku cvičení
- Průměrná a maximální hodnota zrychlení hlavy během jednotlivých cviků
- Doba, kdy je figurant během cviků hlavou dolů, tj. s minimálním zatížením hlavy – 1g ve směru osy z
- Doba, kdy je figurant během cviku vystavován maximálnímu zatížení

MATERIÁLY A METODY

Mild Traumatic Brain Injury

Mild Traumatic Brain Injury (dále jen „MTBI“) je akutním poraněním mozku, které vzniká působením vnějších sil. Jedná se tedy o zranění způsobené zejména úrazem nebo násilím, jež vede k fyziologickým narušením mozkových funkcí. Takové naru-

šení přitom spočívá přinejmenším v jednom z níže uvedených projevů:

- ztráta vědomí nikoliv delší než cca. 30 minut;
- ztráta paměti ohledně událostí, které nastaly bezprostředně před anebo po úrazu (posttraumatická amnesie netrvá déle než 24 hodin);
- duševní změny v době úrazu, např. dezorientace, zmatenost;
- fokální neurologický deficit nemusí být dočasný;
- po 30 minutách hodnota Glasgow Coma Scale 13–15 (1, 2)

Ztráta vědomí není tedy nezbytným předpokladem pro diagnostikování MTBI, jak se někdy mylně uvádí. Velmi důležité je také zmínit podstatu vzniku MTBI; příčinou může být přímé (kontaktní) působení násilí nebo zranění způsobené záporným nebo kladným zrychlením hlavy.

V našem případě šlo však o konkrétní následek na dětech plynoucí z MTBI. Tomuto tématu se věnovala např. Keenan et al. [7]; tento kolektiv autorů se zabýval dětmi, které utrpěly jakoukoliv formu traumatického poranění mozku (TBI) před druhým rokem života. Pro zkoumání gradace následku vyčlenili MTBI a další formy podle Glasgow Coma Scale. Podle této stupnice MTBI definovali naprosto standardně, tj. jak uvádíme v úvodním výčtu.

Následkem se zde rozumí výpadky poznávacích funkcí u dětí a deficity adaptivního chování (zde zejména: motorické schopnosti, expresivní a receptivní vnímání, mluvení, čtení a psaní). U dětí se způsobeným TBI se globálně projevilo více problémů s kognitivním a adaptivním chováním, a to jak v kvalitativní, tak i kvantitativní rovině. Testy byly prováděny nejméně rok po zranění, tedy v hlavní fázi uzdravování.

Skupina dětí ohrožená kognitivními deficity zahrnovala již děti s „pouhou“ MTBI diagnózou; konkrétně se jednalo o 37 % dětí s MTBI (100 % u více závažných TBI) s výsledky pod průměrem populace. Problémem je rovněž fakt, že změny způsobené MTBI nemusejí být nutně laicky viditelné (viz. členění v úvodu), čímž vzniká prodleva, která může vést k závažnějšímu následku [3, 4]. Tím spíše prodleva hrozí, jestliže rodiče aktivity, které mohou způsobit MTBI, sami provozují a tudíž žádný negativní následek neočekávají.

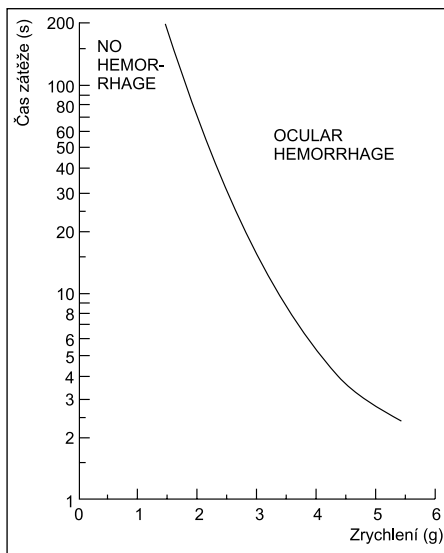
Hranice přetížení pro krvácení do sítnice

Studie [7] spojuje míru poranění mozku dítěte s konkrétními hodnotami zrychlení hlavy dosaženými během traumatu. Autoři uvádějí přetížení působící na hlavu u studentů ve věku 8–21 let. Měření byla provedena akcelerometry upevněnými na hlavě figurantů a to během cvičení na hrazdě. Autoři uvádějí míru přetížení s výskytem krvácení do oční sítnice.

Pro posouzení nebezpečné hranice zatížení hlavy vycházíme z jednotlivých literárních zdrojů (hodnoty pro letce) [4, 5, 11], z nich vyplývá:

- Negativní přetížení (–g), (záporné délkové přetížení) – se snáší hůř než pozitivní, vysoké tlaky v mozkových cévách, nával krve do sítnice, zčervenání zorného pole rychle následované ztrátou vidění („red-out“), otok obličeje, nebezpečí krvácení do mozku.
- Záporné přetížení vyvolává pocit tlaku v hlavě a za očima, zarudnutí zorného pole („red out“), posléze kruté bolesti hlavy, zmatenost a bezvědomí.
- Kritická hodnota je –3g po dobu 6 sekund (jiní autoři uvádějí 5 sekund).

- Při hodnotách mezi –2,5 g až –3 g se zhoršuje vidění, před očima se objevuje tzv. červená clona, mohou vzniknout i krvácení do přední oční komory.
- Záporné podélné přetížení je nebezpečné, krev se přesouvá do cév horní poloviny těla a do hlavy. V důsledku omezené kapacity těchto cév se zvyšuje tlak v povodí a. karotis a a. vertebralis. Současně se rozšiřují povrchové cévy v měkkých částech obličeje a krku. Již při –2 g až –3 g uvedené partie rychle otékají a objevují se na nich petechie. Dostavuje se pulsující bolest hlavy. Letec má pocit, že mu vypadnou oči z důlků a zároveň se objevuje silné řezání a pálení spojivek.
- Při záporném podélném přetížení neexistuje spontánní obranný mechanismus organismu.



Graf 1 Graf závislosti zrychlení (v násobcích g) na době působení a hranici přetížení vyvolávající krvácení do sítnice. Převzato ze [1].

VÝSLEDKY EXPERIMENTŮ

Metodika a cíle

Cvičení s miminky jsme zaznamenávali na kurzu „Létání miminek“ v Praze. Z etických důvodů nebylo možné použít akcelerometry ani jiné kontaktní senzory pohybu. Jedinou možností měření a záznamu dat bylo použití rychloběžných video kamer a následná video analýza pohybu.

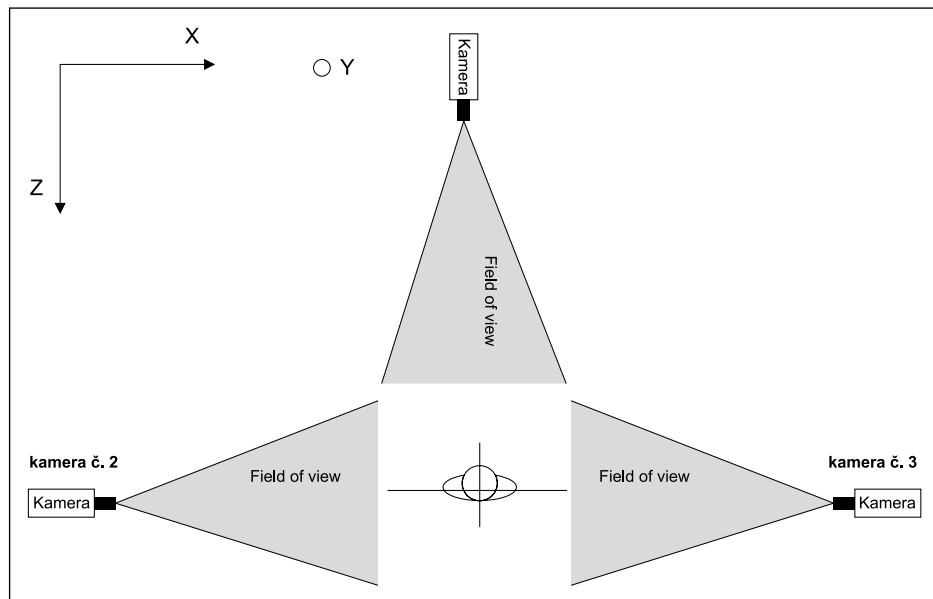
Tři rychloběžné kamery Casio FX-1 Pro jsme umístili dle **obr. 2**. Video záznamy z jednotlivých kamer byly synchronizovány a následně upraveny do potřebného formátu pro software pro 2D video analýzu. Pro určení přetížení hlavy bylo použito 3D video analýzy. Cvičící matky s dítětem jsme snímali pomocí 3 kamer (rozmístění viz **obr. 2**) v režimu high-spe-

ed, s rychlostí záznamu 300 fps. Hlavní kamera č. 1, zaznamenávala okamžitou polohu markeru v rovině XY, vedlejší kamery zaznamenávaly okamžitou polohu markeru v rovině YZ.

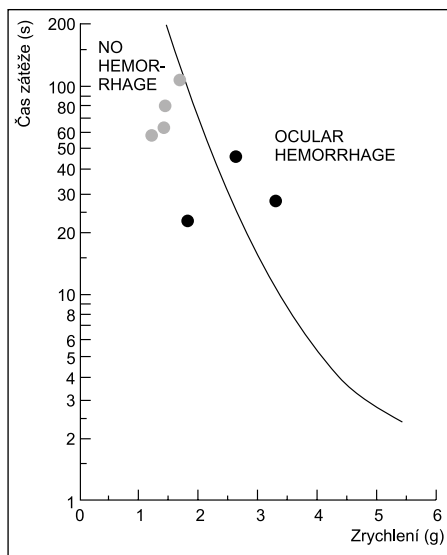
Použité kamery v režimu high-speed nezaznamenávají zvukovou stopu, proto jsme jako synchronizační signál kamer použili signál obrazový (klapka, záblesk) a to jak na začátku měření, tak i na konci měření. Synchronizační signály na začátku i na konci měření tak umožnili kontrolu přesnosti timecode kamer (změřená nepřesnost timecode byla pod 0,5 %, tuto chybu měření jsme dále zanedbávali).

V softwaru Tracker jsme ručně k markeru M přiřadili souřadnice $M = (x, y, z, t)$ v každém časovém okamžiku $t = 1/300$ s.

Takto pracně sesbíraná data byla základem pro další zpracování. Nejprve byla data vyhlazena pomocí spline funkcí. Pomocí



Obr. 2 Umístění video kamer v prostoru



Graf 2 Graf závislosti zrychlení (v násobcích g) na době působení a hranice přetížení vyvolávající krvácení do sítnice. Černé body jsou hodnoty maximálního přetížení, šedé hodnoty jsou pro průměrné přetížení.

prvních a druhých derivací byly získány okamžité hodnoty maximálního a průměrného zrychlení působící na centrum tíhy hlavy u jednotlivých cviků. Pro kontrolu zpracování dat jsme využili další vyhlazovací metody (např. filtr Savitzky-Golay), které potvrdili správnost našeho postupu a výsledků.

Protože nebylo možné na kojence připevnit standardně užívané markery, využili jsme jako markery kontrastní body na hlavě kojence, jejichž poloha se v průběhu cvičení vzhledem k centru tíhy hlavy nemění (zvukovod, vnitřní, resp. vnější koutek oka, ...). Pro větší přesnost měření jsme používali minimálně 3 markery. Pohyb centra tíhy hlavy jsme pak ze znalosti geometrických proporcí každého dítěte dopočítali.

Výsledky měření jsou také v dobré shodě s pilotním měřením prováděným na speciální figuríně kojence, k jehož hlavičce jsme připevnili 3osý akcelerometr.

Výsledky měření

Během kurzu bylo natočeno celkem 8 dětí z toho uvádíme naměřené hodnoty u 4 dětí. Věkové rozmezí dětí bylo od 17 dnů po 19 měsíců. Děti cvičí s rodiči pravidelně 1× až 2× denně po dobu 7-10 minut. Každé dítě je v průběhu cvičení přibližně 20 % času hlavou dolů, tj. na hlavu působí minimální zatížení 1 g ve směru záporné osy z.

DISKUZE

Hodnoty zrychlení hlavy, které byly během kurzu létání miminek naměřeny

Věk [měsíce]	Hmotnost [kg]	Průměrné přetížení [9,81 m.s ⁻¹]	Celková doba trvání průměrné- ho přetížení [s]	Maximální přetížení [9,81 m.s ⁻¹]	Celková doba trvání maximální- ho přetížení [s]
7,0	7,0	1,5	64	1,8	22
3,0	5,0	1,7	106	2,7	48
19,0	10,0	1,5	83	3,3	28
0,5	3,3	1,3	58	1,8	21

Tabulka 1 Změřené hodnoty zrychlení hlavy v násobcích g a doby zatížení



Obr. 3 – Ukázka cvičení s maximálním negativním přetížením $a = -3,3g$

patří do oblasti rizikové zátěže na lidský organismus. Tedy existuje nenulová pravděpodobnost, že cvičící miminka podle této metody mohou utrpět poranění mozku. Jak je výše zmíněno, míru poranění mozku tzv. MTBI, lze přesně určit pouze pomocí zobrazovacích metod (CT, MRI).

Další z možných rizik pro dítě při této metodě cvičení je nárazové a nepřirozené zatížení kloubů a měkkých tkání. Během cviků je na klouby a měkké tkáně vyvíjena

zátěž často překračující dvojnásobek hmotnosti dítěte. Tato zátěž je prováděna nejen v tahu, který je pro klouby a měkké tkáně nepřirozený, tak současně i v rotaci, proto je pro klouby tím více riziková. V tomto článku se však mírou možného poranění kloubů podrobně zabývat nebudeme.

Při biomechanické analýze jsme se také zabývali jevem Shaken Baby Syndrom, podle předvedeného cvičení k tomuto jevu může dojít při nadhazování kojence



Obr. 4 – Ukázka cvičení s maximálním negativním přetížením $a = -2,78g$

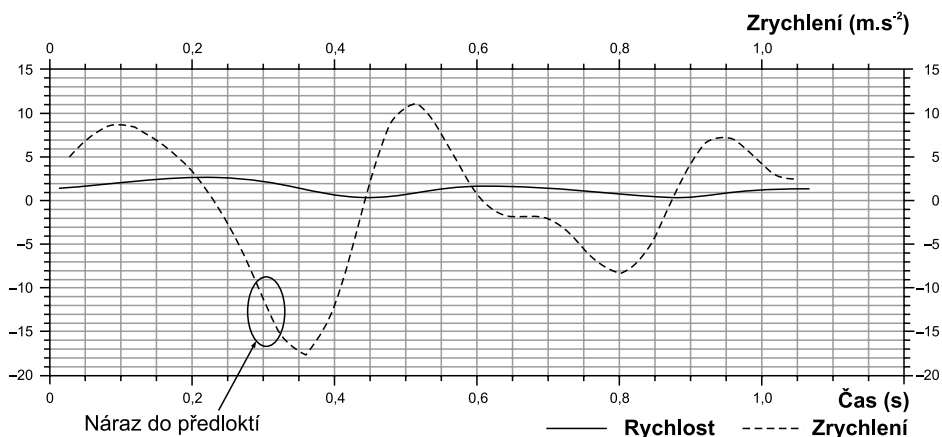


Obr. 5 – Okamžik nadhazování kojence z ruky na ruku s dopadem břicha kojence na předloktí maminky. Fáze pro zjišťování zatřesu hlavy.

z ruky na ruku s dopadem břicha kojence na předloktí cvičící osoby. V těchto fázích dochází k mírnému zatřesení hlavy kojence. Shaken baby syndrome je nejčastěji způsoben prudkým třesením a cloumáním s kojencem nebo malým dítětem, přičemž nezáleží na tom, za jakou část těla dítěte je cloumáno a třeseno, za nohy, ruce, hrudník či ramena. Zajímala nás tedy hodnota přetížení hlavy kojence ve fázi

maximálního přetížení. Z biomechanické analýzy vyplývají hodnoty přetížení hlavy v předozadním směru. Zvolili jsme kritický okamžik, který je znázorněn na **obr. 5**.

Podle biomechanických podkladů a na základě výzkumu laboratoře biomechaniky PA ČR v Praze. Minimální hodnota pro porušení zdraví a prvotní negativní příznaky jsou 9 g [2, 9]. Zjištěné hodnoty pro



Obr. 6 – Průběh rychlosti a zrychlení hlavy v kritickém okamžiku třesení hlavy. Decelerace hlavy zjištěna maximálně 2 g v předozadním směru.

třesení hlavou dítěte (SBS) při cvičení bylo zjištěno maximálně 2 g – tedy Shaken Baby Syndrom lze vyloučit. Při cvičení tzv. „létání miminek“ nedochází k nebezpečným předozadním přetížením hlavy, jev Shaken Baby Syndrom lze z hlediska forenzní biomechaniky vyloučit.

ZÁVĚR

Naměřili jsme a analyzovali data ze cvičení čtyř různě starých kojenců ve věku od 17 dnů do 19 měsíců. Všechny naměřené hodnoty jsou na hranici rizikové zátěže pro vznik krvácení do sítnice. Z video analýzy jsme zjistili charakter a podrobný popis cviků a hmatů, překračující dvojnásobek hmotnosti dítěte.

V jednom případě byly zjištěny krajní hodnoty přetížení pro rotaci kojence, záporné délkové přetížení hlavy zjištěno v hodnotě -3,3 g po dobu 28 s. Tyto hodnoty překračují hranici tolerance pro bezpečnou zátěž organismu. Zátížení v kloubech dolní končetin bylo zjištěno maximálně 324 N. Tyto síly způsobují nepřírozené protahování vazů kloubů a jejich uvolnění.

Celkově jsme vyhodnotili metodu „Létání miminek“ jako rizikovou a pro zdraví dítěte jak z krátkodobého, tak z dlouhodobého hlediska jako nevhodnou a zdraví škodlivou. Posuzovanou techniku lze považovat za zlé nakládání s dítětem.

Policisté se při vyšetřování opírali mimo jiné o posudek z oboru forenzní biomechaniky a soudního lékařství, na kterém pracovala celá řada odborníků. Z jeho závěrů jednoznačně vyplývá nevhodnost těchto aktivit, které by, dle vyjádření soudních znalců, mohly vést v budoucnu i k následnému poškození zdraví dětí,“ uvedla mluvčí pražské policie Ivana Ježková.

Přesto byl případ odložen, protože se nepodařilo prokázat, že by „létání“ někteřému z dětí skutečně poškodilo jakkoliv zdraví. Vyslechnuté matky navíc na cvičení neshledaly nic špatného. Některé odmítly vypovídat. Zklamáním pro nás byl fakt, že ačkoliv jsme na internetových diskusních fórech našli velké množství negativních ohlasů a zkušeností, žádná z maminek nebyla ochotná vystoupit z anonymity internetu a policistům svá svědectví poskytnout.

LITERATURA

1. BECK G. Robin; RABINOVITCH Peter; BROWN C.Arthur. *Acceleration forces at eye level experienced with rotation on the horizontal bar*. Journal of Applied Physiology 46(6):1119-1121, 1979
2. CASE, M., GRAHAM, M., HANDY, T., JENTZEN, J., MONTELEONE, J. The National Association of Medical Examiners Ad Hoc Committee on Shaken Baby Syndrome. Paper on fatal head injuries in infants and children. *American Journal of Forensic Medicine and Pathology*. Vol. 22, No 2, 2001, pp. 112–122.
3. DURECOVÁ, Katarína. *Rozlišení problematiky duševní nemoci a mentálního postižení, posuzování sociálních dovedností jako předmět znaleckého posudku, výběr adekvátních odborníků [online] [cit. 2011-03-22]. Dostupné z WWW: <www.kvalitavpraxi.cz/res/data/001/000252.pdf>.*
4. HÁČEK, L., FABER, J. *Lidská výkonnost a omezení*. Učební texty pro teoretickou přípravu pilotů ATPL(A). Dle předpisu JAR-FCL 1 (část 040 00). Zpracování koordinováno v rámci projektu GAČR, č. 103/01/0587 „Zvyšování bezpečnosti a kvality v civilním letectví“
5. HAMPL, V. *Fyziologie extrémních stavů*. (http://fyziologie.lf2.cuni.cz/hampl/teach_mat/extremy/extr_st2.htm)

-
6. JAY, Gary. *Mild Traumatic Brain Injury handbook*. Boca Raton: CRC Press LLC, 2000. 358 s. ISBN 0-8493-1955-2. (s. 4)
 7. KEENAN, Heather; HOOPER, Stephen; WETHERINGTON, Crista. *Neurodevelopmental Consequences of Early Traumatic Brain Injury in 3-Year-Old Children*. Pediatrics, March 2007, vol. 119, no. 3, s. 616–623. ISSN 1098-4275. (s. 618–621)
 8. KIRKWOOD, Michael; YEATES, Keith Owen; TAYLOR, Gerry. *Management of Pediatric Mild Traumatic Brain Injury: A Neuropsychological Review From Injury Through Recovery*. The Clinical Neuropsychologist, September 2008, vol. 22, no. 5, s. 769–800. ISSN 1744-4144.
 9. ORIENT, J. M. Reflection on „Shaken baby syndrome“: A Case Report. *Journal of American Physicians and Surgeons*. Vol. 10, No 2, 2005, pp. 45–50.
 10. RUFF, Ronald; IVERSON, Grant; BARTH, Jeffrey et al. *Recommendations for Diagnosing a Mild Traumatic Brain Injury: A National Academy of Neuropsychology Education Paper*. Archives of Clinical Neuropsychology, vol. 24, no. 1, February 2009, s. 3–10. ISSN 1873-5843. (s. 4–5)
 11. ŠULC, J. *Letecká fyziologie*. Praha: Naše vojsko, 1980, s. 80–88.
 12. TAYLOR, Gerry; SWARTWOUT, Maegan; YEATES, Keith et al. *Traumatic Brain Injury in Young Children: Post-Acute Effects on Cognitive and School Readiness Skills*. *Journal of the International Neuropsychological Society*, September 2008, vol. 14, no. 5, s. 734–745. ISSN 1469-7661. (s. 735, 744)

Adresa autora:

Prof. PhDr. Jiří Straus, DrSc.

Policejní akademie ČR v Praze

straus@email.cz

REMODELACE SYNTETICKÝCH KOSTNÍCH ŠTĚPŮ V DIAFÝZE FEMURU PŘI JEDNODOBÉ PROLONGACI

REMODELLING OF SYNTHETIC BONE GRAFTS IN FEMORAL DIAPHYSIS DURING ONE STAGE LENGTHENING

MYSLIVEC R.^{1), 2)}, MAŘÍK I.¹⁾, DIAMANT J.³⁾, ŠMÍD S.⁴⁾,
MAŘÍKOVÁ A.¹⁾, DANEŠOVÁ J.⁵⁾, PETRTÝL M.⁵⁾

- ¹⁾ Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu s.r.o., Olšanská 7, Praha 3 130 00
- ²⁾ Ortopedicko-traumatologické oddělení ON Příbram a.s., U nemocnice 84, Příbram 261 01
- ³⁾ IBI CZ s.r.o., Senovážné nám. č. 5, 110 00 Praha 1
- ⁴⁾ Ortopedicko-traumatologické oddělení ON Sokolov a.s.
- ⁵⁾ ČVUT Praha, Fakulta stavební, Laboratoř biomechaniky a biomateriálového inženýrství, Thákurova 7, 170 00 Praha 7

SOUHRN

Cílem kasuistického sdělení je demonstrovat a biomechanicky vysvětlit remodelaci biomateriálu (hydroxiapatit s křemíkovými ionty, Si-CAP), který byl použit k náhradě kostních defektů vnitřní a zevní kortikalis diafýzy femuru u dívky s achondroplazií při jednodobé prolongaci o 24 mm. Zkrat levého femuru vznikl při prolongaci jedno rovinovým zevním fixátorem Wagner střední v důsledku iatrogenní poruchy remodelace kostního regenerátu.

Na obrázcích je dokumentován fenotyp a proporcionalita probandky, výsledek více etapové prolonační terapie a vyrovnání délky dolních končetin (DK) jednodobou prolonační levého femuru.

Na základě biomechanických zákonitostí byla vysvětlena remodelace v mediální a laterální kortikalis femuru ovlivněná stíněním tuhé laterální dlahy za 10 měsíců po jednodobé prolongaci.

Retrospektivně byla zhodnocena z RTG snímků ve dvou projekcích geometrie svalku (tzv. callus diameter ratio – CDR) při a po prodlužování obou femurů zevním jedno rovi-

novým fixátorem Wagner střední a upozorněno na závažnou poruchu remodelace svalku femuru po přerušení (osteotomii) distrakčního svalku z důvodu jeho předčasného srůstu.

Klíčová slova: achondroplazie, callus diameter ratio – CDR, prodlužování dolních končetin, náhradní kostní štěpy, hydroxiapatit s křemíkovými ionty, laterální dlaha a remodelace femuru, soustava „kost – dlaha“

ABSTRACT

The aim of our work is to demonstrate and biomechanically explain remodelling of a biomaterial (a novel synthetic, porous, silicate-substituted calcium phosphate – Si-CAP / Actifuse/) which was used for reparation of cortical femoral defects of diaphysis during one stage 24mm lengthening at a girl with achondroplasia. The shortening of the left femur was caused by a complication of unilateral lengthening (Wagner device, medium-length) and consequent lesion of bone remodelling.

On figures, there are depicted a phenotype and proportionality of a female proband, result of lengthening treatment and equalization of leg length by one stage femoral lengthening.

On basis of biomechanical relations, remodelling of medial and lateral femoral corticalis (10 months after one stage lengthening) under a rigid lateral plate shielding was explained

The geometry of bone reclaim (so-called callus diameter ratio – CDR) during and after lengthening of both femurs by unilateral Wagner device (medium-length) was retrospectively evaluated. The authors alerted to severe failure of callus remodelling after osteotomy of bone reclaim due to its premature unite.

Key words: achondroplasia, callus diameter ratio – CDR, leg lengthening, bone graft substitute, silicate-substituted calcium phosphate – Si-CAP, lateral plate and remodelling of femur, system „bone-plate“

ÚVOD

Pokusy nahradit lidskou kost se datují od nepaměti. K prvním náhradám se používal kokosový ořech, dále následovalo zlato, slonovina, dřevo, v 17. století zvířecí kosti, v 19. století lidská kost nebo vlastní kost. V sedmdesátých letech 20. století byl užit hydroxiapatit, v osmdesátých letech betatricalciumfosfát, od roku 2005 se úspěšně užívá hydroxiapatit s křemíkovými ionty (2,4).

