

# REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

## REHABILITATION AND PHYSICAL MEDICINE

ČÍSLO 1/2005, ROČNÍK 12

### **VEDOUCÍ REDAKTOR**

MUDr. Jan Vacek  
Klinika rehabilitačního lékařství IPZV  
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

### **ZÁSTUPCE VEDOUCÍHO REDAKTORA**

MUDr. Jan Calta  
Klinika rehabilitačního lékařství IPZV  
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

### **TAJEMNÍK REDAKCE**

PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.  
Katedra fyzioterapie FTVS UK  
J. Martího 31, 162 52 Praha 6

### **REDAKČNÍ RADA**

#### **PhDr. Alena Herbenová**

Klinika rehabilitačního lékařství IPZV  
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

#### **MUDr. Alois Krobot, Ph.D.**

Rehabilitační oddělení FN  
I. P. Pavlova 6, 775 20 Olomouc

#### **Prof. MUDr. Karel Lewit, DrSc.**

Jiráskova 360  
252 29 Dobřichovice

#### **Prim. MUDr. Vlasta Tošnerová, CSc.**

Klinika rehabilitačního lékařství FN HK  
500 05 Hradec Králové

## OBSAH

<b>Lewit K., Olšanská Š.:</b> „OUTFLARE – INFLARE“ – změna postavení pánve .....	3
<b>Kučera M., Káral J., Kolář P., Korbelař P.:</b> Myalgie a deviace páteřní osy .....	6
<b>Dvořák R.:</b> Některé teoretické poznámky k problematice otevřených a uzavřených biomechanických řetězců .....	12
<b>Dvořák R.:</b> Otevřené a uzavřené biomechanické řetězce v kinezioterapeutické praxi .....	18
<b>Véle F., Charalampidis P., Rychlý Z.:</b> Vliv aference na změnu výbavnosti neurologických příznaků u pacientů s radikální symptomatologií .....	23
<b>Kračmar B.:</b> Vliv cyklistiky na pohybovou soustavu .....	27
<b>Dyszkiewicz A., Imielski K.:</b> Rehabilitace funkcí močového měchýře po úrazech míchy s použitím elektronického regulátoru průtoku .....	34
<b>Pánek D., Horáčková Š., Bendová P., Merker N., Mezsárošová M., Pavlů D.:</b> Cílená elektrostimulace a její vliv na vzdálené svalové skupiny .....	41
<b>Čečka F.:</b> Vztah bolesti hlavy k bolestivým svalovým spazmům .....	45
<b>Klouček V.:</b> Využití období sádrové fixace vrozených vad nožek k rehabilitaci .....	48

## CONTENTS

<b>Lewit K., Olšanská Š.:</b> „OUTFLARE – INFLARE“ – a Change in Position of the Pelvis .....	3
<b>Kučera M., Káral J., Kolář P., Korbelař P.:</b> Myalgia and Deviation's of the Spine Axis .....	6
<b>Dvořák R.:</b> Some Theoretical Remarks to the Problems of Open and Closed Biomechanical Chains .....	12
<b>Dvořák R.:</b> Open and Closed Biomechanical Chains in Kinesiotherapeutic Practice .....	18
<b>Véle F., Charalampidis P., Rychlý Z.:</b> Influence of Afferent Inputs on the Neurological Signs in Patients with Radicular Symptomatology .....	23
<b>Kračmar B.:</b> Effect of Cycling on Locomotor System .....	27
<b>Dyszkiewicz A., Imielski K.:</b> Rehabilitation of Sphincter and Destrusor Bladder Control Reflex after Injuries to Spinal Cord Using Electronic Regulator of Flow .....	34
<b>Pánek D., Horáčková Š., Bendová P., Merker N., Mezsárošová M., Pavlů D.:</b> Aimed Electric Stimulation and Its Influence on Distant Muscular Groups .....	41
<b>Čečka F.:</b> Relation of Headache to Painful Muscular Spasms .....	45
<b>Klouček V.:</b> Application of the Period of Plaster Fixation of Inborn Defects of Lower Extremities for Rehabilitation .....	48

<http://www.clsjep.cz>

© Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, Praha 2005

## REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

Vydává Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, Sokolská 31, 120 26 Praha 2.

Vedoucí redaktor MUDr. Jan Vacek.

Zástupce vedoucího redaktora MUDr. Jan Calta. Odpovědná redaktorka PhDr. Helena Raušerová.

Tiskne: Tiskárna Prager-LD, s.r.o., Kováků 9, 150 00 Praha 5.