Autograft je nejčastěji používaná náhrada kostní tkáně, odběr vlastní kosti se nej-

častěji provádí z oblasti lopaty kosti kyčelní (3). Tato metoda je z hlediska pacienta nejpřirozenější, ale má mnoho úskalí (13), mezi něž patří velké množství komplikací (9–49%) – bolest, jizva, zvýšené riziko infekce, kvalita kosti u osteoporosy nebo některých kostních dysplazií (např. osteogenesis imperfecta, osteopetróza, enchondromatóza aj. – pozn. autora), prodloužení operační doby, limitované množství kosti a v neposlední řadě i delší užívání analgetik (2).

Allograft je druhá nejčastěji používaná metoda, kdy je náhrada získávána odběrem

od dárců. Mezi nevýhody této metody patří nestejná kvalita materiálu, odběr většinou od starších pacientů (cukrovka, kuřák, osteoporosa), nebezpečí infekce, přenosných nemocí a v neposlední řadě administrativní překážky a následující náklady (1).

Demineralizovaná kostní matrix se vyrábí z kadaverů odstraněním minerální kostní složky. Z toho vyplývá nepřítomnost kostry, do které migrují nediferencované buňky, riziko infekce, kolísající kvalita a vlastnosti, cena.

Hydroxiapatit ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) + CaCO_3 je osteokonduktivní, snadno dostupný, má podobnou strukturu jako lidská kost. Při použití hydroxiapatitu se předchází problémům uvedeným u autograftu. Nevýhodou je velmi pomalé vstřebávání a malá remodelace (2).

Betatricalciumfosfát byl vyvinut, aby se odstranila pomalá resorpce hydroxiapatitu, je rozpustný ve vodě a je plně syntetický. Jako hydroxiapatit je osteoinduktivní, rozpouští se ale mnohem rychleji než hydroxiapatit. Z této vlastnosti plyne jeho nevýhoda – rozpouští se dříve, než se vytvoří kost, a proto zpravidla vnikne vazivo a pakloub (2).

Kalciumsulfát je plně syntetický, rychle se rozpouští, není porézní, netvoří lešení pro vznik kosti a také může vzniknout fibrozní tkáň (2).

Rekombinovaný lidský kostní morfogenní protein zatím nenalezl klinické využití pro vysoké výrobní náklady, nejasné dávkování, tvorbu kosti i mimo kostní tkáň, otok a další nežádoucí účinky.

Hydroxiapatit s křemíkovými ionty (Si-CAP). Jeho vývoj byl inspirován juvenilní kostí, Ca ionty jsou v 0,8 % nahrazeny Si ionty. Z této záměny vyplývá změna povrchového napětí materiálu a afinita nediferencovaných buněk s následnou tvorbou

kosti v závislosti na biologické aktivitě pacienta. Další důležitou vlastností je struktura materiálu připomínající kost (4, 15).

Intenzita modelace a **remodelace** kortikalis je z biomechanického hlediska výrazně ovlivňována dominancí velikostí a směrů vnějších silových účinků, resp. vznikajícími napjatostními a přetvárnými odezvami ve tkáni na tyto účinky, t.j. vznikem dominantních mikronapjatostních a dominantních mikropřetvárných stavů. Ve směrech dominantních hlavních napětí (tj. ve směrech nejfrekventovanějších hlavních napětí v daném bodě tkáně) se ve směru první hlavní osy anizotropie orientují hlavní osy struktury (materiálu), na příklad podélné osy osteonů. Během remodelačních (přestavbových) procesů příroda uvádí do *koincidence směr prvního dominantního hlavního napětí, směr hlavní osy materiálu a směr první hlavní osy anizotropie (princip remodelačního ekvilibria, Petrtyl, 1988 [9])*.

Diafýza dětského (i dospělého) femuru je při běžné chůzi (z obecného pohledu) dominantně namáhána normálovými silami, ohybovými momenty a momenty kroutícími. Tyto silové a momentové účinky iniciují v kostních tkáních napětí a přetvoření (deformace), jejichž změny (při změnách zatížení) velmi účinně ovlivňují modelaci a remodelaci. Podle velikosti fyziologicky přípustné intenzity zatěžování dochází k ovlivňování rychlostí metabolických procesů novotvorby tkáně. Kostní tkáň může za jistých biomechanických podmínek houstnout, za jiných podmínek řídnout (12).

Při aplikacích tuhých laterálních dlah se ohybová tuhost diafýzy femuru zvětšuje o velikost ohybové tuhosti dlahy. Volbou materiálových vlastností použité dlahy (modulů pružnosti) a volbou tvaru příčné-

ho průřezu dlahy lze primárně regulovat tuhost dlahy a následně, po jejím upevnění k diafýze, i tuhost systému „kost – dlaha“.

Geometrické a materiálové parametry dlahy jsou tak hlavními nástroji (z pohledu klasické mechaniky) regulace tuhosti soustavy „kost – dlaha“ a z biomechanického pohledu regulátorem rychlosti a kvality remodelačních procesů. Teoreticky řečeno – velká (absolutní) tuhost soustavy „kost – dlaha“ nepřispívá k urychlení hojení a ke vzniku kvalitní kostní tkáně. Naopak při optimální tuhosti soustavy „kost – dlaha“, s možností mikropohybů, při zajištění plné stability protilehlých kostních fragmentů, dochází k intenzivnějšímu hojení.

Upevněním laterální dlahy k diafýze femuru dochází při běžné chůzi k distribucím a redistribucím namáhání v „nové biomechanické soustavě kost – dlahy“. Soustava je také namáhána normálovými silami, ohybovými a kroutícími momenty (podobně jako i v případech diafýz bez dlahy), ale v důsledku změn ohybových tuhostí jsou vnitřní síly a momenty redistribuovány (10, 11).

Achondroplazie (ACH) je nejčastěji se vyskytující kostní dysplazie, vyznačující se krátkou disproporcionální postavou, relativně dlouhým trupem a krátkými končetinami. Typický fenotyp ACH je způsoben bodovou mutací v genu FGFR3 (4p16.3), která se na skeletu manifestuje porušením enchondrálního růstu, což vede k retardaci růstu dlouhých i krátkých kostí, těl a oblouků obratlů a zpomalení enchondrálního růstu baze lebny i centrálních struktur lebky. Na radiologickém přehledu skeletu se prokazují dysplastické metafýzy dlouhých kostí, stenóza páteřního kanálu (zvláště v dolní bederní a krční krajině) a makrocefalie (někdy se rozvíjí hydrocefalus s příznaky nitrolební hypertenze) (5, 13).

Vhodné případy (bez neurologických komplikací) jsou na přání rodičů indikovány k prolongačnímu léčení dolních končetin. Jak kvalita a hustota kostní tkáně, tak remodelace kostních regenerátů není negativně ovlivněna vrozenou poruchou enchondrálního růstu (zkušenost autorů).

Během prolongace dlouhých kostí zevním fixátorem, v době sejmutí a následném období lze hodnotit kvalitu nově vytvořeného svalu na RTG snímcích měřením geometrie svalu ve dvou projekcích jako tzv. **callus diameter ratio (CDR)**. CDR je poměr mezi minimální naměřenou šířkou svalu a šířkou osteotomie v proximální části kosti, udávaný v procentech. Vypočtenou hodnotu (%) lze využít k určení doby, kdy se rozhodnout pro sejmutí fixátoru, k indikaci zátěže po extrakci ZF, ale i ke sledování modelace svalu. Při hodnotě CDR 85 % a méně v jedné projekci dochází zpravidla k infrakci či fraktuře kostního regenerátu (7, 8).

Při diskrepanci dolních končetin v délce 3–4 cm se již uvažuje kromě konzervativní ortopedicko-protetické terapie (kombinace podpatěnka či vložky do bot a zvýšení podešve) o operačním řešení. Při zkratech do 4 cm se po skončení růstu zpravidla indikuje zkracovací (abreviační) osteotomie delší končetiny s dlahovou osteosyntézou. V období růstu máme velmi dobré výsledky s antropologicky načasovanou epifýzeodézou v oblasti kolenního kloubu delší DK (6). V případech s disproporcionální krátkou postavou, kdy jsou zkráceny převážně dolní končetiny lze využít i u dospělých pacientů postupnou prolongaci s využitím zevního fixátoru. Jednodobá prolongace kratší dolní končetiny po skončení růstu se indikuje pouze zřídka vzhledem k riziku poškození končetinových nervů

(n. ischiadicus) a riziku opožděného hojení nebo vzniku pakloubu.

V případě naší pacientky, která již ukončila růst, jsme se vzhledem ke krátké disproporcionální postavě rozhodli pro jednodobou prolongaci s vědomím uvedeného rizika. Opakované prodlužování zevním fixátorem odmítla.

KASUISTIKA

Autoři prezentují případ dívky s achondroplazií potvrzenou klinicky, rentgenologicky i molekulárně genetickým vyšetřením, která podstoupila několik prodlužovacích operací obou dolních končetin (DK) a prodloužení obou pažních kostí. Pacientka je



Obr. 1 A (vlevo). Proporcionalita pacientky ve 13 letech před prolongací humerů a před jednorázovým prodloužením levého femuru. Vyrovnání délky DK při podložení LDK o 24 mm.



Obr. 1 B (vpravo). Proporcionalita postavy po skončení prodlužování DK a HK, věk 15 let, výsledek léčení.

sledována a léčena v Ambulantním centru pro vady pohybového aparátu s.r.o. v Praze 3 od 5 let věku. V 8 letech byly prolougovány oba bérce pomocí ZF Ilizarov , kdy tibie byly prodlouženy o 93 mm. Následovala prolongace pravého femuru v 9 letech – ZF Wagner střední, se ziskem 110 mm. V necelých 10 letech prolongace levého femuru – ZF Wagner střední, se ziskem 85 mm. Prodlužování bylo ukončeno vzhledem ke komplikacím popsaným níže

(porucha ZF a remodelace kostního regenerátu). V 13 letech byla provedena prolongace pravého humeru ZF Wagner malý s přechodnou paresou n. radialis a ziskem 70 mm. V 14 letech byl prodloužen levý humerus ZF Wagner malý se ziskem 65 mm. Proporcionalita pacientky ve 13 letech před



Obr. 2 A (vlevo). RTG dolních končetin (DK) před prodlužováním ve věku 8 let.



Obr. 2 B (vpravo). RTG DK v 11 letech ukazuje výsledek prolongace obou bérců a femurů, zkrat LDK 24 mm.

prolongací humerů a před jednorázovým prodloužením levého femuru je ukázána na **obr. 1 A**. **Obr. 2 A** zobrazuje RTG dolních končetin (DK) před prodlužováním (8 let), **obr. 2 B** výsledek prolongace obou bérců a femurů (11 let). Proporcionalitu postavy po skončení prodlužování DK a HK dokumentuje **obr. 1 B**.

Komplikace při postupné prolongaci levého femuru

V 9 letech a 10 měsících byla provedena příčná osteotomie levého femuru a aplikace ZF Wagner střední. Po 10 dnech byla zahájena prolongace femuru. Infekce kolem šroubovic byla léčena lokálně i systémově (ATB, systémová enzymoterapie). Po měsíci matka zjistila, že další prolongace není možná. Na RTG snímcích byla prokázána distrakční

mezera 27 mm s mediálně mohutným osifikovaným svalkem svědčícím pro předčasný srůst kostního regenerátu. V 9 letech a 11 měsících byla provedena osteotomie kostního regenerátu a jednorázová distrakce o 1 cm s vložením kostních štěpů z hypertrofického regenerátu do vzniklé distrakční mezery. V dalších dnech bylo pokračováno v distrakci o 1 mm denně další 2 měsíce, kdy na RTG byla prokázána prolongace 85 mm. Opakovaný infek v okolí šroubovic byl léčen ATB, kvůli bolestem málo zatěžovala prodlužovanou DK. Po 8 měsících od operace byla na RTG zjištěna atrofie v centru kostního regenerátu, poróza z inaktivity celého femuru i kolena. Proto byla zahájena léčba Sudeckova algoneurodystrofického syndromu bisfosfonáty a byla provedena spongioplastika kortispongiosními štěpy z lopaty kosti kyčelní. Dva měsíce po spongioplasti-



Obr. 3A. Granule umělé kosti hydroxiapatitu s křemíkovými ionty (Si-CAP) byly promíchány s krví pacientky.

ce na RTG snímcích byl zjištěn široký svalek charakteru hypertrofické pseudoartrózy. Vzhledem k chronickému infektu kolem šroubovic ZF, jejich uvolnění, nezbytnému trvalému podávání ATB a psychickému stavu byl zevní fixátor sejmut a zhotovena pelvifemorální ortéza sec. Sarmiento. Dívce a rodičům bylo doporučeno plně zatěžovat prodlouženou LDK. V 11 letech - 14 měsíců od primární operace levého femuru, byla zjištěna pokročilá remodelace pseudoartrózy na RTG snímcích. Dívce bylo doporučeno zatěžovat obě DK bez omezení, pokračovat v rehabilitaci a léčbě bisfosfonáty. Za dalších 12 měsíců byla rentgenologicky prokázána dostatečná remodelace kostního regenerátu. Ve 13 a opakovaně v 15 letech

byl antropologickým vyšetřením verifikován zkrat levého femuru 25 mm (**obr. 1A**). Zkrat byl korigován upravenou standardní obuví. V té době trpěla recidivujícími vertebrogenními bolestmi dolní bederní páteře s iritací do obou dolních končetin. Neurologické vyšetření (včetně vyšetření evokovaných potenciálů) vyloučilo syndrom kaudy při vrozené stenóze páteřního kanálu v dolní bederní krajině. Vzhledem k recidivujícím neurologickým obtížím (na kterých se pravděpodobně podílel biomechanicky významný zkrat LDK) a na přání pacientky i jejích rodičů bylo indikováno jednorázové prodloužení levého femuru s cílem vyrovnat zkrat LDK a tím nepřímo ovlivnit vertebrogenní symptomatologii.



Obr. 3 B. Fixace jednoduché prolongace diafýzy L femuru laterální dlahou, distrakční mezera proximálně a distálně byla vyplněna granulemi Si-CAP.



Obr. 4 A, B. RTG snímky levého femuru v předozadní (AP) a bočné projekci 2 měsíce po operaci – známky počínajícího hojení osteotomie a vhojování granulí Si-CAP.

Jednodobá prolongace diafýzy levého femuru

V 15 letech a 4 měsících byla provedena zetovitá prolongace levého femuru o 22–24 mm a fixace 10 děrovou monouhlovou dlahou (Intercus). Do vzniklé distrakční mezery proximálně a distálně byly vloženy po promíchání s krví pacientky granule hydroxiapatitu s křemíkovými ionty (Actifuse) v objemu 10 ml (**obr. 3A, B**). Po 2 měsících od operace na provedených RTG snímcích byly prokázány známky počínajícího hojení osteotomie i vhojování hydroxiapatitu s křemíkovými ionty (**obr. 4 A, B**), proto byla doporučena chůze s plnou zátěží. Na RTG snímcích 10 měsíců

od jednodobé prolongace nebyly známky uvolnění laterální dlahy, podélná osteotomie diafýzy byla rentgenologicky konsolidována. Distálně a mediálně byla patrná rozšířená kortikalis a skoro úplná remodelace granulí hydroxiapatitu s křemíkovými ionty. Proximálně v zevní kortikalis v původním kostním defektu byla prokázána kostní remodelace, granule ale byly ještě zčásti diferencovatelné. Šíře dřevné dutiny nebyla ještě zcela obnovena (**obr. 5 A, B**).

Při klinicko-antropologickém vyšetření v 15 letech a 6 měsících byla výška ve stoje 132,4 cm, což při srovnání s predikovanou výškou v dospělosti 124 cm (bez prolongace DK) odpovídá zisku tělesné výšky pouze 8,4 cm. Prodlužovací operace obou DK a obou humerů vedly k zlepšení proporcionality a zvýšení finální výšky (**obr 1A, B**). Dosažená konečná výška je však výrazně nižší než by odpovídalo provedeným operacím (bérce byly operačně prodlouženy o 9 cm, femury o 10–11 cm). Na celkové růstové retardaci se pravděpodobně uplatnil stres během prodlužování (dítě bylo velmi anxiosní), recidivující infekce v okolí šroubovic (opakované léčení ATB podle zjištěné citlivosti) a urychlené kostní zrání verifikované na RTG ruky. Můžeme uvažovat o sporném vlivu růstového hormonu (GH) na růstové epifýzy, kdy došlo k jejich předčasnému uzavření (na doporučení endokrinologa byla dívka léčená GH na extramurálním pracovišti s cílem zlepšit remodelaci kostních regenerátů při prodlužování).

Retrospektivně bylo hodnoceno CDR při prolongacích obou femurů. Právý femur: poměr CDR v AP projekci 95 %, v laterální (L) 85 %. Ke komplikacím charakteru desaxace či fraktury nedošlo. Levý femur: zpočátku v době vzniku mediálně mohutného osifikačního svalku poměr CDR 147 % v obou projekcích. Po OT svalku a další pro-



Obr. 5 A, B. RTG snímky levého femuru v AP a bočné projekci 10 měsíců po jednodobé prolongaci. Na snímku v AP projekci distálně a mediálně byla patrná rozšířená kortikalis a téměř úplná remodelace granulí Si-CAP. Proximálně v zevní kortikalis v původním kostním defektu byla prokázána kostní remodelace, granule ale byly ještě zčásti diferencovatelné. Nedošlo k úplné rekanalizaci dřevěné dutiny.

longaci vznikla atrofie kostního regenerátu, další remodelace byla příznivě ovlivněna spongioplastikou s výsledným CDR v AP projekci 95 % a L projekci 111 %.

DISKUZE

Použití umělé kosti Actifuse (hydroxiapatit s křemíkovými ionty, Si-CAP) je osvědčenou náhražkou autograftu či allograftu a vede ke kvalitní osteointegraci nejen v oblasti páteře (4) ale i v ostatních

lokalitych skeletu. V našem případě jsme při jednodobé prolongaci diafýzy levého femuru nemuseli použít vlastní spongiosní štěpy, což zkrátilo dobu výkonu a zamezilo možným překážkám z krajiny odběru autograftu. K velmi dobré remodelaci a osteointegraci granulí hydroxiapatitu s křemíkovými ionty došlo za 10 měsíců od operace.

Callus diameter ratio (CDR) lze využít při rozhodování, kdy zevní fixátor odstranit, jakou povolit zátěž DK po extrakci ZF, ale i ke sledování modelace svalku. Při hodnotě CDR 85 % a méně v jedné projekci dochází zpravidla k infrakci či fraktuře kostního regenerátu (7, 8). Na výše uvedené kazuistice je patrné, že CDR u pravého femuru korelovalo s klinickým nálezem, u prolongace levého femuru osteotomie regenerátu negativně ovlivnila jeho remodelaci i využití CDR.

Z biomechanického hlediska na **obr. 5A** je zřejmé že tkáň v interfragmentální oblasti mediální stěny diafýzy levého femuru má větší densitu než tkáň v interfragmentální oblasti laterální stěny téhož femuru. Z biomechanického pohledu je zřejmé, že tahová namáhání laterální stěny diafýzy jsou výrazně menší, v důsledku těsně přiléhající tuhé dlahy, která díky své velké ohybové tuhosti dominantně přenáší ohybové momenty. V laterální stěně diafýzy jsou také minimalizována tlaková napětí od účinku normálových sil. Normálové tlakové síly jsou z velké části redistribuovány do přilehlé dlahy. Interfragmentální tkáň v mediální stěně diafýzy femuru je více namáhána tlaky (než laterální stěna), a to v kombinaci normálových sil a ohybových momentů. Redistribuce biomechanických účinků v soustavě „diafýza – dlahy“ ovlivňuje kvalitu a rychlost hojení (osifikaci).

Je patrné, že rychlosti biochemických reakcí při modelaci/remodelaci kostní

tkáně v oblastech aplikace syntetických kostních štěpů jsou ovlivňovány nejenom chemickými a genetickými účinky, ale i účinky mechanickými (biomechanickými). Obecně řečeno (9, 10, 11,12) rychlost k_j (j -té biochemické reakce, na příklad reakce při vzniku osteoidu nebo jeho kalifikace) je funkcí jak **objemových změn** η_j reaktantních složek (11) příslušné molekulární směsi tkáně, tak i **změn napětí** $\Delta p = p - p_e$, kde p_e je napětí v elementu kostní tkáně za stacionárního stavu. Pro rychlost příslušné j -té biochemické reakce remodelované kostní tkáně obecně platí exponenciální rovnice:

$$k_j = A_j e^{-\eta_j \Delta p},$$

kde Δp jsou **změny napětí** v příslušné lokalitě s aplikovaným syntetickým hydroxyapatitem k níž dochází:

- a) vlivem **primárních mechanických účinků** (změn tenzorů napětí/deformace, na příklad při chůzi);
 - b) vlivem **primárních nebo sekundárních chemických účinků** (na příklad při aplikaci léků nebo změnami proteinů v buňkách při funkční absenci genomového mechanismu);
 - c) vlivem **exprese genů** v důsledku „zapojení“ genomového mechanismu;
- η_j jsou objemové změny sledovaných reaktantních složek v elementu kostní tkáně vzniklých účinkem:
- a) **chemických látek** (které jsou **primárně iniciovány mechanickými účinky**), a které vyvolávají objemové změny η_{jm} sledovaných reaktantních složek (na příklad smykovým tokem extracelulární tekutiny v lakunách osteocytů);
 - b) **chemických látek, transformovaných v buňkách při „vypnutém“ genomovém mechanismu**, které

primárně (nebo sekundárně) vyvolávají objemové změny η_{jchp} sledovaných reaktantních složek;

- c) **chemických látek** (vzniklých v součinnosti s genomovým mechanismem), vyvolávající objemové změny η_{jchg} sledovaných reaktantních složek;

A_j je součinitel závislý na hodnotě rovnovážného stavu tkáně.

ZÁVĚR

Jednodobou prolongaci femuru o 2–2,5 cm lze považovat za metodu volby pro vyrovnání délky dolních končetin zvláště pak u pacientů s disproportionální krátkou postavou a zkratem dolních končetin, kde abreviační osteotomie není pro pacienta žádoucí.

Osteotomie v oblasti kostního regenerátu a další prolongace vede k vzniku hypotrofického kostního regenerátu s možností vzniku paklobu, vede k výrazně prodloužené remodelaci regenerátu.

Hodnocení poměru CDR na RTG snímku v AP a bočné projekci je jednoduchá geometrická charakteristika kvality kostního svalku, která má vysokou výpovědní hodnotu pro riziko vzniku fraktury nebo desaxace v oblasti kostního regenerátu.

Redistribuce výsledných napětí, rychlost hojení a kvalita kortikalis v bodech diafýzy femuru s aplikovanou dlahou velmi závisí na její tuhosti.

Velká ohybová tuhost dlah nebo některých typů zevních fixátorů zpomaluje hojení v lokalitách „**napětového štítu dlahy resp zevního fixátoru**“ (tzv. nežádoucí účinek stínění – „undesirable shield effect“) při aplikaci syntetického hydroxyapatitu s křemíkovými ionty (Actifuse).

Vznik fyziologicky přípustných změn mikroposunů (od účinků tlakových normálových napětí) přispívá ke zkvalitnění novotvorby kortikalis. Tento jev je také pozorovaný v oblasti kostního regenerátu při postupném prodlužování dlouhé kosti a po ukončení prolongace, kde tento jev nazýváme **periferní posun (drift) kortikalis (8)**.

LITERATURA

1. BUCK BE, RESNICK L, SHAH SM et al. Human immunodeficiency virus cultured from bone. Implications for transplantation. Clin Orthop Relat, 1990, Res: 249–253.
2. HING KA, WILSON LF, BUCKLAND T. Comparative performance of three ceramic bone graft substitutes. Spine J, 2006, 7(4), p. 475–490.
3. CHEN WJ, TSAI TT, CHEN LH et al. The fusion rate of calcium sulfate with local autograft bone compared with autologous iliac bone graft for instrumented short segment spinal fusion. Spine 2005 Oct 15; 30(20), p.2293–7.
4. LERNER T, LILJENQVIST U. Synthetic, Porous, Silicate-Substituted Calcium Phosphate (Actifuse®) As A Bone Graft Substitute In Surgery For Adolescent Idiopathic Scoliosis. Non-published study report, prepared by ApaTech Ltd., Elstree, UK (Nr. BS-AP-23).
5. MAŘÍK I. Achondroplazie. In: Mařík I.ed. Systémové, končetinové a kombinované vady skeletu: vybraná kasuistická sdělení – 2. část. Monografie. Pohybové ústrojí 8, 2001, č. 3-4, s. 109–115.
6. MAŘÍK I, ZEMKOVÁ D, MYSLIVEC R, PETRAŠOVÁ Š, MAŘÍKOVÁ A, HUDÁKOVÁ O, HYÁNKOVÁ E. Nestejná délka dolních končetin v období růstu: diagnostika, monitorování a léčení. Vox paediatricae 10, 2010, č. 8, s. 22–29.
7. MYSLIVEC R, MAŘÍK I, ZEMKOVÁ D, MAŘÍKOVÁ A, PETRTÝL M. Prediction of the callus strength according to its X-ray geometry. Pohybové ústrojí 15, 2008, č. 3-4, s. 342–346.
8. MYSLIVEC R, MAŘÍK I, ZEMKOVÁ D, MAŘÍKOVÁ A, PETRTÝL M. Modelace kostního svalku po sejmutí zevního fixátoru u prodloužovaných pacientů s achondroplazií., Pohybové ústrojí 16, 2009, č. 1–2, s. 134–137.
9. PETRTÝL M. Stav dynamického remodelačního ekvilibria v kortikální kosti. Pohybové ústrojí č. 3, 1995, s. 112–123.
10. PETRTÝL M, DANEŠOVÁ J. Principles of bone remodelling – the limit cycles of bone remodelling“. Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 3, 2001, No. 1, p. 75–91.
11. PETRTÝL M, DANEŠOVÁ J. Bone modelling and bone remodelling,. In: Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 3, Supplement. 2, 2001, p. 409–414.
12. PETRTÝL M, DANEŠOVÁ J. Dynamika řidnutí kortikalis. Pohybové ústrojí 10, 2003, č. 3-4, s. 172–182.
13. SPRANGER JW, BRILL PW, POZNANSKI A. Achondroplasia. In: Bone Dysplasias: An atlas of genetic disorders of skeletal development. Second Edition. New York: Urban-Fisher Verlag, Munchen and Oxford University Press, 2002, p. 83–89.
14. YOUNGER EM, CHAPMAN MW. Morbidity at bone graft donor sites. J Orthop Trauma 1989; 3, p. 192–195.
15. WHEELER DL, JENIS LG, KOVACH ME, MARINI J, TURNER AS. Efficacy of silicated calcium phosphate graft in posterolateral lumbar fusion in sheep. Spine J. 2007. 7(3), p. 308.

Adresa autora:

MUDr. Radek Myslivec

Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu s.r.o., Olšanská 7, 130 00 Praha 3
r.myslivec@seznam.cz

VÝUKA A VÝZKUM V OBLASTI EXPERIMENTÁLNÍ BIOMECHANIKY NA FBMI ČVUT V PRAZE

TEACHING AND RESEARCH OF EXPERIMENTAL BIOMECHANICS AT THE FACULTY OF BIOMEDICAL ENGINEERING, CTU PRAGUE

KUTÍLEK P., HOZMAN J.

České vysoké učení technické v Praze, Fakulta biomedicínského inženýrství

Klíčová slova: experimentální biomechanika, FBMI, měření pohybu, inteligentní protézy

ÚVOD

Transformací Ústavu BioMedicínského Inženýrství ČVUT vznikla v roce 2005 Fakulta biomedicínského inženýrství (FBMI). Pro zabezpečení výzkumu a výuky oblastí vztahujících se k oboru experimentální biomechaniky vznikla v roce 2010 na FBMI ČVUT nová Laboratoř biomechaniky. S ohledem na prostorové množství a stoupající počet studentů v praktické výuce byla Laboratoř biomechaniky v roce 2011 rozdělena do dvou učeben. Laboratoř poskytuje studentům bakalářského, magisterského či doktorského studia základní experimentální zkušenosti s technologiemi a metodami používanými v praxi pro měření kinematických a dynamických veličin charakterizujících pohyb těla, materiálových vlastností mechanických prvků lékařských pomůcek, zpracování biologických signálů a jejich využití v řídicích algoritmech perspektivních inteligentních protéz apod. Vzhledem k přístrojovému vybavení laboratoří FBMI ČVUT a odbornému zaměření pracovníků a studentů je v rámci fakulty řešena řada vědeckovýzkumných úkolů, především zaměřených na vývoj nových metod a technologií, spadajících také do oblasti experimentální biomechaniky.

PŘÍSTROJOVÉ VYBAVENÍ LABORATOŘE

Laboratoř je vzhledem k umístění FBMI v Kladně vybavena přístroji vhodnými jak pro vlastní výuku, tak i pro řešení vědeckovýzkumných a studentských prací, a to

i mimo prostory fakulty. Z tohoto důvodu je laboratoř vybavena moderními zejména přenosnými a univerzálními přístroji. Jedním z takovýchto přístrojů je i přenosný kamerový systém studia pohybu člověka v prostoru LUKOtronic Motion Capture Systems AS200 (www.lukotronic.com), jenž je využíván pro měření kinematických veličin charakterizu-

jících pohyb těla. Kamerové systémy pro měření pohybu v 3D prostoru se obecně dělí na pasivní a aktivní. Často používané pasivní systémy předpokládají umístění pasivních markerů na segmenty těla subjektu, vyžadují proto specifické světelné podmínky a speciální programové vybavení pro identifikaci markerů na těle subjektu. Alternativou jsou tzv. systémy s aktivními markery, jejichž výhodou je, že uživatel může předem nadefinovat, jaké markery odpovídají konkrétním segmentům těla, a nesetkáme se zde s negativním vlivem světelných podmínek na identifikaci markerů. Systém LUKOtronic AS200 certifikovaný pro lékařské použití je založen na aktivních IR markerech umístěných na subjekt a napájených přenosnou lehkou baterií. Kamerová část systému je řízena pomocí notebooku, dá se jednoduše složit do kufru a přenášet jednou osobou. Aby bylo umožněno v případě potřeby studium rozsáhlejších pohybů, stejný kamerový systém je využíván také na Společném pracovišti biomedicínského inženýrství FBMI a 1.LF UK na Albertově. V případě potřeby jsou oba kamerové systémy spojeny optickým kabelem a pracují jako jeden kamerový systém. Data o pohybu segmentů těla v 3D prostoru jsou dále zpracovávána v programovém prostředí OpenSim pro studium chování svalově-kosterního systému člověka.

Pro výuku a výzkum perspektivních metod v rehabilitaci je využíván systém ProComp Infinity v pětikanálové verzi (www.thoughttechnology.com/pro5.htm), pomocí kterého se studuje funkce svalů, monitoruje SEMG signál, či lze pomocí software Rehab Suite (www.thoughttechnology.com/rehabsuite.htm) využít biologické zpětné vazby (biofeedback) v procesu rehabilitace. Systém je výjimečný také tím, že je přenosný a umožňuje záznam dat na paměťovou kartu v průběhu rozsáhlého

pohybu, např. během sportovní činnosti mimo laboratoř. V rámci studentských prací byl systém doplněn také bluetooth modulem pro bezdrátový real-time přenos dat a jejich zpracování na počítači, což opět rozšiřuje možnosti využití systému. Alternativně se k systému také mohou připojit snímače teploty, snímače sil, resp. speciální dynamometry, atp.

Vhodným doplňkem k bezdrátovému systému ProComp Infinity je pak inerciální bezdrátový systém Xsens (www.xsens.com/en/general/xbus-kit). Systém tvoří gyro-akcelerometrické snímače úhlového natočení a akcelerace v prostoru. Výrobce je deklarováno také využití v biomechanice, čehož se na FBMI využívá. Systém se používá k detekci polohy segmentů těla, kdy se jednotlivé snímače umísťují na příslušné segmenty těla. Tímto je možné zaznamenat data o chování pohybového aparátu subjektu během sportovní činnosti jako je například jízda na kole. Přenos dat je realizován pomocí bezdrátového bluetooth rozhraní, a tudíž je možné okamžitě sledovat a vyhodnocovat chování segmentů těla v počítači.

Pro výuku designu prvků mechanických částí zdravotnických prostředků a studium jejich materiálových vlastností je využíváno moderní přenosné tenzometrické soupravy SoMat eDAQlite (www.somat.com/products/somat_edaq_lite.html) a profesionálního programového vybavení HBM Catman. Systém umožňuje připojení všech typů odporových tenzometrů a čidel založených na odporových tenzometrech, což mohou být také speciální vážní čidla či dynamometry. Výhodou systému je jeho možnost připojení k internetu a studium měřených dat na vzdáleném počítači. V případě nemožnosti připojení systému k internetu lze nastavit systém pro záznam dat

na vnitřní paměť, a následně data analyzovat na počítači. Tímto je možné studovat například chování mechanických částí vozíků pro handicapované, lyží či bicyklů. Systém je dále doplněn speciálním stojanem FGS-1000H firmy Larson Systems, který umožňuje svým nastavitelným rozsahem, až 70 cm, a nosností, až 500 kg, studium deformací fixátorů a delších částí protetických náhrad namáhaných na tah či tlak.

Systém měření deformací mechanických částí doplňuje 3D kontaktní skener MicroScribe G2 (www.emicroscribe.com/products/microscribe-g2.htm) a programové vybavení z oblasti produktů CAD



Obr. 1: Stabilometrické plošiny Nintendo Wii pro identifikaci a studium COP pod chodidly.

jako: SolidWorks, COMSOL Multiphysics či Rhinoceros. Kontaktní scanner umožňuje měření rozměrových parametrů reálných 3D objektů a jejich přenos do počítače pro následné modelování a simulování. Výrobce je doporučováno například využití v antropologii či paleontologii pro studium objektů střední velikosti. Na FBMI se scanner testuje k použití v reverzním inženýrství, a to v protetice s následným studiem chování 3D modelů naskenovaných mechanických prvků během simulace zatížení těchto mechanických prvků. Jako simulační prostředí se využívá výše uvedených programových produktů. Uvedené CAD produkty samozřejmě mohou sloužit také k návrhu zmíněných mechanických prvků zdravotnických pomůcek.

Pro vývoj nových algoritmů řízení perspektivních protetických náhrad byla vytvořena robotická paže se sedmi stupni volnosti, tak aby odpovídala svou pohyblivostí pohyblivostí celé reálné lidské horní paže. Systém je založený na robotické paži Lynxmotion AL5D, ale vhodně rozšířen o servomotory (1). Ačkoliv je systém záměrně založen na jednoduchých servomotorech, řízení je realizováno pomocí skriptů v rámci programového prostředí Matlab resp. SimMechanics, a tudíž je možné přímo ověřovat základní či perspektivní algoritmy řízení či zpracování signálu, např. z výše uvedeného systému LUKOtronic AS200 či ProComp Infinity.

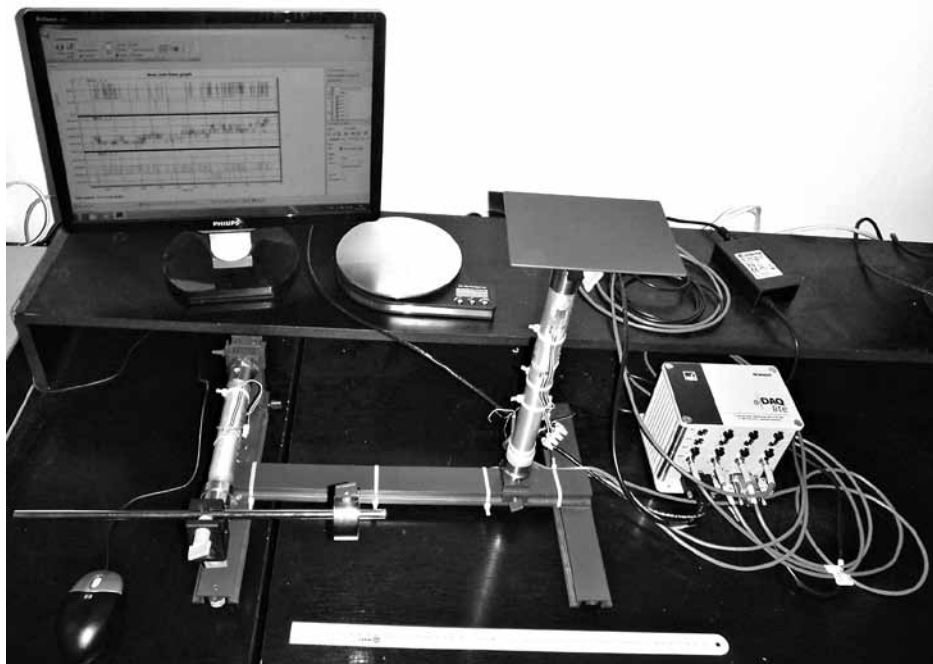
Mezi přístroje, vhodné pro oblast experimentální biomechaniky, lze dále jmenovat například: systém Pulse Oximeter EPSIMED EP105 pro neinvazivní monitorování srdeční činnosti a to jak z hlediska nasycení krve kyslíkem, tak i srdeční frekvence, dvě stabilometrické plošiny Nintendo Wii pro identifikaci COP pod chodidly (**obr. 1**), siloměrnou odrazovou

plošinu Vernier pro měření sil při odrazu a dopadu, dynamometr Vernier pro měření velikosti síly stisku ruky a prstů, hrudní pás pro monitorování dýchání, sklopný běžec-ký pás Master F-15 s nastavitelnou rychlostí 1 až 16 km/h a sklonem 0 až 16%, a možnosti detekce srdeční frekvence, polohovatelné lůžko Eleganza firmy Linet a další.

PRAKTICKÁ VÝUKA STUDENTŮ

Pro výuku studentů slouží většina uvedených přístrojů, a to jak během laboratorní výuky, tak především pro řešení studentských závěrečných kvalifikačních prací. Studenti se v laboratoři seznamu-

jí s metodami měření a zpracování dat z uvedených systémů, a jejich následným využitím. Dále jsou pro laboratorní výuku využívány vytvořené mechanické modely segmentů těla, jako je například model dolní končetiny, horní končetiny, středního ucha atp. Za účelem výuky v laboratořích byla vydána skripta: *Praktika z rehabilitačního inženýrství a protetiky-ortotiky* (Kutálek, Poušek, Žižka) a *Vybrané kapitoly z experimentální biomechaniky* (Kutálek, Žižka). Učební materiál slouží především pro výuku studentů třetích ročníků, kteří absolvují deset laboratorních úloh vztahujících se k úlohám z experimentální biomechaniky, s kterými se mohou setkat v praxi po ukončení studia. Řešené úlohy jsou v současnosti zaměřeny přede-



Obr. 2: Měřicí souprava pro výuku materiálových vlastností mechanických prvků protetických náhrad založená na systému eDAQlite pro hodnocení tlaku, krutu a ohybu mechanických částí.

vším na studium kinematických veličin charakterizujících pohyb těla v prostoru, studium silových poměrů ve vybraných částech těla, studium materiálových vlastností mechanických prvků protetických náhrad (**obr. 2**), hodnocení charakteristik popisujících stabilitu těla, zpracování biologických signálů a jejich využití v řídicích algoritmech inteligentních protéz, a tak podobně. S ohledem na výše uvedené tak studenti získávají základní znalosti z oblasti experimentální biomechaniky, které uplatní také v závěrečných kvalifikačních pracích. Práce jsou zaměřeny na řešení vědeckovýzkumných úkolů s využitím aktuálního vybavení laboratoře, a s cílem spolupráce se zdravotnickými zařízeními.

ŘEŠENÉ OBLASTI VĚDY A VÝZKUMU

Oblasti vědy a výzkumu řešené v Laboratoři biomechaniky vychází z aktuálního přístrojového vybavení a perspektiv řešené vědeckovýzkumné problematiky. Primárně jsou v laboratoři řešeny problematiky analýzy kinematických a dynamických veličin pohybu v časové a frekvenční oblasti. Za tímto účelem je využíváno kamerového systému LUKOtronic AS200 a gyro-akcelerometrického systému Xsens. Spolupráce v oblasti analýz pohybu je realizována především s Klinikou rehabilitačního lékařství 1. LF UK a VFN, Neurologickou klinikou a Klinikou rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, a dále s Rehabilitačním ústavem Kladruby. Příkladem konkrétní spolupráce je vývoj nových metod studia polohy očí (**2**), hlavy a ramen v prostoru (**3–5**). Dále jsou společně zkoumány nové možnosti využití metod umělé inteligence pro analýzu chůze (**6**). V nedávné době byl také navá-

zán kontakt s Rehabilitační klinikou LF a FN v Hradci Králové. Přístrojové vybavení laboratoře je v rámci fakulty využíváno Katedrou biomedicínské informatiky, Katedrou biomedicínské techniky a Katedrou přírodovědných oborů.

Druhým, především pro studenty atraktivním a na předešlý výzkum navazujícím tématem, je téma zpracování signálů a návrh řídicích algoritmů pro řízení robotické paže simulující inteligentní protetickou paži horní končetiny. Testované algoritmy (**7**) využívají nejen výše uvedená data získaná z kamerového či gyro-akcelerometrického systému, ale také ze systému ProComp Infinity, pomocí kterého se monitoruje SEMG signál, a ten je dále zpracováván na řídicí signál. Úkolem výzkumu je vývoj nejvhodnějších algoritmů a podsystémů robotické paže (**obr. 3**), a tím vytvořit inteligentní robotickou protetickou paži horní končetiny. Na tomto řešení participuje především Katedra biomedicínské informatiky a Katedra přírodovědných oborů.

Poslední důležitou oblastí výzkumu v Laboratoři biomechaniky je testování technických návrhů využívajících odporové tenzometrické snímače. V současnosti se testuje možnost využití tenzometrických snímačů, resp. soupravy SoMat eDAQlite k monitorování deformací konstrukce lůžka, které jsou vyvozeny fyziologickými pohyby pacienta na lůžku firmy Linet.

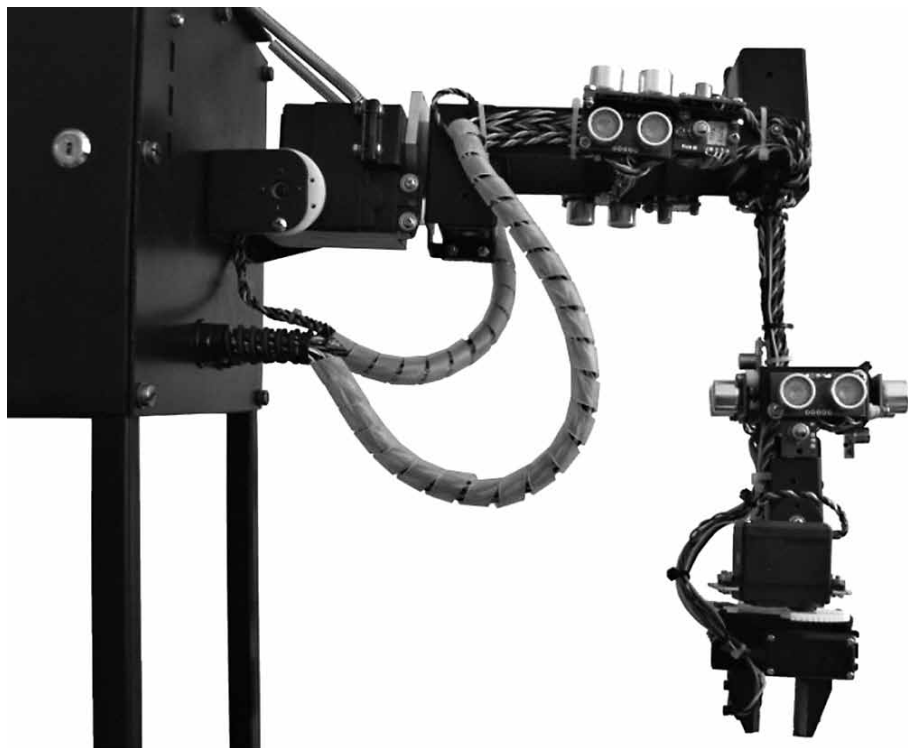
Na všech výše uvedených vědeckovýzkumných problematikách se aktivně podílejí studenti FBMI ČVUT. Důkazem provázanosti výzkumu s výukou je opakovaný úspěch studentů na studentských soutěžích. V roce 2010 se na mezinárodní studentské konferenci POSTER 2010, která se každoročně koná v prostorách ČVUT v Praze, umístili na 3. místě s prezentací své výzkumné práce, v sekci Biomedicínské inženýrství,

studenti O. Hajný a B. Farkašová. Studenti se v prezentaci a článku (8) věnovali metodám analýz chůze (9–10). O rok později, v roce 2011, se na stejné konferenci POSTER 2011 umístili na 1. místě studenti J. Hýbl a A. Bednář s prezentací (11) své výzkumné práce. Studenti prezentovali konstrukci a perspektivní metody řízení robotické paže pomocí biologických signálů.

ZÁVĚR A PERSPEKTIVY ROZVOJE

Ačkoliv je FBMI ČVUT relativně mladou fakultou, oblast výuky a výzkumu specifických problematik spadajících do experi-

mentální biomechaniky již dokáže realizovat na úrovni potřeb všech stupňů vysokoškolského vzdělávání. Jedná se především o problematiky spadající do biomechaniky pohybu a inteligentních protetických náhrad. Do budoucna se předpokládá rozvoj výuky také do oblasti hodnocení mechanických vlastností biologických materiálů a náhrad, aby byla ve výuce pokryta komplexněji celá oblast experimentální biomechaniky. V oblasti zaměření výzkumu lze však očekávat rozvoj především ve výše uvedených oblastech, s ohledem na odborné zaměření a zkušenosti pracovníků FBMI ČVUT, a na nově akreditované obory jakými jsou:



Obr. 3: Robotická paže se sedmi stupni volnosti řízena biologickými signály.

Biomedicínská informatika a Fyzioterapie. Bude se tedy jednat o výzkum v oblasti designu metod a systémů pro studium pohybu těla či jeho segmentů, analýzy a predikce kinematických a dynamických veličin pohybu, studium silových poměrů ve svalově-kosterním systému během pohybu a designu a řízení inteligentních protéz.

Poděkování

Tato práce vznikla v souvislosti s řešením projektů Společného pracoviště biomedicínského inženýrství FBMI ČVUT a 1 LF UK v Praze.

REFERENCE

1. HÝBLJ., KUTÍLEK P., 3 Dimensional Biomass Detection 70/25 System, Sborník konference: Instruments and methods for biology and medicine, ČVUT v Praze, 2011, ISBN 978-80-01-04915-0
2. CHARFREITAG J., HOZMAN J., ČERNÝ R.: Specialized glasses – projection displays for neurology investigation, Sborník konference: 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, Springer, 2008, ISBN 978-3-540-89207-6.
3. CHARFREITAG J., HOZMAN J., ČERNÝ R.: Měření polohy očí a hlavy v neurologii, Lékař a technika, č. 4, s. 77–81, SBMILI ČLS JEP a ČVUT, 2008. ISSN 0301-5491.
4. ČERNÝ R., HOZMAN J., CHARFREITAG J., KUTILEK P.: Position of the head measured by digital photograph analysis, Sborník konference: 11th International Congress of the IUPESM – Medical Physics and Biomedical Engineering World Congress, Munich Germany, Springer, 2009, ISBN 978-3-642-03897-6.
5. KUTILEK P., HOZMAN J., CHARFREITAG J.: Measurement of Head Position by Cameras and Accelerometers, Sborník konference: Analysis of biomedical signals and images, 20th biennial international euroship conference BIOSIGNAL 2010, Brno VUT, 2010, ISBN 978-80-214-4106-4
6. KUTILEK P., HOZMAN J., ČAKRT O.: Study of Gait Angles and Posture in Physiotherapy by Cyclograms and AI, Sborník konference: 7th European Symposium on Biomedical Engineering, University of Patras, 2010, ISBN 978-960-85715-5-6
7. KUTILEK P., HÝBLJ., KAULER J.: Prosthetic 6-DOF Arm Model Controlled by EMG Signals and Ultrasonic Sensors, Sborník konference: 19th Annual Conference Proceedings Technical Computing Prague 2011, VŠCHT v Praze, 2011, ISBN 978-80-7080-794-1
8. HAJNÝ O., FARKAŠOVÁ B., A Study of Gait and Posture with the Use of Cyclograms, Acta Polytechnica, č. 4, s. 48–51, ČVUT v Praze, 2010, ISSN 1210–2709
9. KUTILEK P., HAJNÝ O.: Study of Human Walking by SimMechanics, Sborník konference: Technical Computing Bratislava 2010, 18. ročník medzinárodnej konferencie, Systémy primyselnej informatiky s.r.o., 2010, ISBN 978-80-970519-0-7
10. KUTILEK P., FARKAŠOVÁ B.: Prediction of Lower Extremities Movement by Angle-Angle Diagrams and Neural Networks, Acta of Bioengineering and Biomechanics, č. 2, s. 57–65, Wroclaw University of Technology, 2011, ISSN 1509-409X.
11. HUSNÍK L.: Poster po patnácté, Pražská technika, č. 3, s. 7, ČVUT v Praze, 2011, ISSN 11213-5348.

Adresa autora:

Ing. Patrik Kutílek, Ph.D.

Katedra přírodovědných oborů
Fakulta biomedicínského inženýrství, ČVUT
Nám. Sítná 3105, Kladno 272 01
Telefon: 312 608 302; 224 358 490
kutilek@fbmi.cvut.cz

PŘIHLÁŠKA

řádného člena

Společnosti pro pojivové tkáně ČLS JEP

Příjmení Jméno

Titul(y)

Datum narození Rodné číslo

Adresa pracoviště

..... PSČ

--	--	--	--

--	--

Telefon Fax

Adresa bydliště

..... PSČ

--	--	--	--

--	--

Telefon Mobil

E-mail

Přihlašuji se za řádného člena Společnosti pro pojivové tkáně ČLS JEP (odborná společnost 1200) a souhlasím s posláním a cíli České lékařské společnosti J. E. Purkyně.

Datum Podpis

Stanovisko organizační složky:

Přijat dne Podpis

Přihlášku do společnosti doručte na adresu:

Společnost pro pojivové tkáně ČLS JEP, Olšanská 7,

130 00 Praha 3, ČR, tel./fax: 222 582 214, e-mail: ambul_centrum@volny.cz

Informace uvedené na tomto formuláři jsou přísně důvěrné a nebudou poskytnuty žádné další osobě ani organizaci.



INFORMACE O SPOLEČNOSTI PRO POJIVOVÉ TKÁŇ ČLS J. E. PURKYNĚ (SPT)

Vážená paní kolegyně, vážený pane kolego,

dovoluujeme si Vás informovat o možnosti stát se členem **Společnosti pro pojivové tkáň (SPT)**, která v roce 2004 navázala na plodnou desetiletou činnost Společnosti pro výzkum a využití pojivových tkání vedenou panem prof. MUDr. M. Adamem, DrSc. Posláním *SPT* je podpora rozvoje výzkumu pojivových tkání, šíření nových poznatků týkajících se všestranných analýz tkání z obecného pohledu, moderních klinických přístupů k diagnostice a léčbě. Dalším posláním *SPT* je usnadnění styků mezi jednotlivými odborníky navázáním spolupráce s různými vědeckými, odbornými, výrobními a farmaceutickými společnostmi.

Vědecké poznání a aplikace nejnovějších poznatků v klinické praxi nabyly v posledních letech nebývalého zrychlení, a to nejenom v zahraničí, ale i u nás. Tato skutečnost bezprostředně souvisí s kvalitativním rozvojem poznání i v nebiologických vědách a v moderních inženýrských přístupech. Stále více se prokazuje, že vše se vším souvisí – není náhodou, že nové poznatky a objevy vznikají na rozhraní oborů a různých vědních disciplín. Lidská společnost v posledních desetiletích dosáhla nové civilizační kvality – ve vědě a v jejích aplikacích zcela jistě, avšak v morálce a etice ne tak příliš. Biomedicína je v současné době rozsáhlou interdisciplinární vědou, která bez kooperace s jinými vědními obory by byla odsouzena ke stagnaci. Proto cílem *SPT* je nejenom integrovat odborníky v biomedicině, ale i v technických sférách.

Prioritní snahou *SPT* je prezentovat odborné veřejnosti a specialistům v klinické praxi nejnovější poznatky v oblasti pojivových tkání. *SPT* je i společenskou organizací klinických pracovníků, vědců, pedagogů, která si klade za cíl společensky sblížit nejenom pracovníky v aktivní službě, ale i kolegyně a kolegy v důchodovém věku a v neposlední řadě i studenty a mladé doktorandy z vysokých škol, universit a akademických ústavů.

SPT bude organizovat během každého roku alespoň dvě odborná a společenská setkání, kde vedle odborných přínosů bude kladen důraz také na společenské – přátelské diskuse všech vás, kteří nechtějí stagnovat, a kteří nechtějí přemýšlet o nových poznatcích izolovaně a osamoceně. Pro uhrazení nejzákladnějších nákladů na korespondenci se členy společnosti, jejich informovanost a pořádání odborných kolokvií, symposií a společenských odborných setkání byl stanoven **roční členský příspěvek pro aktivní kolegyně a kolegy 200 Kč a pro studenty a důchodce 100 Kč.**

SPT vydává časopis *Pohybové ústrojí – pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii*, do kterého se i vy můžete aktivně zapojit odbornými články, vašimi zkušenostmi a slunečnou pohodou.