Rozšiřuje: V ČR – Nakladatelství Olympia, a.s., Praha, do zahraničí (kromě SR) – Myris Trade, s. r. o., V Štíhlách 1311/3, P. O. Box 2, 142 01 Praha 4, ve SR Mediaprint-Kapa Pressegrasso, a.s., oddelenie inej formy predaja, Vajnorská 137, P.O. BOX 183, 830 00 Bratislava 3, tel.: 00421/244 458 821, 00421/244 442 773, 00421/244 458 816, fax: 00421/244 458 819, e-mail: predplatne@abompkapa.sk.

Vychází 4krát ročně.

Předplatné na rok 352,- Kč (456,- Sk), jednotlivé číslo 88,- Kč (114,- Sk). Informace o předplatném podává a objednávky českých předplatitelů přijímá: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, tel.: 296 181 805 – J. Spalová, e-mail: spalova@cls.cz.

Informace o podmínkách inzerce poskytuje a objednávky přijímá: Inzertní oddělení ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, tel.: 224 266 252–3, tel./fax: 224 266 265, e-mail: ntsinzerce@cls.cz.

Registrační značka MK ČR E 6869.

Rukopisy zasílejte na adresu: MUDr. Jan Vacek, Klinika rehabilitačního lékařství IPVZ, Šrobárova 50, 100 34 Praha 10.

Rukopis byl dán do výroby dne 11. 1. 2005

Zaslané příspěvky se nevracejí, jsou archivovány v ČLS JEP. Vydavatel získá otiskem příspěvku výlučné nakladatelské právo k jeho užití.

Otištěné příspěvky autorů nejsou honorovány, autoři obdrží bezplatně jeden výtisk časopisu.

Vydavatel a redakční rada upozorňují, že za obsah a jazykové zpracování inzerátů a reklam odpovídá výhradně inzerent. Žádná část tohoto časopisu nesmí být kopírována a rozmnožována za účelem dalšího rozšiřování v jakékoli formě či jakýmkoli způsobem, ať již mechanickým, nebo elektronickým, včetně pořizování fotokopíí, nahrávek, informačních databází na magnetických nosičích, bez písemného souhlasu vlastníka autorských práv a vydavatelského oprávnění.

Zpracování pro internet provádí: NT Servis Praha, s. r. o., U Kněžské Louky 53, 130 00 Praha 3, tel.: 284 818 342–3, fax: 284 820 965 e-mail: ntservis@ntservis.cz, www.ntservis.cz.

## „OUTFLARE – INFLARE“ – ZMĚNA POSTAVENÍ PÁNVE

Lewit K., Olšanská Š.

Klinika rehabilitace 2. LF UK a FN Motol, Praha

### SOUHRN

V titulu uvedená změna znamená, že rovnoramenný trojúhelník tvořený předními pánevními spinami a pupkem je zkreslen. Traumatická anamnéza a těžký chronický průběh bolestí, zejména v oblasti křížové a dolních končetin, bývá pravidlem. Na podkladě 21 vlastních pozorování je zdůrazněna multifaktoriální povaha potíží a doporučen velmi jednoduchý a šetrný „repoziční“ manévr pomocí postizometrické relaxace a reciproční inhibice s výrazným reflexním a také terapeutickým efektem. Z hlediska patogeneze může být významné, že jsme zjistili, že při uvedeném nálezu jsme pokaždé objevili omezenou vnitřní rotaci v kyčelním kloubu na straně inflare, která se okamžitě upravuje po repozičním manévru.

**Klíčová slova:** outflare-inflare, repozice, rotace v kyčli

### SUMMARY

Lewit K., Olšanská Š.: OUTFLARE – INFLARE – a Change in Position of the Pelvis

This paper describes a change in position of the anterior iliac spines which distorts the triangle formed by these spines and the navel. There is a typical history of trauma and chronic severe low back pain with pain in the lower extremities. As a rule the condition was multifactorial. For treatment a very simple “reposition technique” by postisometric relaxation and reciprocal inhibition is described, producing a marked reflex effect and good therapeutic results. The constant finding has been a restricted internal hip rotation on the side of inflare, not yet described. This immediately became normal after reposition, which may also explain the importance of this phenomenon.

**Key words:** outflare-inflare, reposition, hip rotation

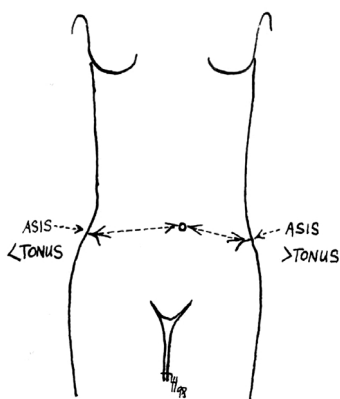
*Rehab. fyz. Léč., 12, 2005, No. 1, p. 3–5.*

### ÚVOD

Tato změna postavení pánve byla popsána Greenmanem a Taitem (1988). Projevuje se tím, že spina iliaca anterior superior je na jedné straně oploštělá a více laterálně uložena, zatímco druhá více prominuje a leží mediálněji (obr. 1). Tím se zkresluje trojúhelník ohraničený oběma spinami a pupkem. Toto je nutné odlišit od Greenmanem popsané „shear dysfunction“ nebo „upslip“ a „downslip“: Při této změně bývá tuber ossis ischii a stydká kost při symfýze výše (níže) uloženy na jedné straně. Tuto změnu pokládáme za palpační iluzi, následkem změny napětí úponů přímých břišních svalů na symfýze a napětí gluteálních svalů nad tuber ossis ischii. V této

práci se chceme zabývat pouze první z těchto dvou změn.