Předplatné časopisu je 300 Kč ročně, pro zahraniční odběratele 12 Euro.

Milí kolegové, nestůjte (pro katastrofální nedostatek času) opodál a připojte se k české inteligenci – v oblasti pojivových tkání, ke které i Vy zcela jistě patříte. V naší krásné české zemi je třeba, aby prameny poznání byly stále živé a permanentně udržované. Poslání každého z nás není náhodné. Jsme velice zavázáni našim předkům, kteří rozvíjeli kvalitu odbornosti v naší zemi. Nepřipustíme útlum vědy u nás. Nenechme se zmanipulovat programovanou lhostejností, vyrůstající z neobornosti, závisti a z patologického prosazování ekonomicko-mocenských zájmů.

Těšíme se na Vás a na Vaše zkušenosti – přijďte mezi nás!

Za výbor společnosti:

Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc. – předseda

Prof. Ing. Miroslav Petrtyl, DrSc. – místopředseda

Prof. MUDr. Josef Hyánek, DrSc. – místopředseda

Ing. Hana Hulejová – jednatel

Ing. Jana Zelenková – pokladník



INFORMATION ABOUT SOCIETY FOR CONNECTIVE TISSUES CMA J. E. PURKYNĚ (SCT)

Dear Sir/Madam, dear Colleagues,

We have great pleasure to inform you about the possibility of joining the **Society for Connective Tissues (SCT)** that was established in 2004 in order to continue the ten-year fruitful activities of the Society for Research and Use of Connective Tissue headed by Professor M. Adam, MD, DSc. The activities of the SCT are aimed at supporting the research development in the field of connective tissues, the dissemination of knowledge related to the all-purpose analyses of the tissues in general, and the application of the up-to-date approaches to the diagnostics and clinical practice. Further, the SCT is determined to facilitate contacts between the respective specialists by means of collaboration with various research, professional, production and pharmaceutical companies.

In the last few years, the scientific knowledge and the application of the latest findings in the clinical practice have accelerated on an unprecedented scale, not only abroad, but also in this country. This fact is closely connected with the qualitative development of the knowledge in the non-biological sciences and in the up-to-date engineering approaches. The fact that all things are mutually connected is becoming more and more evident. It is fairly obvious that the new knowledge and discoveries arise on the dividing line between the different fields and disciplines of science. In the last few decades, the human society has reached the new qualities of civilization. This applies, in particular, for the disciplines of science and their applications; however, this statement can hardly be used with reference to the moral and ethical aspects of the human lives. At present, the biomedical science is a wide-ranging interdisciplinary science which, in case of lack of cooperation with other scientific disciplines, would be condemned to stagnation. That is the reason why the SCT is aimed at integrating the specialists both within the biomedical science and within the engineering fields.

The priority objective of the SCT is to present the professional public and specialists involved in the clinical practice with the latest knowledge in the field of connective tissues. The SCT is also a civic society whose aim is to bring people close together by joining members of the clinical staff, researchers and teachers including the retired ex-colleagues and, last but not least, the undergraduates and PhD students from universities and academic establishments.

The SCT is planning to organize at least two professional and social meetings each year. Beside the professional contribution of these meetings, emphasis will be laid on social activities – informal discussions of all those who do not want to stagnate and who do not want to acquire the new knowledge in solitary confinement.

The annual membership fee is 200 Czech crowns for full workers, and 100 Czech crowns for students and pensioners. This membership fee shall be used to cover the basic costs on correspondence with the members of the Society in order to inform them about organizing colloquiums, symposiums and social meetings.

The SCT is also engaged in publishing of the interdisciplinary journal entitled *Locomotor System – Advances in Research, Diagnostics and Therapy*. You are invited to contribute to the journal writing professional articles, exchanging experience or, simply sharing your opinions. **The annual subscription is 300 Czech crowns, for foreign subscribers 12 euros (incl. shipping).**

Dear Colleagues, do not stand aside (suffering from terrible lack of time) and join the professional people in the field of connective tissues to whom you undoubtedly belong. In this beautiful country, the sources of knowledge should be kept alive

and maintained permanently. Our role in this process is not accidental. We are much obliged to our ancestors who had developed the qualities of proficiency in this country. Do not allow the decline of science. Do not let the programmed indifference arising from lack of professionalism, enviousness, and pathological promotion of economic and power interests manipulate us.

We are looking forward to meeting you. We will be pleased if you join us and share your experience with us.

On behalf of the committee of the Society for connective tissues:

Associate Professor Ivo Mařík, MD, PhD – chairman

Professor Josef Hyánek, MD, DrSc – vice-chairman

Professor Miroslav Petrtyl, MSc, DrSc – research secretary

Hana Hulejová, MSc – secretary

Jana Zelenková, Eng. – treasurer



ŽIVOTNÍ JUBILEA – ANNIVERSARIES

PROF. ING. FRANTIŠEK MARŠÍK, DRSc. – sedmdesátiletý

V letošním roce se dožívá sedmdesáti let v plném zdraví pan profesor Ing. František Maršík, DrSc. Narodil s v Humpolci 17. října 1942, dětství prožil v Čísovicích u Mníšku pod Brdy. V letech 1961–1967 absolvoval Fakultu jaderné a technické fyziky ČVUT v Praze a v roce 1967 nastoupil do Ústavu termomechaniky AV ČR. V roce 1974 obhájil kandidátskou práci „Aplikace metod nerovnovážné termodynamiky na proudění stlačitelných tekutin“ a v roce 1991 byl jmenován doktorem věd, obhájil práci „Vliv disipativních procesů na stabilitu napěťových a rychlostních polí v pevných tělesech a tekutinách“. Za habilitační práci „Proudění heterogenních směsí s relaxačními procesy“



Profesor Ing. František Maršík, DrSc. při neformální odborné diskusi s profesorem Tomaszem Karskim, MD, PhD (Kozłowska-Lublin 2009).

byl jmenován docentem v roce 1994. V roce 1999 byl jmenován profesorem ČVUT, FSI Praha a MFF UK, specializace Termodynamika a mechanika tekutin.

V letech 1990–2003 působil jako vedoucí odd. Termodynamiky v ÚT AVČR. V letech 1992–2011 byl členem Vědecké rady a v období 2007–2011 Rady pracoviště ÚT AVČR v.v.i. Od roku 2011 dosud je vedoucím výzkumného programu *Pokročilé technologie na bázi polymerních materiálů*.

Specializace profesora Maršíka a její aplikace jsou nesmírně široké: *mechanika tekutin a termodynamika* s aplikací na kinetiku fázových přechodů, elektrochemii vodíkových palivových článků, *biotermodynamika* s aplikací na svalovou energetiku, remodelaci tkání vlivem dynamické zátěže a hemodynamiku srdečně cévního systému člověka.

Během svého odborného a vědeckého růstu absolvoval četné stáže v zahraničí:

- 1971 Institute of Heat and Mass Transfer in Minsk (3 měsíce):
- 1981, 82 Université Libre de Bruxelles, Dept. of Physical Chemistry – vedený prof. I. Prigoginem (1, 2 měsíce)
- 1989, 92, 93 MPI für Strömungsforschung, Göttingen (3, 1, 3 měsíce)
- 2008, 10, 12 TU Stuttgart (2, 2 měsíce) – přednášky a vedení diplomantů a doktorandů



Napětí před degustací Čisovické perly.

V posledních 20 letech se účastní, především z důvodů pracovního zaneprázdnění, jen krátkodobých (max. dvoutýdenních) pracovních pobytů, které vyplývají ze spolupráce na stejných, či podobných problémech, např. Caltech, Pasadena, Ca, USA, 1999, Ecole Polytech. Montréal, Kanada, 2000 a 2001, TU Dortmund, Německo, 2000, 2001, 2002.

Členství a funkce ve vědeckých společnostech

V letech 2005–2006 byl zvolen prezidentem Mezinárodní společnosti pro vlastnosti vody a vodní páry (IAPWS), v roce 2010 byl zvolen do World Council for Biomechanics. Je členem výboru České společnosti pro biomechaniku, členem výboru Společnosti pro pojivové tkáně ČLS J.E. Purkyně. Je členem vědecké rady na dvou českých univerzitách. Byl členem vědeckých výborů mnoha domácích a mezinárodních konferencí a kongresů.



František a jeho věrný pes Beryna v rodných Čisovicích s hosty panem profesorem Dr. Med. Kazimierzem Kozlowskim ze Sydney a paní MUDr. Alenou Maříkovou (Čisovice 2007).

Publikace a výuka

Je autorem více jak 15 výzkumných zpráv, 135 článků publikovaných v různých časopisech a konferenčních sbornících, spoluautorem knihy „*Biotermodynamika*“ (Academia Praha, 1998) a autorem knihy „*Termodynamika kontinua*“ (Academia Praha, 1999). Od r. 1999 přednáší na UK MFF v Praze „*Biotermodynamiku*“ a „*Termodynamiku kontinua*“. Vychoval 22 PhD studentů.

Byl řešítelem a spoluřešítelem vysokého počtu grantů, z posledních let např. grantů GAČR č.106/08/0557 a č. 106/09/1573, spoluřešítelem projektu MŠMT č. 1M06031 a č. CZ.1.05/2.1.00/03.0088.

Vybrané publikace týkající se aplikací biotermodynamiky za posledních 5 let:

BOUGHERARA, H. ; KLIKA, VÁCLAV ; MARŠÍK, FRANTIŠEK ; MAŘÍK, IVO ; YAHIA, L.H. New predictive model for monitoring bone remodeling. Journal of Biomedical Materials Research. Part A, 2010, 95A, č. 1, s. 9–24. ISSN 1549-3296.

FEDORCHENKO, ALEXANDER I. ; MARŠÍK, FRANTIŠEK ; TRÁVNÍČEK, ZDENĚK. On the effective temperature concept for liquid: Paradox of the similarity?. International Communications on Heat and Mass Transfer, 2011, Roč. 38, č. 7, s. 852–854. ISSN 0735-1933. <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0735193311000959>

MARŠÍK F. et al.: Remodelling of living bone induced by dynamic loading and drug delivery – Numerical modelling and clinical treatment, Math. Comput. Simul., 80, (2010), 1278–1288

KLIKA V., MARŠÍK F.: Coupling Effect between Mechanical Loading and Chemical Reactions, J. Phys. Chem. B, 113, 14689-14697, 2009.

NĚMEC T., MARŠÍK F., MIČAN O.: The characteristic thickness of polymer electrolyte membrane and the efficiency of fuel cell, Heat Transfer Eng., 30(7), 2009.

Maršík F. et al.: Binary Homogeneous Nucleation in Selected Aqueous Vapor Mixtures, J. Sol. Chem., 37, (2008), 1671–1708

Milému kolegovi a příteli panu profesorovi Františkovi Maršíkovi upřímně přejeme do dalších let především pevné zdraví, spokojenost v kruhu rodiny a přátel v Čisovicích (kde se mimo jiné realizuje pěstováním vlastních hroznů a jeho zkušenosti v oblasti vinařství vyústily v lahodnou Čisovickou perlu), mnoho tvůrčích sil a hlavně, aby si i nadále zachoval svůj životní optimismus, zcela mimořádnou pracovní výkonnost a originální tvůrčí nápady. Upřímně mu přejeme, aby dosáhl ještě další významné vědecké objevy na poli jeho milované termodynamiky a jejich biomechanických aplikací. Vysoce si ceníme jeho hlubokých vědomostí, životních názorů a pohledů na svět kolem nás.

Za redakční radu časopisu Pohybové ústrojí
a za Společnost pro pojivové tkáně ČLS J.E.Purkyně

Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc.,

Prof. Ing. Miroslav Petrtýl, DrSc.

Prof. MUDr. Josef Hyánek, DrSc.

TÉMATIKA PŘÍSPĚVKŮ

K uveřejnění v časopise *Pohybové ústrojí* se přijímají rukopisy prací z oblasti pohybového ústrojí člověka, které se týkají především funkce, fyziologického i patologického stavu kosterního a svalového systému na všech úrovních poznání, diagnostických metod, ortopedických a traumatologických problémů, příslušné rehabilitace a léčebné i preventivní péče. Předmětem zájmu jsou týmové práce z oboru dětské ortopedie a osteologie, dále problémy z oboru biomechaniky, patobiomechaniky a bioreologie. Časopis má zájem otiskovat články kvalitní, vysoké odborné úrovně, které přinášejí něco nového a jsou zajímavé z hlediska aplikací a nebyly dosud nikde uveřejněny s výjimkou ve zkrácené formě.

Redakce přijímá původní práce a kasuistiky, souborné články, které informují o současném stavu v příslušných oblastech souvisejících s pohybovým ústrojím a abstrakty příspěvků z národních a mezinárodních konferencí, věnovaných hlavně pohybovému ústrojí. Původní práce a kasuistiky doporučuje publikovat v anglickém jazyce. Rukopisy jsou posuzovány dvěma (někdy i třemi) oponenty redakční rady.

Příspěvky, uveřejňované v časopise, jsou excerповány v periodických přehledech EMBASE/Excerpta Medica, vydávaných nakladatelstvím Elsevier. Při výběru příspěvků k uveřejnění dáváme přednost rukopisům, zpracovaným podle jednotlivých požadavků pro rukopisy, zasílané do biomechanických časopisů – Uniform Requirements Submitted to Biomedical Journals (Vancouver Declaration, Brit. med. J., 1988, 296, pp. 401–405).

ÚPRAVA RUKOPISŮ

Rukopis se píše v textovém editoru ve formátu doc, rtf. Na příloženém výtisku vyznačte zařazení obrázků a tabulek do textu. Na titulní straně uveďte název článku pod ním jméno autora, případně autorů, úřední název jejich pracoviště a konečně adresu prvního autora. U českých rukopisů uvádějte název článku a pracoviště také v angličtině. Na další straně uveďte stručný souhrn (do 100 slov), který má informovat o cílech, metodách, výsledcích a závěrech práce, doplněný překladem do angličtiny. Za ním připojte nejvýše šest klíčových slov v češtině resp. angličtině.

Vlastní text je u původních prací obvykle rozdělen na úvod, materiál a metodiku, výsledky, diskusi, závěr a případné poděkování. Souborné referáty, diskuse, zprávy z konferencí apod. jsou bez souhrnu a jejich členění je dáno charakterem sdělení. Před začátky jednotlivých odstavců vynechávejte pět volných mezer. Jednotlivé odstavce by měly mít alespoň čtyři strojové řádky. Slova, která mají být vtištěna proložené podtrhněte přerušovanou čarou nebo uvádějte v proložené úpravě.

TABULKY A OBRÁZKY

Tabulky předkládejte každou na zvláštním listě s příslušným označením nahoře. Obrázky kreslete černou tuší (fixem) na pauzovací papír. Fotografie musí být profesionální kvality. Vyobrazení se číslují v pořadí, v jakém jdou za sebou v následujícím v textu. Na levé straně rukopisu vyznačujte jejich předpokládané umístění v tištěném textu. Na zadní straně dole uveďte číslo, jméno

autora a jasné označení, kde bude horní a dolní část obrázku. Texty k obrázkům se píší na zvláštní list. U českých rukopisů uvádějte texty k obrázkům i v angličtině. Vítejnou pomocí jsou obrázky kvalitně naskenované (rozlišení 300 dpi) a uložené jako typ TIFF File (*.tif) nebo JPEG Bitmap File (*.jpg) na CD-R; tabulky, grafy uložené ve formátech Microsoft Excell (*.xls) nebo jako vektorové obrázky ve formátech (*.eps, *.cdr).

Pojmenování souborů

Název souboru by neměl obsahovat znaky s diakritikou. Dále by neměl obsahovat znaky: „“ – vyhrazena pro oddělení jména a typu souboru, „“, „.“, „:“, „!“, „?“ . Pro lepší následnou orientaci v záplavě souborů je vhodné v názvu souboru uvádět verzi, jméno autora (bez diakritiky) a název článku (bez diakritiky).

LITERATURA

Seznam odkazů na literaturu se připojí v abecedním pořadí na konci textu. Odvolání na literaturu uvádějte ve vlastním textu příslušnými čísly v závorkách ().

V seznamu citované literatury uvádějte údaje o knihách v pořadí: příjmení a iniciály prvních tří autorů s případným dodatkem „et al.“, název knihy, pořadí vydání, místo vydání, nakladatel, rok vydání, počet stran: Frost HM. The Laws of Bone Structure. 4 ed. Springfield: C.C.Thomas, 1964, 167 s.

Časopiseckou literaturu uvádějte tímto způsobem: příjmení a iniciály prvních tří autorů (u více autorů píšete za jménem třetího autora et al.), název článku, název časopisu nebo jeho uznávaná zkratka, ročník, rok vydání, číslo, strany: Sobotka Z, Mařík I. Remodelation and Regeneration of Bone

Tissue at some Bone Dysplasias. Pohybové ústrojí, 2, 1995, č. 1:15–24.

Příspěvky ve sbornících (v knize) se uvádějí v pořadí: příjmení a iniciály prvních tří autorů, název článku, editor, název sborníku, díl, místo, nakladatelství a rok vydání, strany ve sborníku (knize): Mařík I, Kuklík M, Brůžek J. Evaluation of growth and development in bone dysplasias. In: Hajniš K. ed. Growth and Ontogenetic Development in Man. Prague: Charles University, 1986, s. 391–403.

KOREKTURY

Redakce považuje dodaný rukopis za konečné znění práce. Větší změny při korekturách nejsou přípustné. Prosíme abyste pečlivě zkontrolovali text, tabulky a legendy k obrázkům. Pro zkrácení publikační lhůty tiskárny je možno připojit prohlášení, že autor netrvá na autorské korektuře.

ADRESA PRO ZASÍLÁNÍ PŘÍSPĚVKŮ

Rukopisy zasílejte na adresu:

Doc. MUDr. Ivo Mařík, Csc.

Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu

Olšanská 7, 130 00 Praha 3

Tel./fax: (+420) 222 582 214

e-mail: ambul_centrum@volny.cz

Jeden výtisk časopisu Pohybové ústrojí bude zaslán bezplatně prvnímu autorovi příspěvku. Další časopisy je možno objednat u vydavatele – viz výše uvedená adresa.

SUBJECT MATTER OF CONTRIBUTIONS

The journal *Locomotor System* will publish the papers from the field of locomotor apparatus of man which are above all concerned with the function, physiological and pathological state of the skeletal and muscular system on all levels of knowledge, diagnostical methods, orthopaedic and traumatological problems, rehabilitation as well as the medical treatment and preventive care of skeletal diseases. The object of interest are interdisciplinary papers of paediatric orthopaedics and osteology, further object of interest are problems of biomechanics, pathobiomechanics and biorheology. The journal will accept the original papers of high professional level which were not published elsewhere with exception of those which appeared in an abbreviated form.

The editorial board will also accept the review articles, case reports and abstracts of contributions presented at national and international meetings devoted largely to locomotor system. The papers published in the journal are excerpted in *EMBASE / Excerpta Medica*.

MANUSCRIPT REQUIREMENTS

Manuscripts should be submitted in original (we recommend to the authors to keep one copy for eventual corrections), printed double-spaced on one side of the page of size A4 with wide margins. The contributions (including Illustrations and Tables) has to be submitted in the well-known computer programs on disk.

While no maximum length of contributions is prescribed, the authors are encouraged to write concisely. The first page of paper should be headed by the title followed by the name(s) of author(s) and his/her (their) affiliations. Furthermore, the address of the author should be indicated who is to receive correspondence and proofs for correction. Papers are reviewed by two (and/or three) opponents.

The second page should contain a short abstract about 100 words followed by the key words no more than 6. The proper text of original paper is laid out into introduction, material and methods, results, discussion and if need be acknowledgement. The reviews, discussions and news from conferences are without summaries and their lay-out depends on the character of communication. The paragraphs should begin five free spaces from the left margin and contain at least four rows.

ILLUSTRATIONS AND TABLES

Authors should supply illustrations and tables on separate sheets but indicate the desired location in the text. The figures should include the relevant details and be produced on a laser printer or professionally drawn in black ink on transparent or plain white paper. Drawings should be in the final size required and lettering must be clear and sufficiently large to permit the necessary reduction of size. Photographs must be of high professional quality. Figure legends should be provided for all illustrations on a separate page and grouped in numerical order of appearance. On the back of figures, their number and name of the author should be indicated.

REFERENCES

References must be presented in a numerical style. They should be quoted in the text in parantheses, i.e. (1), (2), (3, 4), etc. and grouped at the end of the paper in alphabetical order.

The references of books should contain the names and initials of the first three authors, with eventual supplement „et al.“, title of book, number of edition, place of publishing, name of publisher, year of appearance and number of pages, for instance: Frost HM. The Laws of Bone Structure. 4. ed. Springfield: C.C.Thomas, 1964, 167 p.

The references of papers published in journals should be arranged as follows: the names and initials of the first three authors (eventually after the name of the third author introduce et al.), title of the paper, journal name or its abbreviation, year, volume, number and page numbers, for instance: Sobotka Z, Mařík I. Remodelation and Regeneration of Bone Tissue at Some Bone Dysplasias. Locomotor System 1995; 2, No.1:15–24.

The references of papers published in special volumes (in a book) should be arranged in the following order: names and initials of the first three authors, title of paper, editor(s), title of special volume (a book), place of publication, publisher, year of publication, first and last page numbers, for instance: Mařík I, Kuklík M, Brůžek J. Evaluation of growth and development in bone dysplasias. In: Hajniš K. ed. Growth and Ontogenetic Development in Man. Prague: Charles University, 1986:391–403.

**Manuscripts and contributions
should be sent to the Editor-in-chief:**

Assoc. Prof. Ivo Mařík, M.D., Ph.D.

Ambulant Centre for Defects of
Locomotor Apparatus

Olšanská 7

130 00 Prague 3

Czech Republic

Phone/fax: (+420) 222 582 214

e-mail: ambul_centrum@volny.cz

One journal Locomotor System will be supplied free of charge to the first named author. Additional journals may be ordered from the publishers at time of acceptance – see above mentioned address.

OZNÁMENÍ ÚMRTÍ

OBITUARY

VZPOMÍNKA NA **DOC. RNDR. KARLA MACKA, DRSc.** (31. 10. 1928–21. 12. 2011, PRAHA)

Těsně před vánocemi 2011 zemřel ve věku 83 let pan Doc. RNDr. Karel Macek, DrSc., čestný člen Společnosti pro pojivové tkáně ČLS J.E. Purkyně. Docent Macek byl velice blízký přítel profesora MUDr. Milana Adama, DrSc. (přední světový odborník v oblasti biochemie pojivových tkání), s kterým v roce 1992 transformoval sekci pojiva při Společnosti klinické biochemie (založenou profesorem Adamem v 70. letech 20. století) do samostatné Společnosti pro výzkum a využití pojivových tkání (za pomoci dalších členů této sekce,



Doc. RNDr. Karel Macek, DrSc. – udělení čestného členství Společnosti pro pojivové tkáně ČLS J.E. Purkyně (2. dubna 2005)

např. RNDr. Otto Zajíčka CSc., profesora MUDr. Jaroslava Masopusta DrSc., Doc. RNDr. Ivo Brettschneidera CSc. a dalších) a jako místopředseda 12 let spolu řídil veškeré odborné a společenské aktivity této společnosti.

Docent Macek byl absolventem biochemie na Přírodovědecké fakultě UK v r. 1951, o deset let později obhájil titul kandidáta chemických věd. Již v době studií pracoval jako demonstrátor na I. ústavu lékařské chemie FVL UK v Praze. Po studiích pracoval v Biochemickém výzkumném ústavu, od r. 1951 transformovaném do nově vzniklého Výzkumného ústavu pro biochemii a farmacii. Zde byl jako vedoucí vědecký pracovník až do r. 1968. V letech 1969–70 byl vedoucím biochemických laboratoří na interním oddělení FN Praha – Strahov, v letech 1971–1977 působil jako vedoucí biochemických laboratoří III. interní kliniky FVL UK a od r. 1977 jako vědecký pracovník Fyziologického ústavu ČSAV v Praze.

Ze zahraničních pobytů nutno vzpomenout postgraduální studium v Goettingenu v r. 1957. V r. 1966 byl hostujícím profesorem nejprve na univerzitě v Mnichově, v letním semestru 1968 na Chelsea College v Londýně a v letech 1968 až 1969 na univerzitě v Římě. Zaměřil se na studium chromatografických metod, které aplikoval v analýze léčiv a v lékařství vůbec. Studoval zákonitosti planární chromatografie, navázal pak na tyto znalosti v oblasti aplikace papírové chromatografie v toxikologii, klinické biochemii, farmakokinetice a základním výzkumu. Chromatografie jej přivedla ke studiu pojivové tkáně.

Je autorem a spoluautorem desítek vědeckých prací, několika desítek monografií, několika patentů. Jeho klasické a stěžejní dílo je „Papírová chromatografie“ z r. 1954, přeložená nejen do světových jazyků angličtiny, ruštiny a němčiny, ale i do rumunštiny a maďarštiny. Nutno připomenout jeho redakční činnost (od r. 1961) v Journal of Chromatography (B). V r. 1960 založil Československou chromatografickou společnost a do roku 1990 byl jejím předsedou. Organizoval řadu symposií, sám pak přednášel téměř na celém světě. Za jeho zásluhy mu byla udělena Cvětova medaile akademie věd SSSR v r. 1978 a Hanušova medaile Čs. společnosti chemické a v r. 1985 americká Tswettova medaile.

Specializace v oblasti chromatografických metod sehrála hlavní roli při jeho velmi úzké vědecké spolupráci s Milanem Adamem a Zdeňkem Dylem v letech 1978 až 1983, kdy se věnovali intenzivnímu výzkumu v oblasti pojivových tkání převážně za využití separačních method. Tyto práce byly předmětem 12 publikací ve světové literatuře. S Milanem Adamem organizoval význačná mezinárodní symposia o patologii pojiva, z nichž dlužno jmenovat alespoň symposium v roce 1980 v pražském Karolinu a symposia v Ambassadoru v letech 1997 a 1998. Vedle těchto velkých symposií až do roku 2004 spolu organizoval každoroční konference konané převážně v budově Muzea policie. Při poslední konferenci Společnosti pro výzkum a využití pojivových tkání v roce 2004 profesor MUDr. Milan Adam, DrSc. pověřil vedením nové Společnosti pro pojivové tkáně Doc. MUDr. Ivo Maříka, CSc. A byl to opět Doc. RNDr. Karel Macek, DrSc., který obětavě pomáhal při transformaci v dceřinou Společnost pro pojivové tkáně ČLS JEP. Za jeho zásluhy mu bylo 2. dubna 2005 uděleno nejvyšší uznání SPT ČLS JEP, a to čestné členství (při příležitosti 10. Kubátova podologického dne v Lékařském domě v Praze).

Karel Macek miloval cestování, byl velký gurmán. Měl zájmy i uměleckého charakteru – kombinoval profesionální zájem se zájmem uměleckým. Zajímal se o chemickou analýzu

barev obrazů, s možností určení stáří, oprav a přemalování. Patnáct let studoval operní zpěv, v některých rolích pak v divadle uplatnil svůj tenor. Jeho vystupování bylo vždy vysoce kulturní a decentní.

Při organizování odborných akcí Společnosti, přednáškách a zasedáních výboru jsem měl možnost se blíže seznámit s jeho nevšední osobností, vyznačující se přesností, taktem, smyslem pro přátelství i s mladšími kolegy a vždy charakterním noblesním jednáním.

Karel Macek prožil velmi bohatý a po všech stránkách i úspěšný život. Byl skutečnou osobností s udivujícím rozhledem a znalostmi evropské kultury. Jeho odchod je pro všechny jeho přátele, bývalé spolupracovníky a především pro jeho rodinu velkou ztrátou. Jsem přesvědčen, že v srdcích těch, kteří měli to štěstí jej blíže poznat, zůstane trvale zapsán.

Doc. MUDr. Ivo Mařík, CSc.

PLACENÁ INZERCE • PAID ADVERTISEMENT

Formát A5 – na spad (148 × 210 mm), do zrcadla (123 × 185 mm)

Zadní strana obálky barevně 10.000 Kč

Vnitřní strana obálky barevně 10.000 Kč

Uvnitř sešitu černobíle 5.000 Kč

Dvoustrana černobíle 8.000 Kč

Formát A5 – půlstrana (123 × 90 mm)

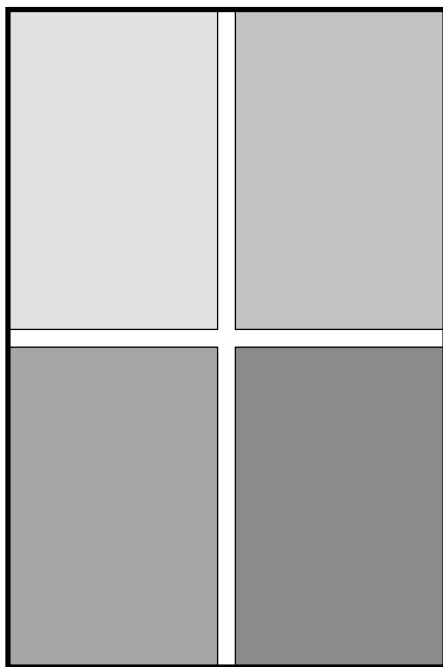
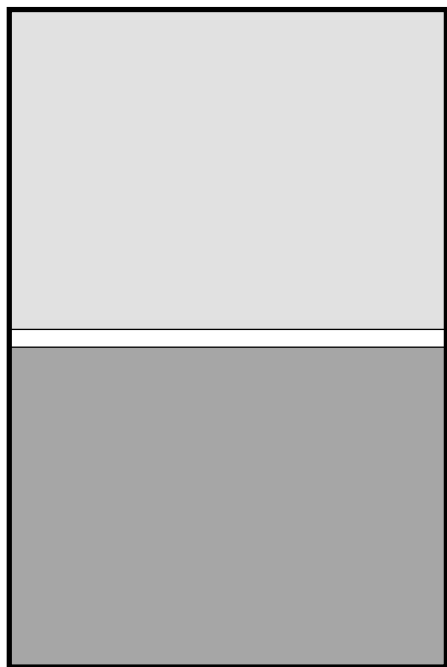
Vnitřní strana obálky
barevně 5.000 Kč

Uvnitř sešitu černobíle 3.000 Kč

Formát A5 – čtvrtstrana (59 × 90 mm)

Vnitřní strana obálky
barevně 3.000 Kč

Uvnitř sešitu černobíle 1.800 Kč



Při opakovaném vydání a uveřejnění více inzerátů možnost slevy po dohodě s vydavatelem.

Pohybové ústrojí

Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii

17. Kubátův podologický den

**„Pokroky v diagnostice a léčení
poruch pohybového aparátu.“**

Lékařský dům v Praze

2. 3. – 3. 3. 2012

Vydává

Společnost pro pojivové tkáně

Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu

Odborná společnost ortopedicko-protetická ČSL J. E. Purkyně

ročník 19 / 2012 Suppl.

EMBASE / Excerpta Medica

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

Vás srdečně zvou na symposium

17. KUBÁTŮV PODOLOGICKÝ DEN POKROKY V DIAGNOSTICE A LÉČENÍ PORUCH POHYBOVÉHO APARÁTU

které se koná v páteka a v sobotu 2. a 3. března 2012
v lékařském domě v Praze, Sokolská 31, 120 36 Praha 2

Mediálním partnerem je VOX PEDIATRIAE

Symposium patří mezi vzdělávací akce zařazené do registru
kontinuálního vzdělávání podle Stavovského předpisu č. 16 ČLK



PROGRAM – PÁTEK 2. 3. 2012

14.30–15.00 REGISTRACE

15.00–16.20 HODIN

předsedající: KOLÁŘ J., MAŘÍK I.

MAŘÍK I.

Zahájení (2 min.)

HUDÁKOVÁ O.

Životní jubileum pana profesora Ing. Františka Maršíka, DrSc. (5 min.)

MASOPUST J.

Obezita jako nemoc (40 min.) 137

BLÁHA P., SEDLAK P.

Problematika obezity, změny její prevalence u českých dětí a mládeže (15 min.) 137

STROUHAL E., KOLÁŘ J., NĚMEČKOVÁ A.

Záhadná lebka s nitrolebním útwarem z muzea v Hradci Králové (15 min.) 139

PŘESTÁVKA 20 MIN.

16.40–18.10 HODIN

předsedající: HYÁNEK J., KUKLÍK M.

HYÁNEK J.

Tragické komplikace u hypercholesterolemických adolescentek

po podání hormonální antikoncepce (20 min.) 139

KUTÍLEK P., HOZMAN J.

Výuka a výzkum v oblasti experimentální biomechaniky

na FBMI ČVUT v Praze (20 min.) 140

HUDÁKOVÁ O., MAŘÍKOVÁ A., HOLUB P., MAŘÍK I.

Vývoj preosteoartrózy a deformit skeletu u České kostní dysplazie,

léčení – kasuistika (8 min.) 140

PETRAŠOVÁ Š., HUDÁKOVÁ O., ZEMKOVÁ D., ŠORMOVÁ L., MAŘÍK I. Kniestova dysplazie – kasuistika (8 min.)	141
ŠORMOVÁ L., PETRAŠOVÁ Š., ZEMKOVÁ D., MAŘÍKOVÁ A., MAŘÍK I. Sticklerův syndrom – kasuistika (8 min.)	143
ZEMKOVÁ D., PETRAŠOVÁ Š., HUDÁKOVÁ O., ŠORMOVÁ L., MAŘÍK I. Kolagen II: od kostních dysplazií k tomu, co nás všechny spojuje (20 min.)	145

18.30 HOD.

**Setkání přednášejících a členů výboru Společnosti pro pojivové tkáně
ČLS JEP a Odborné společnosti ortopedicko protetické ČLS JEP –
restaurace „Historie“ (roh Jugoslávské a Londýnské ulice)**

PROGRAM – SOBOTA 3. 3. 2012

8.30–9.00 REGISTRACE

9.00–10.30 HODIN

předsedající: SMRČKA V., KUKLÍK M.

KUKLÍK M., KUKLÍK J. Geneticky modifikované organismy a jejich význam (20 min.)	146
MAŘÍK I., ŠORMOVÁ L., ZEMKOVÁ D., KUKLÍK M., POVÝŠIL C. Ollierova choroba a Maffucciho syndrom – diagnostika a symptomatické léčení závažných deformit DK (20 min.)	146
HULEJOVÁ H., KRYŠTŮFKOVÁ O., MANN H., ŠENOLT L., VENCOVSKÝ J. Hladiny Visfatinu u pacientů s myositidou a jeho imunohistochemický průkaz ve svalové tkáni (20 min.)	147
SMRČKA V., MÁDLOVÁ V. Formování nových oborů v 1. světové válce (20 min.)	149

PŘESTÁVKA 20 MIN.

10.50–12.50 HODIN

předsedající: HLAVÁČEK P., KRAWCZYK P.

ČULÍK J.

Použití simulace v lékařství (20 min.) 150

ČERNÝ P., PRINC V., KÁLAL J.

Stehenní protéza pro nejčasnější protézování (20 min.) 157

KRAWCZYK P., JAKUB J.

Asymetrické zatížení planty u získaných vad chodidel a možnosti jejich ortotického ovlivnění (20 min.) 158

SCHINDLEROVÁ N., FOLTÝNOVÁ B., STAŇKOVÁ C-A., HLAVÁČEK P.

Porovnání deformací nohou v metatarso-phalangeální oblasti u skupin sportovců a gerontů (20 min.) 159

KOCOUREK R., HLAVÁČEK P.

Studium jímavosti energie měkké části vkladacích stélek u sportovní obuvi (20 min.) 160

POLEDNÍ PŘESTÁVKA 13.00 – 13.40 HOD.

15.30–17.30 HODIN

předsedající: ČULÍK J., PETRTÝL M.

PETRAŠOVÁ Š., ZEMKOVÁ D., MAŘÍK I.

Vývoj tibiofemorálního úhlu v období růstu u českých dětí (20 min.) 160

MYSLIVEC R., MAŘÍK I., DIAMANT J., ŠMÍD S., MAŘÍKOVÁ A., PETRTÝL M., DANEŠOVÁ J.

Remodelace syntetických kostních štěpů v diafýze femuru při jednodobé prodloužení (20 min.) 160

PETRTÝL M., LÍŠAL J., ŠENOLT L., DANEŠOVÁ J.

Aktuální viskozita synoviální tekutiny jako ukazatel stupně její degradace (20 min.) 161

PŘESTÁVKA 20 MIN.

KUTÍLEK P., ŽÍŽKA A., HOZMAN J., VÍTEČKOVÁ S.

Identifikace fyziologických pohybů těla pacienta na lůžku pomocí

tenzometrických snímačů (20 min.) 162

VÍTEČKOVÁ S., KUTÍLEK P., JÍŘINA M.

Modelování chůze: přehled (20 min.) 162

STRAUS J., SADÍLEK Z., DANKO F., FILIPENSKÁ L.

„Létání miminek“, léčebná rehabilitace nebo týrání dětí? (30 min.) 162

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

**Symposium se koná v pátek a v sobotu 2. 3. 2012 (15.00–18.00 hod.)
a 3. 3. 2012 (8.30 – 16.00 hod.) v Lékařském domě v Praze 2, Sokolská 31**

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 1-2/2012“.**

ABSTRAKT

OBEZITA JAKO NEMOC

Prof. MUDr. Jaroslav Masopust, DrSc.
Univerzita Karlova v Praze, 2. Lékařská fakulta,
Ústav klinické biochemie a patobiochemie
jaromasopust@seznam.cz

Nadváha a obezita (tj. BMI > 25, resp. > 30), která byla v minulosti považována i za znamení dobré životní prosperity, se stala v posledních desetiletích především v průmyslově rozvinutých zemích zdravotním rizikem s epidemickým rozvojem. V USA má v současné době 2/3 populace nadváhu nebo obezitu; do roku 2015 se odhaduje nárůst na 3/4 populace. Obezita je velmi často provázena komorbiditou s řadou závažných chorob jako je diabetes typu 2, kardiovaskulární onemocnění, chronické choroby ledvin, nealkoholová hepatosteatóza, onemocnění žlučníku a různé formy zhoubných nádorů, osteoartritida a řada dalších patologických stavů vyznačujících se chronickým zánětem nízké intenzity. Obézní jedinci stojí stát na zdravotní péči o 30% více než jedinci s normální hmotností. Zvyšuje se výrazně obezita u dětí a dospívající mládeže; 10% u dvouletých až pětiletých a 16% u šestiletých a starších. Vysvětlení mechanismu vzniku obezity vyžaduje komplexní přístup, zahrnující interakci mezi určitým genetickým vybavením, vlivem vnějšího prostředí a četnými metabolickými a patofyziologickými procesy celého organismu, které určují jeho *energetickou homeostázu*. Genetický profil člověka se prakticky nezměnil po dobu 10 000 let; avšak v posledních 150 až 200 letech a zejména v posledních 50 letech především v průmyslově rozvinutých zemích se výrazně změnily environmentální faktory (kvalita

nutrice a snadný přístup k potravinám, způsob života vedoucí k chronickému přebytku přísunu metabolické energie nad jejím výdejem). Důsledkem je rozvoj obezity se všemi komorbitami. Je nesnadné jednoduše vysvětlit, proč nadváhu (obezitu) můžeme získat dosti rychle a snadno, zatímco se jí zbavit trvá mnohem déle, a udržet si ideální hmotnost není vůbec snadné. Existují také lidé s nadváhou nebo obezitou bez známek kardiovaskulárního rizika, zvýšené rezistence na insulin nebo diabetu, tzv. „zdraví obézní“. Uvažuje se v tomto případě, zda je obezita nemoc nebo biologická adaptace. Snížení tělesné hmotnosti u obézních o 5–10% navozené správnou životosprávou snižuje statisticky významně výskyt chorobných stavů s obezitou spojených.

V přednášce jsou rozebírány patobiochemické mechanismy vzniku obezity, souvislost s komorbiditami, prevence a přístupy k terapii.

Klíčová slova: obezita – patobiochemie – komorbidita – prevence – léčení

ABSTRAKT

PROBLEMATIKA OBEZITY, ZMĚNY JEJÍ PREVALENCE ČESKÝCH DĚTÍ A MLÁDEŽE

Pavel Bláha, Petr Sedlak
Katedra antropologie a genetiky člověka
Přírodovědecké fakulty UK
Praha 2, Viničná 7
blaha@natur.cuni.cz

Typickým znakem obézních jedinců je výrazně odlišná tělesná stavba s dominancí nadpřiměřeného rozvoje tukové

složky. Proto k nejjednodušším způsobům jak definovat obezitu patří vybrané antropometrické metody, které v kombinaci s klinickými a biochemickými metodami umožňují přesněji detekovat tělesné složení a biochemický status obézního jedince, navrhnout a objektivně kontrolovat případný redukční proces snižování hmotnosti. Ontogenetický vývoj obézních jedinců je již odlišný od normální populace od dětského věku.

Problém dětské obezity se v současné době stále více dostává do popředí zájmu odborných pracovišť, neboť kolem 80 % obézních dětí zůstává obézními i v dospělosti a přitom se procento obézních jedinců i v dětském věku zvyšuje. Obezita sebou nese řadu rizikových faktorů a to již od dětství. Uvádí se, že je to nemoc tohoto století. 20 let spolupracujeme s Dětskou léčebnou dr. Filipa v Poděbradech, kde kompletně antropologicky vyšetřujeme na počátku a na konci pětítýdenního pobytu léčebného pobytu pacienti za účelem posouzení vhodnosti prováděné redukce tělesné hmotnosti. Současně s našimi vyšetřeními jsme soubor obézních doplnili o archivní anamnestické, klinické a biochemické údaje (tělesná výška, hmotnost na počátku a na konci redukčního pobytu, BMI, krevní tlak, hladina celkového cholesterolu, HDL cholesterolu, porodní hmotnost, porodní délky, délka kojení, věk od kdy bylo dítě hodnoceno jako obézní nebo s nadměrnou hmotností). Celkem zpracovaný soubor čítá 8237 obézních probandů ve věku od šesti do 18 let (3039 chlapců a 5198 dívek). Dovolujeme si prezentovat, kromě prevalence obezity rovněž rizikové faktory s ní související z analýza dat výše uvedeného souboru

Pro hodnocení hmotnosti se celosvětově používá jeden z indexů tělesné

hmotnosti BMI index, který matematickou formulí informuje o vztahu hmotnosti k tělesné výšce, nic neříká o tělesném složení. Pro dospělou populaci se používá kategorizace většinou podle Knightha. Vzhledem k tomu, že tento index se výrazně mění s věkem u dětské a adolescentní populace je pro tyto věkové kategorie nepoužitelný. Doporučeno WHO je používat percentilových hodnot, kdy hodnota BMI mezi 90. a 97. percentilem referenční populace signalizuje nadměrnou hmotnost a nad 97. percentil již obezitu. Jako základ pro českou populaci byly vzaty data z páteho Celostátního antropologického výzkumu z roku 1991. Pro hodnocení hmotnosti to znamená, že jedinec s hodnotou BMI nad 90. percentil má nadměrnou hmotnost a nad 97. je již obézní. Jinými slovy to znamená, 7 procent v referenční české populace s hodnotou BMI mezi 90. a 97. percentilem má nadměrnou hmotnost a další s hodnotou BMI nad 97. percentil jsou obézní. V roce 2001 proběhl tradičně po deseti letech, žel zatím poslední šestý Celostátní antropologický výzkum dětí a mládeže. Jako kritérium pro posouzení prevalence nadměrné hmotnosti a obezity byly hodnoty 90. a 97. percentilu z roku 1991. Procento obézních dětí věku 7,00 až 10,99 se zvýšilo u chlapců o 2,6%, dívek o 1,7%. Děti s nadměrnou hmotností u chlapců o 1,2% a u dívek o 0,2%.

Práce byla podpořena v rámci výzkumného záměru Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy ČR No. MSM 0021620843.

ABSTRAKT

ZÁHADNÁ LEBKA S NITROLEBNÍM ÚTVAREM Z MUZEA V HRADCI KRÁLOVÉ

Eugen Strouhal

Ústav dějin lékařství a cizích jazyků I.LK UK Praha
eugen.strouhal@lf1.cuni.cz

Jaromír Kolář

Institut postgraduálního vzdělávání
ve zdravotnictví, Praha

Alena Němečková

Ústav histologie a embryologie LF UK, Plzeň

Hlína z výkopu za tzv. Starou nemocnicí v Hradci Králové na pravém břehu Orlice u Maršovické ulice jihovýchodně od historického jádra Hradce Králové obsahovala mj. defektní kalvárii s neobvyklým nitrolebním patologickým útvarem. Předala nám ji k odbornému vyšetření Marcela Víšková, posluchačka Masarykovy univerzity v Brně, která ji objevila během studia antropologických sbírek Muzea východních Čech v Hradci Králové.

Nález postrádá dokumentované nálezevé okolnosti. Podle muzejního archeologa Radka Bláhy mohl souviset se Starou nemocnicí ze 70. let 19. stol. či vedlejší mladší tzv. Epidemickou nemocnicí. Na místě blízkých Vonešových sadů byli pohřbíváni vojáci i občané během obležení královhradecké pevnosti v létě 1866. Některému z nich mohla lebka patřit.

Nelze však vyloučit, že jde o starší nález. V místě výkopu stával od 16. století hřbitovní kostel sv. Pavla, u něhož je doložen špitál. Při stavbě hradecké pevnosti bylo oboje zbořeno.

Podle tloušťky kostí kalvárie, objemného processus mastoideus a otevřených švů

patřila mladému dospělému muži. Na vnitřním povrchu pravé poloviny šupiny čelní je k lamina interna přirostlý oblý skořápkovitý miskovitý útvar.

Jeho tvar je patrný ze standardního rtg, CT řezů a 3D rekonstrukce. Histologické vyšetření pomocí SEM prokázalo na povrchu vzorků růstovou aktivitu a granulační tkáň se zbytky cholesterolových krystalků. Světelná mikroskopie rozlišila vrstvu zrohovatělých buněk a zánětlivé granulační tkáň. Místy se vyskytla i osteolýza kostních trámečků.

Mezi diagnostickými možnostmi lze diskutovat o opouzdřeném hematomu, epidermoidní cystě, nejspíše však o cholesteatomu v neobvyklé lokalizaci.

Klíčová slova: archeologie, lebka, histologické vyšetření, opouzdřený hematoma, epidermoidní cysta, cholesteatom

ABSTRAKT

TRAGICKÉ KOMPLIKACE U HYPERCHOLESTEROLEMICKÝCH ADOLESCENTEK PO PODÁNÍ HORMONÁLNÍ ANTIKONCEPCE

Hyánek J., Maťoška, V., Dubská, L., Privarová, J.

Lipidová ambulance Nemocnice Na Homolce Praha
Josef.Hyanek@homolka.cz

Naší lipidovou ambulancí ročně prochází průměrně 300 dětských a adolescentních pacientů a 2–3x tolik dospělých nejblížeších příbuzných s poruchami lipidů k podrobné diferenciaci zjištěné hypercholesterolemie. Ze souboru adolescentních pacientek za posledních 10 let vybrali autoři kazuistiky smrtelných a nebo život ohrožujících plicních embolií, tromboembolií,

mozkových příhod a flebotrombóz, které se vyskytly v kauzální souvislosti s podávanou kombinovanou hormonální antikoncepcí. Jednalo se o pacientky s hypercholesterolemí, která byla provázena tromboembolickými mutacemi pro FV Leidský faktor, protrombin II event. dalších pacientkách jen s pozitivními metabolickými faktory tj. s homozygotní formou deficitu MTHFR provázenou hyperhomocysteinemií, vysokým Lp (a), fosfolipidovým syndromem, deficitem holotranskobalaminu aj. Ačkoliv doporučení SZO o preventivním vyšetření a poučení patientek z rizikových rodin před podáním antikoncepce jsou platná déle než 10 let, žádná z našich popisovaných patientek nebyla poučena ani preventivně vyšetřena.

V závěru autoři důrazně požadují před nasazením kombinované antikoncepce pečlivě vyšetřit tromboembolickou anamnézu v rodině a při její pozitivitě alespoň provést nejpotřebnější laboratorní vyšetření APCR. I když je patogenní účinek antikoncepce již známý, nejsou dostupné podrobné znalosti a preventivní screening rizikových patientek laboratorním vyšetřením se zatím nedoporučuje pro nízký počet dokonaných úmrtí a nákladnost vyšetření.

Klíčová slova: hypercholesterolemie, hormonální antikoncepce, plicních embolie, tromboembolické mutace, mozkové příhody, flebotrombóza

ABSTRAKT

VÝUKA A VÝZKUM V OBLASTI EXPERIMENTÁLNÍ BIOMECHANIKY NA FBMI ČVUT V PRAZE

Kutílek P., Hozman J.

České vysoké učení technické v Praze,

Fakulta biomedicínského inženýrství

Práce publikována v PÚ 1+2/2012
na straně 108.

ABSTRAKT

VÝVOJ PREOSTEOARTRÓZY A DEFORMIT SKELETU U ČESKÉ KOSTNÍ DYSPLAZIE, LÉČENÍ – KASUISTIKA

Hudáková O., Maříková A., Holub P., Mařík I.

Ambulantní Centrum pro vady pohybového

aparátu s.r.o., Praha, Olšanská 7, 130 00 Praha 3

o.marikova@email.cz

Česká kostní dysplazie je autosomálně dominantní kolagenopatie typu 2 (1). Primárně byla popsána jako Progresivní pseudoreumatoidní artritida s hypoplastickými prsty (*MIM# 609162*) v roce 2004 (3). V dalších pracích již byla uveřejněna s označením Česká dysplazie – metatarsální typ (2, 4). V poslední verzi Nosologie a klasifikace genetických chorob skeletu – revize 2010 (5) je zařazena ve 2. skupině “kolagenní skupina typ 2 a podobné choroby” s názvem Spondyloepifyzární dysplazie s metatarsálním zkrácením (původně Česká dysplazie).

Tato kostní dysplazie je charakteristická normální postavou a zvláštními abnormalitami fenotypu zejména zkrácením 3.–5. prstu obou nohou. Významnými sympto-

my České kostní dysplazie jsou chronické bolesti zad a velkých kloubů dolních končetin, konkrétně kyčelních kloubů. Těžká (bolestivá) progresivní artropatie se objevuje již v dětství. Onemocnění se začíná projevovat mezi 3.–8. rokem věku obtížemi při chůzi se zhoršující se tendencí, kolébavou chůzí, svalovou slabostí, tuhnutím kloubů a jejich kontrakturami, valgozitou kolenních kloubů, zhoršenou mobilitou krční páteře, kyfaskoliózou, flekčními deformitami prstů. Sedimentace a C reaktivní protein jsou v normě, revmatoidní faktor a HLA B27 jsou negativní. Markery osteoresorpce jsou zvýšeny. Rentgenogramy ukazují mírnou platyspondylii (někdy předozadní prodloužení těl obratlů), nepravidelnosti krycích destiček se zúžením meziobratlových prostorů (disků), zúžení kloubních šterbin postižených kloubů dolních končetin, pre-koxartróza a dysplastické změny na pánvi. Páteřní kanál v lumbální krajině v předozadní projekci má pravoúhlý tvar. Typická je postaxiální hypoplazie metatarsů.

V kasuistickém sdělení autoři prezentují na příkladu 17leté pacientky, s pozitivní rodinnou anamnézou do 4. generace, progresi valgozity kolenních a loketních kloubů, nápadnou progresi postižení velkých kloubů horních a dolních končetin a páteře od předškolního věku až do dospělosti. Matka probandky pro progredující obtíže s kyčelními klouby podstoupila operační léčení (po 30. roce věku jí byla provedena kompletní náhrada (TEP) obou kyčelních kloubů).

Klíčová slova: progresivní pseudoreumatoidní artritida, Česká kostní dysplazie – metatarsální typ, Spondyloepifyzární dysplazie s metatarsálním zkrácením, kolagenopatie typu 2, genua valga, pre-koxartróza

Key words: Progressive pseudorheumatoid arthritis, Czech bone dysplasia – metatarsal type, SED with metatarsal shortening, collagenopathy type II, knock knees, pre-coxarthrititis

Literatura

1. HOORNAERT KP, MARIK I, KOZLOWSKI K, COLE T, LE MERRER M, LEROY JG, COUCKE P, SILLANCE D, MORTIER GR. Czech dysplasia metatarsal type: another type II collagen disorder. *Eur J Hum Genet*, 15, 2007, p. 1269–1275.
2. Kozlowski K, Marik I, Marikova O, Zemkova D, Kuklik M. Czech Dysplasia Metatarsal Type. *American Journal of Medical Genetics*, 2004, 129A, Issue 1, p. 87–91.
3. Marik, Marikova, Zemkova, Kuklik, Kozlowski. Dominantly inherited progressive pseudorheumatoid dysplasia with hypoplastic toes. *Skeletal Radiol*, 33, 2004, p. 157–164.
4. Marik I, Marikova O, Zemkova D, Kuklik M, Kozlowski K. Czech dysplasia metatarsal type. *Magyar Radiologia*, 79, 2005, No. 2, p. 88–93.
5. WARMAN ML, CORMIER-DAIRE V, HALL CH, KRAKOW D, LACHMAN R, LeMERRER M. Nosology and Classification of Genetic Skeletal Disorders – 2010 Revision. *Am J Med Genet*, 155A, 2011, č. 5, s. 943–968.

ABSTRAKT

KNIEST DYSPLAZIE

Petrášová Š.¹⁾, 3, Hudáková O.³⁾, Zemková D.^{1, 2)}, Šormová L.⁴⁾, Mařík I.³⁾

¹⁾ Katedra antropologie a genetiky člověka, PFF UK, Viničná 7, 128 00 Praha 2

²⁾ Pediatrická klinika KU a FN v Motole, V Úvalu 84, 150 06 Praha 5

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

Souhrn

Autoři v kasuistickém sdělení prezentují vzácnou Kniest dysplazii diagnostikovanou u dívky předškolního věku. Diagnóza byla stanovena klinicko-rentgenologickým a antropologickým vyšetřením, a potvrzena při konferenci „prezentace případů“ v Poznani v roce 2010 (profesor Med. Dr. Kazimierz Kozlowski, Sydney). U probandky porucha růstu postihuje trup a končetiny, skelet je robustní. Dochází ke zhoršení růstové rychlosti. Mírné zlepšení stavu výživy. Typická je orofaciální stigmatizace, soudkovitý hrudník. Antropometrický nález odpovídá diagnóze Kniestova dysplazie. V roce 2011 byla diagnóza potvrzena i molekulárně genetickým vyšetřením v Antverpách (profesor Med. Dr. Geert Mortier, Belgie). Kasuistika je doplněna obrazovou dokumentací.

Kniest dysplazie je neobvyklé dědičné onemocnění postihující růst kostí (OMIM 156550). Charakteristická je nízká tělesná výška a další skeletální abnormality spojené u 50 % pacientů s problémy se zrakem a u 40 % pacientů se sluchovými problémy. Děti s Kniest dysplazií se rodí s typickou facií: kulatý obličej, prominující oči, oploštěná střední etáž obličeje. S rozštěpem tvrdého a měkkého patra. Často se vyskytují těžké myopie, vitreoretinální degenerace, stejně jako jiné oční problémy, které mohou vést až ke slepotě. Poruchy sluchu se vyskytují v důsledku opakovaných ušních infekcí (1, 3).

Pacienti s Kniest dysplazií se rodí již se zkráceným trupem a zkrácenými končetinami, které je možné rozeznat již prenatálně. Dospělí jedinci dosahují tělesné

výšky mezi 100 až 145 cm. Mezi hlavní klinické nálezy patří kyfaskolióza, výrazná lumbální lordóza. Krátký hrudník s protruzí. Někdy se může v pozdějším věku vyskytnout hrudní skolióza. Pacienti mají mimořádně velké klouby, které mohou působit bolest až omezení pohybu a fyzických aktivit až vést k artritidě. Během růstu dochází k vývoji a ke zhoršení kontraktur a skeletálních deformit.

Jedná se o velmi vzácné onemocnění, postihující 1 z 1 000 000 živě narozených dětí bez rozdílu pohlaví. Dědičnost je autozomálně dominantní, většina případů vzniká jako důsledek nové mutace. Kniest dysplazie patří mezi kolagenopatie typu II a XI. způsobené mutací v genu COL2A1, lokalizovaném na dlouhém raménku 12. chromosomu (12q13.11) (2). Tento gen poskytuje pokyny pro vytvoření proteinu, který formuje kolagen typu 2.

Poprvé tuto dysplazii popsal doktor Wilhelm Kniest v roce 1952 u 3leté dívky, která měla skeletální změny s disproportionální krátkou postavou a kyfaskoliózou.

Klíčová slova: Kniest dysplazie, diagnosis, antropometrie, pre-osteoarthritis

1. KENNETH L J. Recognizable Patterns of Human Malformation, Jones, 1997, ISBN 0-7216-6115-7, p. 360–361
2. MORTIER G R, WILKIN D J, WILCOX W R, RIMOIN D L, LACHMAN R S, RYRE D R, COHN D H. A radiographic, morphologic, biochemical and molecular analysis of a case of achondrogenesis type II resulting from substitution for a glycine residue (Gly691-to-Arg) in the type II collagen trimer. Hum. Molec. Genet. 4, 1995, p. 285–288
3. SPRANGER J W, BRILL P W, POZNANSKI A. Bone Dysplasias, An Atlas of genetic Disorders

of skeletal Development. Oxford University press 2002, ISBN 0-19-521474-9, p. 155–159

4. TAYBI H, LACHMAN R S. Radiology of syndromes, metabolit disorders, and skeletal Dysplasias, Mosby 1990, ISBN 0-8151-8709-2, p. 833–836

5. WINTERPACHT A, HILBERT M, SCHWARZE U, MUNDLOS S, SPRANGER J, ZABEL R U. Kniest and Stickler dysplasia phenotypes caused by collagen type II gene (COL2A1) defect. Nature Genet. 3, 1993, p. 323–326

ABSTRAKT

STICKLERŮV SYNDROM, STICKLER SYNDROME

ŠORMOVÁ L.¹⁾, PETRÁŠOVÁ Š.^{2,3)}, ZEMKOVÁ D.^{3,4)},
MAŘÍKOVÁ A.³⁾, MAŘÍK I.³⁾

¹⁾ 1. Lékařská fakulta UK, Kateřinská 32,
128 00 Praha 2

²⁾ Katedra antropologie a genetiky člověka
PřF UK, Viničná 7, 128 44 Praha 2

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

⁴⁾ Pediatrická klinika KU a FN v Motole,
V Úvalu 84, 150 06 Praha 5
black.luca@seznam.cz

Sticklerův syndrom (STL), neboli here-
ditární arthro-ophthalmopathie, je dědičné
onemocnění pojivové tkáně postihující
fibrilogenezi molekul kolagenu typ II, IX
či XI (2, 4). Z hlediska fenotypového pro-
jevu se jedná o vysoce variabilní chorobu
postihující zrak, sluch, srdce a kraniofaci-
ální a muskuloskeletální systém pacientů
(5). Mezi charakteristické projevy patří
krátkozrakost, šedý/zelený zákal, odchlí-
pení sítnice, vitreoretinální degenerace,
nedoslýchavost, předčasná osteoartritida,
široký nebo zploštělý kořenu nosu, hypo-

plazie střední etáže obličeje nebo kosti
lící, rozštěp středové čáry nebo patra,
mikro-/retrognacie, podprůměrný vzrůst
a poruchy páteře. Genetickou podstatou
syndromu jsou mutace genů COL2A1,
COL11A1 a COL11A2, jejichž výsledkem je
autozomálně dominantní forma onemoc-
nění, a genů COL9A1 a COL9A2, mající
autozomálně recesivní charakter onemoc-
nění (2, 6, 7). STL se podle poslední verze
Nosologie a klasifikace genetických chorob
skeletu řadí do 2. skupiny označené jako
skupina kolagenu typ 2 (8).

Populační výskyt autozomálně domi-
nantních typů STL je odhadován 1 : 10 000
(5). Přesná incidence není známá, jelikož
mírné formy onemocnění velmi často nelze
identifikovat. Míra výskytu recesivních
typů onemocnění nebyla doposud v litera-
tuře popsána.

Na základě molekulární patogeneze
a postižení zrakového aparátu je Sticklerův
syndrom členěn do pěti podtypů (typ I-V).
Mutace genu COL2A1 jsou charakteristické
pro první typ STL a vedou zejména v kon-
genitální membránózní anomálii sklivce.
Pacienti postižení tímto typem choroby
mají vyšší riziko pro ztrátu zraku. Mutace
genu COL11A1, typické pro typ II STL, mají
za následek poruchu sklivce projevující
se přítomností fibril korálkovitého vzhle-
du s nepravidelným průměrem ve hmotě
sklivce. Jedinci s diagnózou STL typ II mají
nižší riziko ztráty zraku, je pro ně však
typická hypoplazie střední etáže obličeje
(3, 4). Oproti tomu mutace genu COL11A2,
přítomné u jedinců postižených typem III
STL, nepostihují zrak jedinců (4). Kolagen
typ IX má funkci vazebné molekuly spojující
fibrily tvořené molekulami kolagenu typ
II a XI s dalšími komponentami chrupavky.
Mutace genů COL9A1 (typické pro typ
IV STL) a COL9A2 (STL typ V) se projevu-

jí kloubní flexibilitou, hypoplazií střední části obličeje, nedoslýchavostí, krátkozrakostí a dalšími vadami zraku (1, 2).

Autoři v kazuistickém sdělení popisují autozomálně dědičnou formu onemocnění Sticklerův syndrom na případu 5 letého chlapce. Z klinického hlediska vykazuje pacient znaky typické pro jedince postižené touto chorobou. Chlapec trpí poruchami zraku a sluchu, má široký a plochý kořen nosu, hypoplastickou střední část obličeje, hypotonní svalstvo a spondyloepifyzální dysplazii. Od narození je pozorována růstová retardace, která je úspěšně řešena léčbou růstovým hormonem. Proband je pravidelně sledován na ORL a oftalmologem. Pravidelná kontrola zraku je důležitá pro včasné odhalení odchlípnutí sítnice, které může vést k úplnému oslepnutí.

V budoucnu je plánována DNA analýza vzorků krve pacienta pro identifikaci kauzální mutace jednoho z genů COL2A1, COL11A1 nebo COL11A2. Analýza bude provedena ve spolupráci s Prof. Geertem Mortierem na odborném pracovišti v Antverpách, jež je specializováno na onemocnění pojivové tkáně důsledkem defektní produkce kolagenu typu II.

Klíčová slova: Stickler syndrom, kolagen, antropometrie, dědičnost, mutace

Key words: Stickler syndrome, collagen, anthropometry, inheritance, mutation

Literatura

1. BAKER S, BOOTH C, FILLMAN C, SHAPIRO M, BLAIR MP, HYLAND JC, ALA-KOKKO L. A loss of function mutation in the COL9A2 gene causes autosomal recessive Stickler syndrome. *Am J Hum Genet*, 155A, 2011, s. 1668–1672.

2. CAMP GV, SNOECKX RL, HILGERT N, VAN DEN ENDE J, FUKUOKA H, WAGATSUMA M et al. A new autosomal recessive form of Stickler syndrome is caused by a mutation in the COL9A1 gene. *Am J Hum Genet*, 79, 2006 Sept, s. 449–457.

3. POULSON AV, HOOYMANS JMM, RICHARDS AJ, BEARCROFT P, MURTHY R, BAGULEY DM, SCOTT JD, SNEAD MP. Clinical features of type 2 Stickler syndrome. *J Med Genet*, 41, 2004, č. 8, e 107, dostupné z: <http://jmg.bmj.com/content/41/8/e107.full.pdf+html>

4. RICHARDS AJ, McNINCH A, MARTIN H, OAKHILL K, RAI H, WALLER S et al. Stickler syndrome and the vitreous phenotype: Mutations in COL2A1 and COL11A1. *Hum Genet*, 31, 2010 Mar, č. 6, s. E1461-E1471.

5. ROSE PS, AHN NU, LEVY HP, AHN UM, DAVIS J, LIBERFARB RM et al. Thoracolumbar spinal abnormalities in Stickler syndrome. *Spine*, 26, 2001, č. 4, s. 403–409.

6. SPRANGER JW, BRILL PW, POZNANSKI A. Stickler Dysplasia. In: *Bone Dysplasias. An Atlas of Genetic Disorders of Skeletal Development*, 2nd Ed. Oxford, New York: Oxford University Press, 2002, s. 170–174.

7. STICKLER GB, HUGHES W, HOUGHIN P. Clinical features of hereditary progressive arthroophthalmopathy (Stickler syndrome): A survey. *Gen Med*, 3, 2001, č. 3, s. 192–196.

8. WARMAN ML, CORMIER-DAIRE V, HALL CH, KRAKOW D, LACHMAN R, LeMERRER M. Nosology and Classification of Genetic Skeletal Disorders – 2010 Revision. *Am J Med Genet*, 155A, 2011, č. 5, s. 943–968.

ABSTRAKT

KOLAGEN II. OD KOSTNÍCH DYSPLAZIÍ K TOMU, CO NÁS VŠECHNY SPOJUJE

Zemková D.¹⁾, Petrášová Š.^{2,3)}, Hudáková O.²⁾,
Šormová L.⁴⁾, Mařík I.²⁾

¹⁾ Pediatrická klinika KU a FN v Motole,
V Úvalu 84, 150 06 Praha 5

²⁾ Ambulantní centrum pro vady pohybového
aparátu s.r.o., Olšanská 7, 130 00 Praha 3

³⁾ Katedra antropologie a genetiky člověka,
PřF UK, Praha

⁴⁾ 1. Lékařská fakulta UK, Kateřinská 32,
128 00 Praha 2
dezem@email.cz

Kniestovadysplazie, Sticklerůvsyndrom, česká dysplazie, vrozená spondyloepifyzární dysplazie, spondyloperiferární dysplazie, achondrogeneze 2. typu a další kostní dysplazie mají přes svůj rozdílný klinický obraz společnou příčinu: mutaci v genu pro kolagen II, *COL2A1*. Klinické projevy závisí na typu mutace a její lokalizaci, na tom, zda se vyskytuje v heterozygotní či homozygotní formě.

Kolagen II. typu je nejdůležitější komponentou chrupavky. Proto u těchto kolagenopatií je vždy postižen vývoj chrupavky, pacient mívá kloubní problémy. V různé míře je narušena enchondrální osifikace, což vede k malému vzrůstu s postižením trupu i končetin. Kromě toho je kolagen II obsažen ve sklivci (oční postižení) a řadě vnitřních orgánů.

Problematika kolagenopatií u našich pacientů nás vede k hlubšímu zamyšlení nad strukturou, funkcí i evolučním původem kolagenu. Kolagen je základní stavební hmotou pojivových tkání, je jednou z nejdůležitějších složek extracelulární matrix živočichů. U savců tvoří 25–30 % všech

proteinů v těle. Jedná se o proteiny s molekulou o třech polypeptidových řetězcích v podobě trojitě šroubovice.

Všechny kolageny charakterizuje opakující se doména tripeptidu bohatého na prolin: Gly-X-Y, kde v pozici X a Y se často vyskytují Pro a Hydro. V současné době je známo 28 typů kolagenu, z nichž nejznámější jsou fibrilární kolageny (např. I, II, III, V, XI). Některé kolagenní typy mají v průběhu řetězců nekolagenní oblasti a mohou tvořit síť – např. kolagen IV, který tvoří bazální membrány a plní tuto funkci v celé živočišné říši.

Kolageny udržují strukturální integritu tkání a orgánů a celého mnohobuněčného organismu. Nemají pouze mechanickou funkci výplně. Zprostředkovávají buněčnou signalizaci přes specifické receptory (integriny, specializované proteoglykanové receptory) a komunikaci mezi buňkami (adheze, diferenciaci, růst, buněčná reaktivita, život buněk v mnoha směrech). Přes svoji poměrně složitou strukturu patří mezi nejstarší bílkoviny na světě. Poněvadž se vyskytují u všech živočichů i u houbovců (Porifera), můžeme jeho stáří odhadovat na více než 800 milionů let. Pokud bychom pátrali po jeho předchůdcích u jednobuněčných živočichů, najdeme je trubének (Choanoflagellata, Monosiga), které bílkoviny obsahující kolagenní domény užívají k přichycení k substrátu. Vývoj extracelulární matrix probíhal nezávisle v jednotlivých fylogenetických liniích. Největšího rozkvětu dosáhl u obratlovců. Genové duplikace a modulární struktura kolagenů umožnily velké rozrůznění jednotlivých typů. Původní chrupavka byla zřejmě nebuněčná, ale již během vývoje bezčelistných obratlovců zhruba před 560–530 miliony let se vytváří chrupavka založená

na kolagenu II. typu. V té době se zároveň dotvářely genetické mechanismy řídící vývoj skeletu. U společných předchůdců paprskoploutvých a lalokoploutvých ryb, z nichž vyšli suchozemští obratlovci, již byla vytvořena hyalinní, elastická i vazivová chrupavka. Zatímco u paprskoploutvých ryb došlo k dalšímu rozrůznění typů chrupavek, u suchozemských obratlovců se musela chrupavka přizpůsobovat novým mechanickým nárokům a u teplokrevných i trvale zvýšené tělesné teplotě.

Key words: Kolagen II, kostní dysplazie, kolagenopatie, růstová chrupavka, evoluce

ABSTRAKT

GENETICKY MODIFIKOVANÉ ORGANISMY A JEJICH VÝZNAM

Kuklík M., Kuklík J.

E-mail: honza.kuklik@volny.cz

Abstrakt se nepodařilo do uzávěrky časopisu dokončit. Podklady budou k dispozici u autora.

ABSTRAKT

OLLIEROVA CHOROBA A MAFFUCCIHO SYNDROM – DIAGNOSTIKA A SYMPTOMATICKÉ LÉČENÍ ZÁVAŽNÝCH DEFORMIT DOLNÍCH KONČETIN

OLLIER DISEASE AND MAFFUCCI SYNDROME – DIAGNOSIS AND TREATMENT OF SEVERE LOWER LIMB DEFORMITIES

Mařík I.¹⁾, Šormová L.²⁾, Povýšil C.³⁾, Zemková D.^{1, 4)}, Kuklík M.¹⁾

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

²⁾ 1. Lékařská fakulta UK, Kateřinská 32, 128 00 Praha 2

³⁾ Ústav patologie 1. LF UK a VFN, Studničkova 2, 128 00 Praha 2

⁴⁾ Pediatrická klinika KU a FN v Motole, V Úvalu 84, 150 06 Praha 5
ambul_centrum@volny.cz

Souhrn

Autoři v kazuistickém sdělení demonstují závažnost a možná úskalí vývoje a léčení deformit skeletu od dětství do dospělosti u dvou pacientů postižených Ollierovou chorobou (OCH) a Maffucciho syndromem (MaSy). OCH a MaSy jsou dobře dokumentované formy enchondromatózy (ECH), která se řadí podle poslední verze Nosologie a klasifikace genetických chorob skeletu z roku 2011 do 29 skupiny označené jako skupina deorganizovaného vývoje komponent skeletu. ECH je vrozená choroba s mnohostrannou klinickou a radiologickou podobou, variabilním a často nepředvídatelným klinickým průběhem. RTG vyšetření obvykle dokumentuje změny, které jsou charakteris-

ké pruhovitými sloupcovitými ostrůvky hyperplastické neosifikované chrupavky vycházejícími z metafýz a šířícími se někdy do diafýz. Kulaté radiolucetní (jasné, průhledné) masy v diafýze vznikají z periostu. V současnosti je v rámci enchondromatózy rozlišováno devět podtypů, a to na základě zasažení oblasti páteře a typu dědičnosti. Ollierova choroba a Maffucciho syndrom jsou nedědičné podtypy enchondromatózy, které nepostihují páteř postižených jedinců.

Etapové léčení u prezentovaných probandů vyžadovalo opakované korekční ostetomie a rekonstrukční výkony s cílem vyrovnat biomechanickou osu a délku DK. Studie upozorňuje na typickou klinickou a radiologickou symptomatologii a vysoké riziko malignizace enchondromů v dospělosti, kdy je nezbytné onkologické sledování (RTG plic, MRI scany postižených oblastí, onkologický biochemický screening). Pacienty je nezbytné seznámit s příznaky možného maligního růstu (náhlé zvětšování stávajících enchondromů, lokalizované a zvětšující se bolesti) a resekovanou tkáň histologicky vyšetřit na přítomnost atypických buněk. Histologickým vyšetřením byl u pacienta s Ollierovou chorobou v rostoucím tumoru pravého femuru prokázán chondrom hraniční biologické povahy velmi pravděpodobně se známkami počínající malignizace ve věku 21 let a 7 měsíců. U pacienta s Maffucciho syndromem byly v rostoucích tumorech na 2. a 4. prstu levé ruky prokázány atypicky proliferující enchondromy a low-grade chondrosarkom ve věku 30 let a 2 měsíce.

Klíčová slova: enchondromatóza, Ollierova choroba, Maffucciho syndrom, enchondrom, chondrom, hemangiom

Key words: enchondromatosis, Ollier disease, Maffucci syndrome, enchondromas, chondromas, hemangiomas

References

1. KOWALSKA A, KOZŁOWSKI K. Localised enchondromatosis. *Pohybové ústrojí*, 18, 2011, č. 1–2, s. 65–68.
2. MATĚJOVSKÝ Z, POVÝŠIL C, KOLÁŘ J. Mnohočetné enchondromy, enchondromatóza. In: *Kostní nádory*, 1. vydání. Praha, Avicenum, 1988, s. 134–139.
3. PANSURIYA TC, KROON HM, BOVÉE JVMG. Enchondromatosis: insights on the different subtypes. *Int J Clin Exp Pathol*, 3, 2010 Jun, č. 6, s. 557–569.
4. SPRANGER JW, BRILL PW, POZNANSKI A. Enchondromatosis. In: *Bone Dysplasias. An Atlas of Genetic Disorders of Skeletal Development*, 2nd Ed. Oxford, New York: Oxford University Press, 2002, s. 554–557.
5. WARMAN ML, CORMIER-DAIRE V, HALL CH, KRAKOW D, LACHMAN R, LeMERRER M. Nosology and Classification of Genetic Skeletal Disorders – 2010 Revision. *Am J Med Genet*, 155A, 2011, č. 5, s. 943–968.

ABSTRAKT

HLADINY VISFATINU U PACIENTŮ S MYOSITIDOU A JEHO IMUNO-HISTOCHEMICKÝ PRŮKAZ VE SVALOVÉ TKÁNI

Hulejová H., Kryštůfková O., Mann H., Šenolt L., Vencovský J.
hule@revma.cz
Revmatologický ústav Praha,
Experimentální laboratoř pro výzkum pojiva,
Klinika revmatologie, 1. LF UK

Úvod

Visfatin je adipocytokin, který kromě jiných funkcí podporuje zrání prekursorů B-lymfocytů a účastní se v regulaci zánětu. Polymyositida (PM) a dermatomyositida (DM) patří mezi idiopatické zánětlivé myopatie. Jejich charakteristickým rysem je přítomnost autoprotilátek v séru, nejčastějšími jsou protilátky proti histidyl-tRNA syntetáze (anti-Jo-1). Nedávno jsme prokázali, že nemocní s PM/DM a pozitivitou anti Jo-1 autoprotilátek mají zvýšené sérové hladiny cytokínu aktivujícího B lymfocyty – BAFF (B-cell activating factor) ve vztahu k aktivitě onemocnění. Cílem práce bylo zhodnotit hladiny visfatinu u pacientů s PM/DM, kteří měli pozitivní anti-Jo-1 autoprotilátky, porovnat sérové hladiny visfatinu nemocných se zdravými jedinci, zjistit možný vztah visfatinu k aktivitě onemocnění a hladinám BAFF a protilátek proti Jo-1 a provést imunohistochemický (IHCH) průkaz ve svalové tkáni.

Materiál a metody

Do průřezové studie bylo zařazeno 38 pacientů s PM/DM (věk $52,5 \pm 10,8$ let) a 25 věkem a pohlavím srovnatelných zdravých jedinců (věk $51,6 \pm 11,8$ let). U 16 nemocných byl k dispozici druhý odběr z následující klinické kontroly (median intervalu 13,4 měsíců, [minimum 7 – maximum 73,6]). Imunochemicky byly stanoveny ELISA testem sérové hladiny visfatinu (BioVision, Research Products, USA), BAFF (R&D Systems, Inc. USA) a anti-Jo-1 protilátek (Orgentec, Mainz, Germany). Visfatin byl IHCH užitím peroxidázové metody detekován ve svalové tkáni pacientů s PM/DM ($n=5/5$) a porovnán s nezáánětlivou svalovou tkání pacientů s myasthenia gravis

($n=5$). Hodnocení aktivity nemoci bylo prováděno klinicky standardizovanými indexy (MYOACT) na vizuálně analogové škále (VAS) a laboratorními ukazateli svalového poškození (CK, ALT, AST, LDH a myoglobinu). Pro statistické analýzy byly použity statistické programy Prizm v. 5. a SPSS.

Výsledky

Hladiny visfatinu byly vyšší u pacientů s PM/DM ($2,90 \pm 2,46$ ng/ml) oproti kontrolám ($1,63 \pm 1,21$ ng/ml; $p=0,018$). Byla zjištěna pozitivní korelace visfatinu s klinickou svalovou aktivitou ($r_s=0,389$, $p=0,017$) a hraničně s aktivitou celkovou ($r_s=0,283$, $p=0,09$). Z laboratorních ukazatelů svalového poškození visfatin koreloval s LDH ($r_s=0,393$, $p=0,017$) na rozdíl od hladin BAFF, které korelovaly s hladinami CK, myoglobinu a AST ($r_s=0,51$, $0,57$ a $0,39$ $p=0,001$, $0,002$ a $0,01$). Sérové hladiny visfatinu a BAFF korelovaly pozitivně u pacientů ($r_s=0,439$, $p=0,006$) a naopak negativně u zdravých kontrol ($r_s=-0,539$, $p=0,005$). Při párovém srovnání opakovaných odběrů poklesla klinická aktivita svalová (VAS ze $14,00$ [2–82] na $9,00$ [1–26] mm; $p=0,07$) i celková (VAS ze $17,5$ [6–79] na $13,5$ [3–27] mm $p=0,047$) a také hladiny visfatinu v séru (z $2,90 \pm 2,46$ na $1,56 \pm 1,0$ ng/ml; $p=0,01$). Pokles hladin BAFF v séru byl méně významný (ze $1,69$ [0,57–10,91] na $1,11$ [0,65–4,84] ng/ml; $p=0,1$). Ve druhém odběru hladiny visfatinu a BAFF již nekorelovaly. Nebyla nalezena korelace visfatinu s anti-Jo-1 autoprotilátkami.

Závěr

Visfatin je nový cytokin, který reguluje aktivitu B-lymfocytů a podobně jako BAFF má vztah ke svalové aktivitě v průběhu idi-

opatických zánětlivých myopatií a byl prokázán lokálně v myositickém svalu.

Podpořeno výzkumnými záměry MZČR, reg. č. 00023728.

ABSTRAKT

FORMOVÁNÍ NOVÝCH LÉKAŘSKÝCH OBORŮ V 1. SVĚTOVÉ VÁLCE

Smrčka V.¹⁾, Mádllová V.²⁾

¹⁾ Ústav dějin lékařství a cizích jazyků 1. LF UK,

Klinika plastické chirurgie FN Bulovka

²⁾ Masarykův ústav a Archiv AV ČR, v. v. i
sedlcany1@seznam.cz

Abstrakt

První světová válka je první globální válkou. V této válce bylo do zbraní povoláno 56 miliónů mužů a pro 26 miliónů z nich se válka stala pohromou. Postiženy však byly nejen armády, ale i civilní obyvatelstvo.

Na začátku války dne 26. července 1914 provedlo Rakousko-Uhersko mobilizaci poloviny sborů a 31. července vyhlásilo všeobecnou mobilizaci. Základní službou procházely ročníky 1890–1892. Povolání byli muži náhradní zálohy těchto ročníků a nováčci ročníků 1893, dále záložníci ročníků 1882–1889 a domobrana těchto ročníků. Postupně byly lidské rezervy vyčerpány tak, že v roce 1918 byli povoláni schopní ročníku 1865 a nováčkové ročníku 1900.

Povolanci se po krátkém doplňovacím výcviku soustřeďovali do pochodových praporů (Marschbatalion) a pochodových rot (Marschkompanie). Armáda se v poli sytila neustále novými vojáky, počínaje

pochodovými prapory I v srpnu 1914 až po pochodové prapory označené XLIV, v říjnu 1918. Zatímco v roce 1914 znamenaly tyto přísuny pochodových praporů vcelku 200 000 mužů, koncem 1918 pouze necelých 100 000 mužů.

Nevíme přesně kolik Čechů bojovalo na frontách 1. světové války. Z celkově mobilizovaných 8 420 000 vojáků Rakouska-Uherska šlo přibližně o 12–13 %, přičemž některé profese byly osvobozeny. Díky zkušenostem z průmyslu, byly často zařazováni ke speciálním jednotkám například letectvu a loďstvu.

V prvních pěti měsících války zůstávala léčebná činnost zachována dle regulí rakouského vojenského návodu U-16. To znamená, že divizi o 20 000 lidech ošetřovalo přibližně šest lékařů. Tento systém se neosvědčil. Nerušené činnosti obvazíšť a třídění poraněných bránilo ohromné nahromadění raněných na jednom místě. Stanice lehce raněných byly v těsné blízkosti obvazíšť, i když mělo jít o vzdálenost několika kilometrů.

Z operací nebezpečných stavů, které odsunout nešly, vystupují zvláště poranění lebky a břišní poranění. Neodkladné operace poranění lebky, kterým se nebylo možno vyhnout, přestože dle návodu U-16 byly takovéto zásahy rezervovány polním nemocnicím, mohly být provedeny na obvazíšti pouze v případě, že polní nemocnice byla vzdálena více než 24 hodin cesty.

Je nutné si všimnout zvláštností ošetřování jednotlivých typů poranění v této válce, ovšem současně nelze pominout i rozdíly geografické. Na západní frontě měla válka velice brzo charakter poziciční, kdežto na východě tento typ války přicházel s časovým zpožděním a projevil se i na typu poranění. Pro západní frontu byla

typická obličejová poranění, na východní frontě spíše poranění končetin. Bojování v zákopech mělo za následek zvětšení podílu poranění lebky a obličeje.

Nahromadění zkušeností s ošetřováním určitých typů poranění ve specializovaných centrech, které v průběhu války vznikly vedlo k rozvoji nových lékařských oborů plastické chirurgii, maxilofaciální chirurgii, otorhinolaryngologii, ortopedii, rehabilitaci a dalším.

V Rakousko-Uherské armádě docházelo k postupnému úbytku lékařů. 2. ledna 1917 armáda měla ještě 7 392 lékařů celkově, 15. ledna 1918 jen 5 399 a na konci dubna 1918 se tento počet snížil až na 4 872 lékařů.

Klíčová slova: globální válka, válečná poranění, nové lékařské obory

PERSPECTIVE ORIGINAL PAPER

POUŽITÍ SIMULACE V LÉKAŘSTVÍ

Jan Čulík

ČVUT, Fakulta biomedicínského inženýrství,

Nám. Sítná 3105, 272 01 Kladno 2

E-mail: culik.j@upcmail.cz

Abstrakt

Simulace (modelování na počítači) je používána v řadě oborů jako metoda vědeckého výzkumu a pro sestavování simulátorů, na kterých se školí lékaři. Simulační software umožňuje na počítači snadno sestavit simulační model. V článku je pomocí software CDCSIS předvedena ukázka simulace šíření chřipky (spojitý proces v čase), simulace obsazování lůžek v nemocnici (diskrétní proces), při kte-

rém se mění stavy v konečném počtu časových okamžiků. Dále výpočet ohybu páteře od zatížení ortézou jako ukázka procesu, který mění své stavy spojitě a svou strukturu v diskrétních okamžicích (kombinovaná diskrétně spojitá simulace). Účelem článku je ukázat snadnost sestavování simulačního programu a tím propagovat použití simulace jako metody.

Klíčová slova: simulace, spojitá simulace, diskrétní simulace, kombinovaná simulace, simulace šíření chřipky, simulace provozu nemocnice, ohyb páteře

Abstract

The simulation (computer modeling) is used at many fields as the science method and for simulator completing on which medical doctor makes there praxis training. The simulation software makes easy possible to compose simulation model on computer. The article presents using software CDCSIS examples of simulation programs for influenza broadening (time continuous process), simulation of hospital beds occupation (discrete process – the model states are changes at finite time points. Further the computing of spine bend under scoliosis loading as example of process which change its states continuous in time and changes its structure at finite time points (combined discrete continuous simulation). The article purpose is to show how a simulation program compilation is easy.

Keywords: simulation, combined discrete continuous simulation, simulation of flu spread, simulation of hospital operation, spine bend

1. Úvod

Simulace (modelování na počítači) je metoda pro řešení úloh, které mění své stavy v čase. Na počítači se sestavuje model reálných experimentů a průběh chování modelu se porovnává s reálným experimentem (s reálným průběhem modelovaného procesu). Parametry a struktura modelu se upravují tak, aby se chování modelu shodovalo s pozorovaným reálným procesem (verifikace modelu). Výsledkem je jednak poznání zákonitostí reálného procesu a dále je možné prověřený počítačový simulační model použít k prognóze chování reálné skutečnosti. Snadné sestavování simulačních modelů umožňuje simulační software [4]. Simulace je dnes běžnou metodou v mnoha vědeckých oborech. V medicíně je simulace též používána pro tvorbu simulátorů, např. zařízení, na které se modeluje chirurgický výkon.

Simulační software se dělí podle svého použití takto:

1. Spojitá simulace, která umožňuje sestavovat modely měnící své stavy spojitě v čase a které nemění svou strukturu, např. MATLAB, SIMULING [3]. Typické pro spojitou simulaci je řešení diferenciálních rovnic.
2. Diskrétní simulace, která umožňuje sestavovat modely soustav, které mění své stavy a strukturu v konečném počtu časových okamžiků, např. GPSS [2]. Většinou se používá pro řešení ekonomických a administrativních úloh.
3. Kombinovaná diskrétně spojitá simulace, která umožňuje sestavovat modely, které mění své stavy spojitě v čase a strukturu v konečném počtu časových okamžiků, např. software CDCSIS [1], který bude použit v tomto článku. Kombinovaná simulace dovoluje sestavovat jak spojitě,

tak diskrétní modely. Používá se nejčastěji pro řešení diferenciálních rovnic, které mění svou strukturu.

Software CDCSIS je knihovna procedur v jazyku C++. Simulační model sestavíme tak, že v jazyku C++ naprogramujeme bloky, provádějící jednorázové výpočty za určité situace (diskrétní blok) a dílčí výpočty v obecném časovém okamžiku spojitého procesu (spojité bloky). Pomocí volání knihovních procedur pak objednávané výpočty a jejich ukončení podle těchto bloků, integraci a její ukončení a event. grafický výstup signálů a animaci.

Cílem článku není seznámit čtenáře s konkrétním software nebo použitím simulace v různých oborech, ale na konkrétních 3 příkladech ukázat výhodnost a jednoduchost jejího použití a tím propagovat tento přístup. Spojitá simulace bude předvedena na modelu šíření chřipky (event. jiné infekční choroby). Diskrétní simulaci si ukážeme na modelu obsazenosti lůžek v nemocnici. Kombinovanou simulaci si ukážeme na modelu ohybu páteře od působení ortézy. Algoritmy popíšeme vývojovým diagramem, objednáni výpočtu podle bloku voláním procedury „*schedule(čas zařazení, volaný blok, spojitý či kontrolní, parametry)*“, ukončení výpočtu podle spojitého bloku procedurou „*cancelblock(rušený blok)*“, zahájení integrace procedurou „*integr(délka vektoru, integrovaný vektor, vektor výsledků, název integrace)*“ a její ukončení procedurou „*cancelint(název integrace)*“.

2. Model šíření chřipky (tzv. SIR model)

Prvým příkladem je spojitá simulace, tzn. nemění se struktura modelu a hodnoty

se mění spojitě v čase. Simulovat budeme šíření chřipky v uzavřené komunitě, např. internátu o n osobách. Šíření chřipky budeme modelovat se zvolenou časovou jednotkou, vhodné je volit časovou jednotku rovnou době onemocnění včetně inkubační doby. Dále předpokládáme, že osoba, která prodělala chřipku, je již imunní.

Označme

n počet osob v komunitě

$Stav$ počet osob ohrožených chřipkou

$Infik$ počet infikovaných osob

Rychlost změny počtu ohrožených osob (její derivace) bude úměrná jejich počtu a počtu infikovaných, což lze matematicky zapsat takto:

$$Stav' = -r.Stav.Infik, \quad (1)$$

kde r je parametr. Rychlost změny počtu infikovaných osob (její derivace) závisí na počtu ohrožených minus počtu infikovaných, což popíšeme vztahem

$$Infik' = r.Stav - a.Infik, \quad (2)$$

kde a je parametr.

Vztahy (1) a (2) je soustava diferenciálních rovnic s počátečními podmínkami $Stav = n$, $Infik = 1$. V simulačním programu sestavíme *Blok1*, který bude v obecném časovém okamžiku počítat pravé strany rovnic (1), (2).

Blok1:

$derStav = -r.Stav.Infik$;

$derInfik = r.Stav - a.Infik$

V hlavním programu zadáme počáteční podmínky hodnot $Stav$, $Infik$ dále hodnoty parametrů a objednáme výpočet podle

bloku *blok1* a integraci diferenciálních rovnic povelý:

$schedule(výchozí\ čas, blok1, spojitý,...)$;

$integr(1, derStav, Stav,...)$;

$integr(1, derInfik, Infik,...)$;

kde integrovaný vektor má jednotkovou délku. Grafický výstup je možné objednat povelý

$graf(Stav,...) ; graf(Infik,...)$;

Přechod na vlastní simulaci provede příkaz: $wait(čas\ ukončení\ simulace,...)$.

3. Model obsazení lůžek v nemocnici

Uvedme si nyní příklad na diskrétní simulaci, tzn. mění se pouze struktura modelu v konečném počtu okamžiků. Necht nemocnice má n oddělení. V každém oddělení se postupně zaplňují volná lůžka. Po obsazení všech lůžek se vytváří fronta pacientů, kteří jsou doma a čekají na léčení. Úkolem je modelovat obsazování lůžek pro reálný běh nemocnice a zjistit procentuální obsazenost jednotlivých oddělení a průměrné délky front pacientů čekajících na léčení. Prováděním simulačních pokusů, lze stanovit vhodné počty lůžek na odděleních.

Popíšme si nejdříve strukturu dat. Pro každé oddělení vytvoříme následující strukturu dat (record)

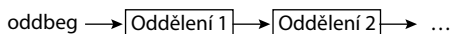
n počet lůžek

i počet obsazených lůžek

pacient pointer (ukazatel) na strukturu tvořenou daty pacientů, počínaje prvním lůžkem

<i>fronta</i>	pointer (ukazatel) na strukturu pacientů ve frontě, počínaje posledním ve frontě
<i>využití</i>	využití lůžek
<i>d</i>	délka fronty pacientů čekající na léčení
<i>dprum</i>	průměrná délka fronty
<i>tlůžka</i>	čas poslední změny obsazenosti lůžek
<i>tfront</i>	čas poslední změny fronty

Seznam dat o všech odděleních má strukturu podle **obr. 1**. Data každého oddělení mají uvedený pointer (ukazatel) na další oddělení.



Obr. 1. Seznam dat o odděleních nemocnice.

Pro pacienta vytváříme záznam (record)

<i>jmeno</i>	jméno a event. další údaje o pacientovi
<i>tléčení</i>	doba léčení
<i>příchod</i>	čas začátku léčení

Nyní budeme sestavovat simulační program. Stávající hodnotu modelovaného času označme „time“. Ze záznamů (record) vytváříme seznamy tak, že v každém prvku seznamu uvedeme pointer na další prvek. Přesun z jednoho seznamu do jiného, přidání a zrušení prvku provedeme změnou pointů.

Pro každou změnu ve stavu nemocnice sestavíme blok. Pro příchod pacienta *blok1* a pro uvolnění lůžka *blok2*. Vývojové diagramy bloků jsou uvedeny v příloze s patřičným komentářem.

Hlavní program přečte ze vstupního zařízení, dobu sledování, počet oddělení a pro každé oddělení vytvoří záznam (rekord), do kterého uvede počet lůžek a do ostatních hodnot dosadí nulové počá-

teční hodnoty (nulový pointer znamená, že neexistuje). Dále se příkazem *schedule* vyvolá příchod prvního pacienta. Příkazem *wait* se předá řízení simulačnímu systému. Na závěr se vypočte procento obsazenosti lůžek a průměrná délka fronty z výrazů

$$\frac{\text{využití} \cdot 100}{\text{doba sledování}}, \quad \frac{\text{dprum}}{\text{doba sledování}}$$

4. Ohyb páteře

Uvedme si příklad na kombinovanou simulaci, tzn. spojitě řešení diferenciálních rovnic, kde se mění během výpočtu tvar nebo počet diferenciálních rovnic. Použití simulačního systému značně zjednoduší řešení, jednak simulační systém má řešení rovnic již naprogramované a dále použití kombinované simulace značně zjednoduší a zpřehlední přechody na jednotlivé tvary diferenciálních rovnic. Programování bez pomoci simulačního systému by bylo značně náročnější.

Mějme určit ohybovou čáru $w(x)$, osy páteře od zatížení ortézou. Úlohu budeme řešit jako rovinnou v rovině frontální. Předpokládáme, že zatížení páteře určí funkce $f(x)$, kde x je souřadnice od dolního konce páteře. Předpokládáme, že meziobratlový disk je dokonale a lineárně pružný. Ohybová čára páteře je podle lineární teorie pružnosti v oblastech meziobratlových disků dána diferenciální rovnicí

$$M''(x) = -f(x), \quad w'' = -\frac{M(x)}{EI}, \quad (3)$$

kde E je modul pružnosti a I moment setrvačnosti, tzn. hodnoty, které lze pro meziobratlový disk určit. Předpokládáme, že obratel se chová vzhledem k meziobratlovému disku jako dokonale tuhý. V místě

obratlů má proto ohybová čára tvar přímky, tzn. pootočení w' je konstantní a definována diferenciální rovnicí

$$M''(x) = -f(x), \quad w'(x) = w'_0, \quad (4)$$

kde M je definované stejnou diferenciální rovnicí jako ve vztahu (3) a w' je konstantní a rovné w'_0 , počáteční podmínce na začátku obratle.

Nyní budeme sestavovat simulační program. Zaznamenáváme pouze hodnoty průhybu w a jeho derivace v posledním vyšetřovaném bodu jako vektor w . Na začátku páteře dosadíme nulové počáteční podmínky a při přechodu z meziobratlového disku na obratel a naopak použijeme hodnoty z předchozího intervalu jako počáteční podmínky pro následující interval. Souřadnice x je ve směru páteře s počátkem na dolním konci, v dalším budeme tuto nezávisle proměnnou x považovat za simulační čas. Pro výpočet pravé strany diferenciální rovnice (3) sestavíme spojitý blok:

block1:
 $w[4]=f(t)/(E.I)$

Pro přechod z obratle na meziobratlový disk sestavíme blok:

block2:
schedule(time,block1,spojitý,...); //zařazení výpočtu pravých stran
cancelint(„integral2“); //ukončení integrace nad obratlem
integr(4,w[1],w[0],„integral1“); // integrace nad meziobratlovým diskem
schedule(time+d,block3,diskretní); //za tloušťku disku přechod na obratel

Přechod z meziobratlového disku na obratel provede blok:

block3:
cancelint(„integral1“); //konec integrace nad diskem
integr(1,w[1],w[0],„integral2“); //integrace nad obratlem
cancelblock(block1); //konec výpočtu pravých stran (3)
schedule(time+tobratel,block2,diskretní);
//za čas úměrný výšce obratle přechod na program pro disk

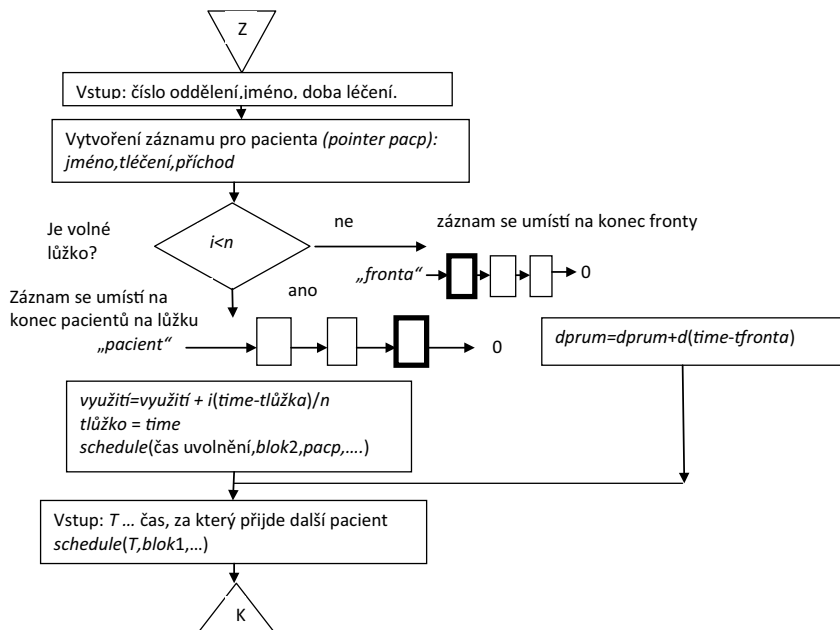
V hlavním programu bude vstup parametrů, dosazení nulových počátečních podmínek. Výpočet zahájíme tak, že vyvoláme blok pro obratel (bude se rušit ještě neexistující integrace, což není chyba) a přejdeme na simulaci (rušit blok, který neexistuje, není chyba):

schedule(0.0,block3,diskretní);
wait(čas ukončení,...);

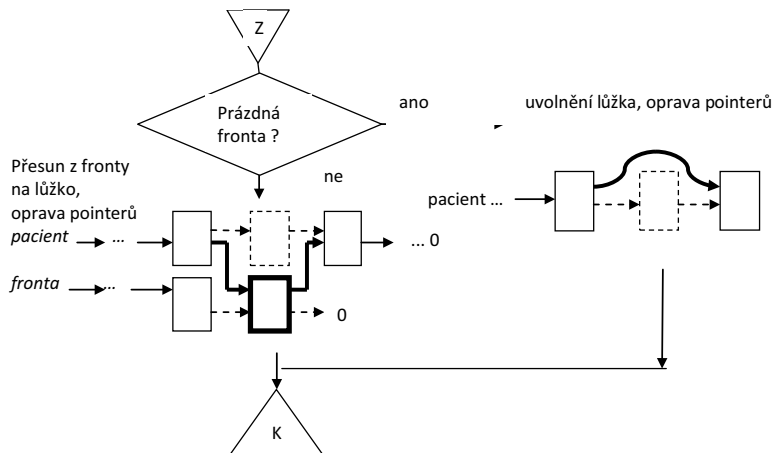
Příloha 1. Bloky programu „Model obsazení lůžek v nemocnici.“

blok1

příchod pacienta na lůžko nebo do fronty čekajících



blok2 – uvolnění lůžka



Výpočet podle výše uvedeného programu je pro nulové počáteční podmínky. Počáteční podmínka pro w' (pootočení v radiánech) v čase 0 má být nenulová a na konci páteře má být průhyb $w = 0$. Pro nulovou počáteční podmínku $w' = 0$ vyšlo na konci páteře nenulové $w_{end} = w[0]$. Výpočet opakujeme s novými počátečními podmínkami (metoda střelby)

$$w[0] = 0, w[1] = -w_{end}/l, w[2] = 0, w[3] = 0,$$

kde l je délka páteře a $w[0]$ má význam průhybu, $w[1]$ pootočení v radiánech, $w[2]$ silového a $w[3]$ momentového zatížení na začátku páteře. Nyní bude řešení vyhovovat okrajovým podmínkám na začátku i konci páteře.

5. Závěr

Simulace je především metodou poznání. V předchozích odstavcích byly navrženy algoritmy řešení uvedených úloh, pro které jsme schopni pouze přibližně zjistit parametry. Po sestavení simulačního programu modelujeme na počítači experimenty, které jsme zaznamenali ve skutečnosti a porovnáваме jejich chování se skutečným experimentem. Upravujeme hodnoty parametrů a event. i tvar modelu, až se jeho chování podobá reálu. Je to jediný způsob, jak poznat hodnoty parametrů. Poznané hodnoty parametrů použijeme v dalším výzkumu. Odkoušený model můžeme použít k prognose chování reálné skutečnosti.

Prezentované modely jsou jednoduché. Pokud se při porovnávání s realitou ukáže, že je nutné sestavit detailnější model, respektujeme další vlivy. U šíření chřipky je možné respektovat vliv inkubační doby, doby trvání nemoci, rozdělení sledovaného společenství (populace ve městě a na ven-

kově, věkové složení, míru vzájemného styku lidí apod.). U modelu obsazenosti lůžek procento volných lůžek pro akutní případy, hledisko výběru pacienta z fronty podle parametrů nemoci apod. U ohybu páteře vliv měkkých tkání, vliv hrudního koše na deformaci páteře, popsat složitější model páteře a vliv nelineárně elastických vlastností, vliv deformace ortézy apod.

Použité pojmy

software – programové vybavení počítače

simulace – modelování na počítači

spojitá simulace – model mění své stavy spojitě v čase

diskrétní simulace – model mění své stavy v konečném počtu časů a může měnit strukturu

kombinovaná simulace – model mění své stavy spojitě v čase a svou strukturu v konečném počtu bodů

simulační program – počítačový program chování modelu

záznam (record) – datový záznam, který v průběhu výpočtu vzniká a zaniká

pointer – ukazatel na záznam typu record

procedura – část programu

blok (block) – procedura popisující chování části modelu za určité situace

spojitý blok – výpočet se provádí v každém časovém kroku

diskrétní blok – výpočet se provede pouze jednou

vývojový diagram – grafické znázornění algoritmu

Literatura:

1. ČULÍK J. (2008), Simulační software CDCSIS, Interní publikace FBMI
2. GPSS – free software. <http://www.gpss.force9.co.uk>

3. HERINGOVÁ B., HORA P. Matlab, lekce 1–9, <http://uprt.vscht.cz/majorova, matlab/>
4. KŘIVÝ I., KINDLER E. (2001) Simulace a modelování. Scriptum Ostravské university. <http://Prf.osu.cz/Hip/dokumenty/msm.pdf>
5. RUDOLPH J.W., SIMON R., RAEMER D.B. (2007). Which Reality Matters? Questions on the Road to High Engagement in Healthcare Simulation. *Simulation in Healthcare* 2007;2:161–3.

Adresa autora:

Prof. Ing. Jan Čulík, DrSc.

Volutova 2522/16, 158 00 Praha 5

E-mail: culik.j@upcmail.cz

ABSTRAKT – PERSPEKTIVNÍ KAZUISTIKA

STEHENNÍ PROTÉZA PRO NEJČASNĚJŠÍ PROTÉZOVÁNÍ

Černý P.¹⁾, Princ V.²⁾, Kálal J.³⁾

¹⁾ Ortotika, s.r.o., Praha

²⁾ Otto Bock ČR, s.r.o., Plzeň.

³⁾ Rehab. klinika FN Motol, Praha.
pavel@ortotika.cz

V současné době je stav technických možností pro dětskou protetiku nastaven pro věk přibližně 3 let a výše. Jedná se především o transfemorální amputace, nebo vrozené vady, které lze k transfemorální amputaci přirovnat. Menší pacienti se doposud vybavovali různými náhradními pomůckami, které suplovaly klasické provedení protézy s kolenním kloubem.

Jedním s limitujících parametrů, proč nelze použít běžně dodávaný tubulární systém pro nejmenší pacienty je jeho

robustnost a hmotnost vzhledem k nim samotným. Hmotnost, především distálních partií protézy, hraje významnou roli pro přijetí pomůcky pacientem, který se při svém vývoji teprve začíná samostatně pohybovat, začíná používat dolní končetiny a začíná pracovat s vlastní stabilitou.

Chlapec Kryštof T. se narodil v dubnu 2010 s postižením pravé dolní končetiny, které bylo pravděpodobně způsobeno laserovým zákrokem na děloze matky v průběhu těhotenství. Asi 5 hodin po porodu dítěte byla pravá dolní končetina amputována přibližně uprostřed diafýzy femuru.

Pacient navštěvoval rehabilitační péči, kde si pracovnice všimla negativního zkracování flexorů pahýlu. Byl kontaktován ortotik-protetik na plzeňském pracovišti, který zhotovil provizorní, lehké, pěnové protézy lůžko, které se jako samostatné ukázalo být velmi užitečné. Problému to pomohlo, navíc kompenzovalo femorální délku končetiny, což umožňovalo lepší lezení dítěte a navíc si pahýl na stehenní lůžko začal zvykat. Lezení dítěte bylo bez problémů a i přirozenější a lepší, než se samotným kratším pahýlem.

V prosinci byl zhotoven prototyp tabulárního systému pro nejmenší děti, pro věk kolem jednoho roku, kdy se zdraví jedinci obvykle staví a začínají se pokoušet o první kroky. Protéza byla zkompletována a aplikována na plzeňském pracovišti ve věku jednoho roku. Lůžko bylo postaveno jako flexibilní s rámem. Hmotnost celé protézy byla 324 g, přičemž kolenní kloub a celá distální část končetiny včetně kosmetické části chodidla měla jen necelých 147 g, což je 47 % běžně dostupného systému. Byl tím dán předpoklad, že pomůcka pacientovi bude v tomto vývojovém stádiu minimálně překážet. Navíc byly vyrovnány femorální délky. Femorální délka protézy může být



okamžitě jednoduše přizpůsobena díky teleskopickému provedení bérce části protézy.

Trvalo další 3 měsíce do poloviny července 2011, kdy se Kryštof poprvé postavil u nábytku, u postýlky. V prvních okamžicích měl problém s kolenním kloubem protézy, protože neuměl extenzí pahýlu kloub zamknout. Po několika dnech si však zvykl a začal protézu plnohodnotně používat a zatěžovat. V červenci mu bylo rovněž zhotoveno nové lůžko protézy.

Při další návštěvě pražského pracoviště v prosinci 2011, tedy ve věku 20 měsíců, dokázal Kryštof chodit podél vyšetřovacího lůžka samostatně a dokonce si dokázal kleknout na koleno protézy, přičemž na levé noze dělal dřep. Po opětovném postavení dokázal extenzí pahýlu okamžitě a automaticky koleno protézy zamknout a končetinu zatížit. V současné době se čeká na oka-

mžik, kdy se Kryštof oprostí opory a vydá se po protéze vlastní chůzí bez jakékoliv pomoci.

Tato kasuistika by měla ukázat, že je potřebné a užitečné pracovat s amputovanými dětmi od nejútlejšího věku. Je potřebné přivykat pahýl aspoň nějaké pomůcce, lůžku a posléze celé protéze a nečekat až do doby aplikace standardního vybavení, kdy se pak musí řešit kontraktury pahýlu a přivykat dítě na pomůcku ve chvíli, kdy je několik let zvyklé na krátký femorální pahýl a zažité používání pouze zdravé nohy. Ukázalo se, že i jednoduché a levné protézy z pěnového materiálu dokáže v prvních chvílích nesmírně prospět.

Další zajímavý aspekt, který se ukázal je pocit rodičů, kdy jim jejich chlapec s protézou připadal v tomto věku jako naprosto přirozeně a nedovedli si představit, že děti obvykle na protézu čekají a že nemají vybavení, díky kterému mohou v tomto věku chodit tak, jak předvádí jejich Kryštof.

Klíčová slova: transfemorální amputace, dětská stehenní protéza

ABSTRAKT

ASYMETRICKÉ ZATÍŽENÍ PLANTY U ZÍSKANÝCH VAD CHODIDEL A MOŽNOSTÍ JEJICH ORTOTICKÉHO OVLIVNĚNÍ

Krawczyk P., Jaku.
NZZ PROTEOR CZ, s.r.o.

Autoři ve svém sdělení na praktických ukázkách dokumentují asymetrické zatížení chodidel a jejich vliv na pozdější vznik bolestivých stavů nohou a zřetězení funkčních poruch.

V přednášce je kladen důraz na důsledné komplexní vyšetření pacienta dostupnými vyšetřovacími metodami. Jednotliví prezentovaní pacienti jsou kromě podrobného klinického vyšetření podrobeni vyšetření na zrcadlovém podometru, je provedena statická i dynamická analýza pomocí počítačové pedobarografie. Při posuzování asymetrických nálezů na chodidlech, vyšetřujeme vždy v odlehčení chodidla, v zatížení při stoji a následně sledujeme, jak se chodidlo odvíjí v jednotlivých fázích kroku.

V hodnocení nálezů a následného kalceotického řešení autoři čerpají ze svých zkušeností a navrhuji způsoby funkčního ortézování chodidla vycházející z funkční typologie nohy.

Přednáška si klade za cíl představit praktické možnosti ortopedické protetiky při ošetřování získaných deformit a afekcí chodidel v každodenní praxi.

Klíčová slova: funkční typologie nohy, ortézy nohy, ortopedické vložky, vady chodidel

PROTEOR CZ, s.ro., Nestátní zdravotnické zařízení
U Parku 2, 702 00 Ostrava
e-mail: krawczyk@proteorc.cz

ABSTRAKT

POROVNÁNÍ DEFORMACÍ NOHOU V METATARSAL-PHALANGEÁLNÍ OBLASTI U SKUPIN SPORTOVců A GERONTŮ. STUDIUM JÍMAVOSTI ENERGIE MĚKKÉ ČÁSTI VKLÁDACÍCH STÉLEK U SPORTOVNÍ OBUVI.

Schindlerová N., Foltýnová B., Cend-Ajůš Staňková,
Hlaváček P.

Ústav fyziky a materiálového inženýrství,
Nad Stráněmi 4511, 760 05 Zlín.
E-mail: ladynunu@seznam.cz

Lidská noha je designéry obuvnických kopyt vnímána jako nedeformovatelné těleso. Problém výskytu různých obvodů nohou v jedné délkové velikosti byl řešen víceméně pouze v teoretické rovině. Nastupující globalizace výroby obuvi zesílila snahy vyrábět tvarově universální obuv, ve smyslu jejího používání na kterémkoliv místě planety. To ve skutečnosti znamená, že obuv o jedné délce je možné nosit na různě širokých nohách. Z hlediska mechaniky se musí deformovat nohy, nebo obuv (popřípadě obojí). Na našem pracovišti byl vyvinut přístroj, kterým je možné měřit míru deformace nohou v oblasti obvodu prstních kloubů. Toto měření umožnilo jednak sestavit deformační křivky, které jsou překvapivě lineární. Dále jsme předpokládali, že směrnice těchto křivek budou korelovat s některými parametry jako je BMI, míra deformace nohou (zejména Hallux vagus a plochonoží).

Z těchto důvodů bylo provedeno měření na skupině zdravých sportovců – fotbalistů a u gerontů v sanatoriích a pavilonech DLN. Porovnáním výsledků bylo zjištěno, že průběh deformace nohy (imi-

tace nošení úzké obuvi) je u obou skupin přibližně stejný.

Klíčová slova: Deformace nohou, obouvání gerontů, obvody nohou.

ABSTRAKT

STUDIUM JÍMAVOSTI ENERGIE MĚKKÉ ČÁSTI VKLÁDACÍCH STÉLEK U SPORTOVNÍ OBUVI

Kocourek R., Hlaváček P.

Ústav fyziky a materiálového inženýrství,

Nad Stráněmi 4511, 760 05 Zlín.

rrk@centrum.cz, kocourek@ft.utb.cz

Naprostá většina současných modelů obuvi je opatřena měkkou podešví, případně vybavena vkladacími, či vlepovacími stélkami obuvi s určitou mírou pružné deformace. V souvislosti s chemizací obuvnické výroby zejména u pracovní obuvi v sedmdesátých letech minulého století byly provedeny první studie snažící se popsat možnosti tlumení sil vznikajících při nečekaném pádu pracovníka. Tak vznikla norma DIN na měření jímavosti energie v patní části obuvi, která je dodnes nezbytnou podmínkou pro certifikaci. Tyto výsledky našla uplatnění i u výrobců sportovní obuvi, kteří nejdříve přišli s teorií RETURN ENERGY a začali do podešví sportovní obuvi montovat, vkládat a prvky, které měly sportovci navrátit část energie nášlapných sil. Analytické práce Benno Nigg vyvrátily možnost „návratu energie“, nicméně dnes je většina sportovní obuvi vybavena prvky tlumícími nášlapné síly. Počáteční teorie dělily Jínavost energie do tří oblastí: První, která odpovídala přibližně funkčnosti tukového polštáře pod

patou, druhou srovnatelnou s rozsahem tlumení kostrou nožní klenby a třetí byla srovnávána svalovým tlumením.

Experiment byl zaměřen na první oblast tlumení, která je zajišťována obvykle měkkými vkladacími stélkami. Experimentálně se podařilo prokázat, že tlumení nižšího spektra nášlapných sil je měřitelné, že není eliminováno jímavostí vyšších nášlapných sil a bude patrně příčinou subjektivního vnímání vyššího komfortu obouvání.

Klíčová slova: Latexové stélky, vkladací stélky, absorpce energie.

ABSTRAKT

VÝVOJ TIBIOFEMORÁLNÍHO ÚHLU V OBDOBÍ RŮSTU U ČESKÝCH DĚTÍ

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

¹⁾ Dept. of Anthropology and Human Genetics; Charles University; Prague; Czech Republic

²⁾ Paediatric Dept.; University Hospital Motol; Prague; Czech Republic

³⁾ Ambulant Centre for Defects of Locomotor Apparatus; Prague; Czech Republic

Práce publikována v PÚ 1+2/2012 na straně 63.

ABSTRAKT

REMODELACE SYNTETICKÝCH KOSTNÍCH ŠTĚPŮ V DIAFÝZE FEMURU PŘI JEDNODOBÉ PROLONGACI

Myslivec R.^{1), 2)}, Mařík I.¹⁾, Diamant J.³⁾, Šmíd S.⁴⁾, Maříková A.¹⁾, Danešová J.⁵⁾, Petrtyl M.⁵⁾

- 1) Ambulantní centrum pro vady pohybového aparátu s.r.o., Olšanská 7, Praha 3 130 00
- 2) Ortopedicko-traumatologické oddělení ON Příbram a.s., U nemocnice 84, Příbram 261 01
- 3) IBI CZ s.r.o., Senovážné nám. č. 5, 110 00 Praha 1
- 4) Ortopedicko-traumatologické oddělení ON Sokolov a.s.
- 5) ČVUT Praha, Fakulta stavební, Laboratoř biomechaniky a biomateriálového inženýrství, Thákurova 7, 170 00 Praha 7

Práce publikována v PŮ 1+2/2012 na straně 96.

ABSTRAKT

AKTUÁLNÍ VISKOZITA SYNOVIÁLNÍ TEKUTINY JAKO UKAZATEL STUPNĚ JEJÍ DEGRADACE

Petrtyl M.¹⁾, Lísal J.¹⁾, Šenolt L.²⁾, Danešová J.¹⁾

- 1) ČVUT Praha, Fakulta stavební, Laboratoř biomechaniky a biomateriálového inženýrství
- 2) Revmatologický ústav Praha
petrtyl@fsv.cvut.cz

Proměny reologických vlastností synoviální tekutiny (ST) sehrávají klíčovou roli při vzniku a následném rozvoji osteochondrálních defektů. Vlastnosti synoviální tekutiny účinně přispívají k materiálovým nelinearitám artikulární chrupavky (ACH) a jsou závislé na jejích transportních procesech v zatěžované oblasti ACH a na gradientech rychlostí jejích toků. *V důsledku pseudoplastických vlastností ST* dochází při běžných pohybech ke *skokovým změnám viskozity*. Tyto změny jsou také příčinou četné fragmentace makromolekul kyseliny hyaluronové. Fragmentace mohou následně iniciovat vznik makrofágů a rozsáhlých zánětů ACH. Důsledkem zánětli-

vých procesů je z biofyzikálního a z biomechanického pohledu změna viskozních vlastností ST.

Při rotacích (resp. posunech) povrchů ACH a důsledkem pseudoplastických vlastností ST dochází k rychlému *snížení viskozity ST v místech největších rychlostí jejích toků*, tj. v rozhraních ST s horním a s dolním povrchem ACH. V těchto případech zdánlivá viskozita η_i prudce klesá s rychlostí deformace (resp. s rychlostí toku).

Ke snížení viskozity dochází nejenom u zdravých jedinců při konstantních i proměnných rychlostech toků ST (tj. při různých gradientech rychlosti), ale zejména u jedinců s revmatoidní artritidou (RA). Zatímco u zdravého jedince nabývá ST (po ukončení pohybu, tj. ve stacionárním stavu) původních vyšších hodnot skokem, u pacientů s RA je viskozita ST trvale/dlouhodobě velmi nízká.

Variace zdánlivé viskozity lze spolehlivě a s velkou přesností verifikovat pomocí vhodného dynamického viskozimetru, na příklad pomocí rheometru RHEOLAB QC. Hodnoty zdánlivé viskozity η_i jsou velmi exaktním ukazatelem (markerem) stupně pokročilosti bolestivé RA. Výše uvedená metodika verifikace aktuální zdánlivé viskozity ST má významné uplatnění v klinické praxi. Velmi efektivně přispívá k rychlému a k exaktnímu určení stupně její degradace.

Poděkování

Závěry shrnuté ve výše uvedeném abstraktu byly získány za podpory Výzkumného záměru MŠM ČR č. 6840770012.

Literatura

1. SCHURZ J, RIBITSCH V. Rheology of synovial fluid. *Biorheology*. 1987; 24(4):385–399.
2. PETRTÝL M., LÍŠAL J., DANEŠOVÁ J.: Biomechanical Properties of Synovial Fluid in/ between Peripheral Zones of Articular Cartilage, pp. 207–224; In: *BIOMATERIALS - PHYSICS AND CHEMISTRY*, Edited by R. Pignatello; INTECH Open Access Publisher, ISSN 978-953-307-418-4, Printed in Croatia, October, 2011
3. PETRTÝL M., LÍŠAL J., DANEŠOVÁ J.: Reologické vlastnosti synoviální tekutiny, Pohybové ústrojí – Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii, 18, 2011, č. 3–4, s. 210–228.
4. VOCEL J., MARTÍNEK J., MARŠÍK F.: Reologické změny synoviální tekutiny za různých chorobných stavů, *Lékař a technika*, 29, 1998, s. 63–68.
5. LÍŠAL J., PETRTÝL M., ŠENOLT L., DANEŠOVÁ J.: Properties and Behaviour of Pathological Synovial Fluid in Patients with Osteoarthritis and Rheumatic Arthritis, Pohybové ústrojí – Pokroky ve výzkumu, diagnostice a terapii, 18, 2011, č. 3–4, s. 340–345.

ABSTRAKT

IDENTIFIKACE FYZIOLOGICKÝCH POHYBŮ TĚLA PACIENTA NA LŮŽKU POMOCÍ TENZOMETRICKÝCH SNÍMAČŮ

Kutílek P., Žižka A., Hozman J., Vítečková S.
České vysoké učení technické v Praze,
Fakulta biomedicínského inženýrství

Práce publikována v PŮ 1+2/2012
na straně 74.

ABSTRAKT

MODELOVÁNÍ CHŮZE: PŘEHLED

Vítečková S., Kutílek P., Jiřina M.
České vysoké učení technické v Praze,
Fakulta biomedicínského inženýrství

Práce publikována v PŮ 1+2/2012
na straně 48.

ABSTRAKT

„LÉTÁNÍ MIMINEK“, LÉČEBNÁ REHABILITACE NEBO TÝRÁNÍ DĚTÍ?

Straus J.¹⁾, Sadílek Z.¹⁾, Danko F.¹⁾, Filipenská L.²⁾

¹⁾ Policejní akademie ČR v Praze

²⁾ Matematicko-fyzikální fakulta UK Praha

Práce publikována v PŮ 1+2/2012
na straně 86.

Trupové ortézy pro skoliózu



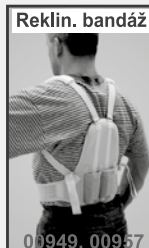
00949, 00957, 23412

Reklinační trupové ortézy



00949, 00957, 23412

Reklin. bandáž



00949, 00957

Hlavokrkční ortézy, nákrčníky



00949, 00957, 23412

Korekční ortézy



00949, 00954

Stabilizace trupu, lumbostaty, ...



00949, 00957, 23412

Derotační ortézy DK



00949, 00954, 23412

Přístroje pro kyč. klouby



00949, 00954, 23412

Speciální ortézy



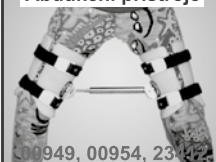
00949, 00954, 23412

Hyperkorekční ortézy DK



00949, 00954, 23412

Abdukční přístroje



00949, 00954, 23412

Dynamické i klasické ort. vložky



05246, 00960, 00969, 00971

**Jsmе smluvními partnery
všech zdravotních pojišťoven.**



**Prodejna zdravotnických potřeb
Eliášova 31, 160 00 Praha 6
tel./fax: 233 342 275
Po - Pá: 9⁰⁰ - 18⁰⁰
Velký výběr zdravotní obuvi**

**tel: 224 436 059, 222 314 760,
www. ortotika.cz**

**fax: 224 812 034
ortotika@ortotika.cz**



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

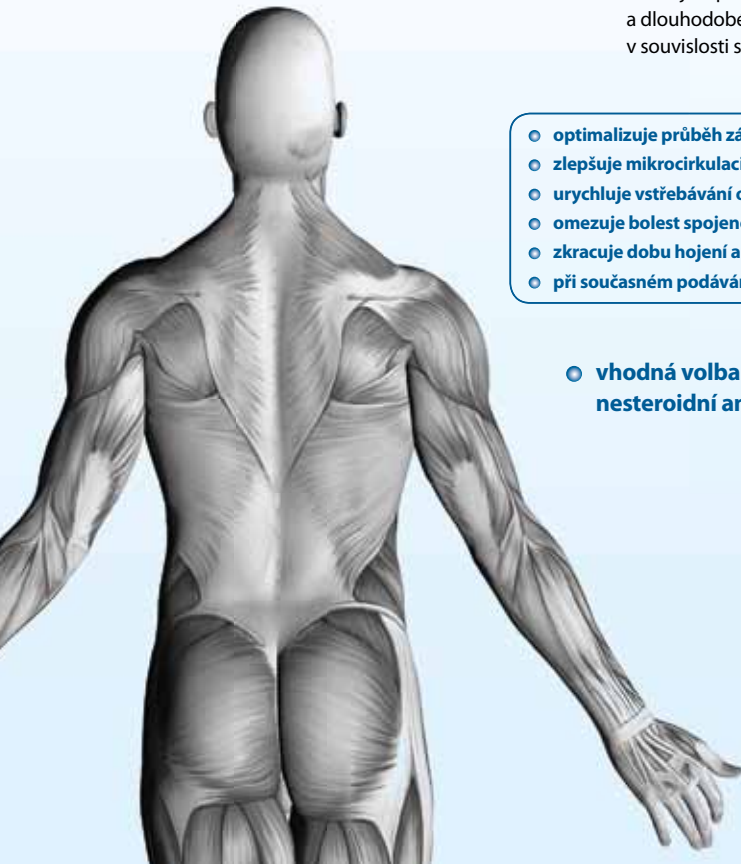
e-mail: ortopedickaprotetika.praha@seznam.cz, www.protetikapraha.cz

Metro C stanice Chodov, dále autobus č. 136 stanice Dědinova – budova MEDICENTRUM

Partner všech zdravotních pojišťoven v ČR

Wobenzym®

proti zánětům, otokům a poruchám imunity



- kombinovaný enzymový preparát s rutinem
- účinný při léčbě onemocnění měkkých tkání pohybového aparátu:

- tendinitidy, tendovaginitidy, epikondylitidy, entezopatie, periartritidy
- poškození pohybového aparátu, která vznikají např. při jednostranném nadměrném a dlouhodobém přetěžování pohybového aparátu v souvislosti se zaměstnáním nebo sportem

- optimalizuje průběh zánětlivého procesu
- zlepšuje mikrocirkulaci a žilní i lymfatickou drenáž tkání
- urychluje vstřebávání otoků
- omezuje bolest spojenou se zánětem a otokem
- zkracuje dobu hojení a pracovní neschopnosti
- při současném podávání s antibiotiky zlepšuje jejich efekt

- vhodná volba pro ty, kteří nemohou užívat nesteroidní analgetika



www.wobenzym.cz



www.mucos.cz

Zkrácená informace o přípravku:

S: Pancreatinum 300 Protease Ph. Eur.-j, trypsinum 360 F.I.P.-j, chymotrypsinum 300 F.I.P.-j, bromelaina 225 F.I.P.-j, papainum 90 F.I.P.-j, amylasum 50 F.I.P.-j, lipasum 34 F.I.P.-j, rutosidum trihydricum 50 mg; celková proteolytická aktivita: 570 F.I.P.-j; celková amylolytická aktivita: 4030 F.I.P.-j; celková lipolytická aktivita: 4525 F.I.P.-j v 1 enterosolventní tabletě. IS: Jiná léčiva pro poruchy muskuloskeletálního systému, enzymy I: Jako alternativa k dosud užívaným postupům – poúrazové otoky, lymfédem, fi brocytická mastopatie. Jako podpůrná léčba – některé pooperační stavy v chirurgii, záněty povrchových žil, potrombotický syndrom, revmatoidní artritida, revmatismus měkkých tkání, artróza, mnohočetná mozkomíšní skleróza, chronické a recidivující záněty (v oblasti ORL, horních cest dýchacích, močového a pohlavního ústrojí, trávicí trubice, kůže aj.), jako podpůrná léčba při podávání antibiotik. KI: Přecitlivělost na složky přípravku, těžké poruchy krevní srážlivosti. Před operací vzít v úvahu fi brinolytický účinek přípravku, podávání v těhotenství zvážit. NÚ: Ojediné změny konzistence, barvy a zápachu stolice. Při užívání vyšších jednotlivých dávek se mohou objevit pocity plnosti, nadýmání, výjimečně nevolnost. D: Léčba se zahajuje dávkou 3x5 až 3x10 tbl. denně. S ústupem chorobných projevů se dávkování postupně snižuje až na udržovací dávku 3x3 tbl. denně. Při infekčních zánětech nenahrazuje léčbu antibiotiky, ale zvyšuje jejich účinek.

Volné prodejní lék. Bez úhrady VZP. Datum poslední revize SPC: 30. 12. 2010.

Úplné informace o léku jsou k dispozici v Souhrnu údajů o přípravku a na adrese: MUCOS Pharma CZ, s. r. o., Uhlíněveská 448, 252 43 Průhonice, tel.: +420 267 750 003, fax: +420 267 751 148, e-mail: mucos@mucos.cz



BONVIVA[®]

jeden lék ve dvou formách

Bonviva
Acidum ibandronicum
Je jenom jedna



ZÁKLADNÍ INFORMACE O PŘÍPRAVKÁCH BONVIVA[®] 150 mg tablety, BONVIVA[®] 3 mg injekční roztok v předplněné injekční stříkačce

Držitel registračního rozhodnutí: Roche Registration Ltd., Welwyn Garden City, Velká Británie. **Registrační čísla:** EU/1/03/265/003, EU/1/03/265/004, EU/1/03/265/005, EU/1/03/265/006.

Účinná látka: Acidum ibandronicum 150 mg ut Natrii ibandronas monohydricus 168,75 mg, Acidum ibandronicum 3 mg ut Natrii ibandronas monohydricus 3,375 mg ve 3 ml roztoku. **Indikace:** Léčba osteoporózy u postmenopauzálních žen se zvýšeným rizikem zlomenin. Bylo prokázáno snížení rizika zlomenin obratlů, účinnost na zlomeniny kčku proximálního femuru nebylo stanoveno. **Kontraindikace:** Hypokalcémie, hypersenzitivita na ibandronovou kyselinu nebo na kteroukoli pomocnou látku. Pouze pro perorální formu: abnormality jícnu, které vedou k opožďování jeho vyprazdňování (např. striktura nebo achalázie); neschopnost stát nebo sedět ve vzpřímené poloze po dobu alespoň 60 minut. **Dávkování a způsob podávání:** Viz platné souhrny údajů o přípravku. **Zvláštní upozornění:** Před zahájením léčby musí být upravena hypokalcémie. U všech pacientek je důležitý dostatečný příjem vápníku a vitamínu D. Pro nedostatek klinických zkušeností není přípravek doporučován u pacientů s hodnotami clearance kreatininu pod 30 ml/min. Perorální užívání bisfosfonátů může být spojeno s dysfagií, vznikem ezofagitidy a jícnových nebo žaludečních vředů. Zvýšená opatrnost při současném užívání s NSAIDs. Při i.v. podávání - možnost přechodného snížení koncentrací vápníku v séru; musí být zabezpečeno, aby nedošlo k aplikaci injekce přípravku intraarteriálně nebo paravenežně. Vzácně ($\geq 1/10000$ až $< 1/1000$) byly zaznamenány atypické subtrochanterické a diafyzární zlomeniny femuru (skupinový nežádoucí účinek bisfosfonátů). Velmi vzácně ($< 1/10000$) byla také hlášena osteonekróza čelistí u pacientů s osteoporózou. Před zahájením léčby bisfosfonáty by měla být u pacientů se souběžnými rizikovými faktory (např. onkologické onemocnění, chemoterapie, radioterapie, podávání kortikosteroidů, špatná ústní hygiena) zvážena nutnost zubní prohlídky včetně odpovídajících preventivních zásahů. Nejsou k dispozici žádné zkušenosti s podáváním přípravku u dětí. Pacienti trpící vzácnými dědičnými problémy intolerance galaktózy, s vrozeným deficitem laktázy nebo při malabsorpci glukózy-galaktózy by neměli užívat přípravek ve formě tablet. **Těhotenství a laktace:** Přípravek by neměl být podáván během těhotenství a kojení. **Klinicky významné interakce:** **Tablety 150 mg** - 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 užívat jiný perorální léčivý přípravek alespoň 6 hodin před a 1 hodinu po užití přípravku. Nebyly prokázány interakce s tamoxifenem nebo hormonální substituční terapií (estrogeny). **Injekční roztok 3 mg** - nebyly pozorovány interakce s tamoxifenem nebo hormonální substituční léčbou (estrogeny). Klinicky významné nežádoucí účinky: Dyspepsie, nauzea, bolest břicha, průjem, nadýmání, gastroezofageální reflux, bolest hlavy, únava, myalgie, artralgie, vyrážka. Při podávání přípravku byly hlášeny přechodné trvající příznaky čípkového typu, obvykle ve spojitosti s podáním první dávky. Většinou se jednalo o příznaky mírné až střední intenzity, které odezněly během pokračující léčby bez dalších opatření. Vzácně byly hlášeny oční zánětlivé reakce. Četnost většiny ostatních hlášených nežádoucích účinků nebyla odlišná od placeba. **Dostupná balení:** Bonviva 150 mg 1 nebo 3 tablety; Bonviva 3 mg injekční roztok v předplněné injekční stříkačce, balení po 1 injekční stříkačce a 1 injekční jehle. **Podmínky pro uchovávání:** Žádné zvláštní podmínky uchovávání. **Poslední revize textu:** 27. 7. 2011. **Výdej přípravku je vázán na lékařský předpis. Přípravek je hrazen z prostředků zdravotního pojištění. Další informace o přípravku získáte na adrese: Roche s. r. o., Dukelských hrdinů 52, 170 00 Praha 7; tel.: 220 382 111, fax: 220 382 582.** Podrobné informace o tomto přípravku jsou uveřejněny na webových stránkách Evropské lékové agentury [EMA]: <http://www.ema.eu.int/>.

Výdej přípravků je vázán na lékařský předpis, přípravky jsou hrazeny z prostředků zdravotního pojištění.



Další informace o přípravcích získáte na adrese:

Roche, s. r. o., Dukelských hrdinů 52, 170 00 Praha 7, tel.: 220 382 111, fax: 220 382 582.