U osob štíhlých bývá asymetrie předních spin dobře znatelná při pouhé aspekci, u obezných však je nutné ji vyhledávat palpací. Poněvadž však u asymetrie kostních výběžků může jít o pouhou anomálii, pokládáme diagnózu za klinicky relevantní pouze tehdy, když je tonus břišní stěny v oblasti podbříšku vyšší na straně, kde přední spina prominuje a snížený na opačné straně. V r. 2003 jsme dále zjistili, že u těchto pacientů je vnitřní rotace v kyčelním kloubu na straně inflare omezena a okamžitě se upravuje po terapii. Zajímavé je, že v převážné většině našich pacientů je trauma v anamnéze – pád na hýždě (kostrč) – a že jde většinou o pacienty



Obr. 1. Schema outflare-inflare.

s dlouhými a závažnými potížemi. Popsanou změnu postavení se po každé daří odstranit zcela jednoduchým „repozičním manévrem“ a tento manévr bývá zpravidla překvapivě terapeuticky účinný, což je také hlavním důvodem této publikace.

### MATERIÁL A METODA

Během posledních dvou let jsme pozorovali 21 pacienta s touto poruchou, 12 mužů a 9 žen ve věku 20–61 let. U 14 významné pády v anamnéze. Bolesti v kříži a/nebo v dolních končetinách a tříslech byly u všech, ale u jedné pacientky byla také migréna, 2krát bolesti krční a jednou bolesti ve všech úsecích zad. Trauma, hlavně ve smyslu pádu na záda (hyždě či kostrč), zjištěno u 14 pacientů.

Terapie spočívala v jednoduchém „repozičním“ manévru: na straně prominence (inflare) jsme prováděli postizometrickou relaxaci (PIR) (z „žabí polohy“) do abdukce dolní končetiny v kolenu a kyčli ohnuté, kterou doplňujeme reciproční inhibicí (pacient aktivně abdukuje) (obr. 2). Na oploštělé straně (outflare) provádíme PIR do addukce (jako při ligamentové bolesti) a i zde doplňujeme aktivní addukcí (obr. 3). Jelikož však šlo, jak již zdůrazněno, často o starší pacienty i s dlouholetou anamnézou, a proto také četnými jinými nálezy, nebyl uvedený repoziční manévr zpravidla jediným a ne vždy hlavním terapeutickým zákrokem. Přesto zpravidla začínáme uvedeným manévrem pokud u pacientů nalézáme outflare a inflare a ihned překontrolujeme veškeré klinické nálezy, abychom si ihned ověřili relevantnost u daného pacienta. Tak tomu bylo u 14 z 20 pacientů.

### VÝSLEDKY

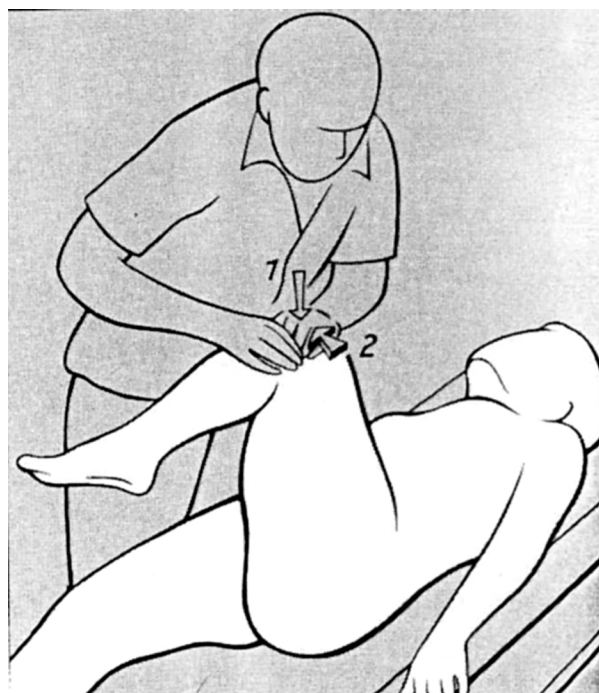
Vždy se upravilo postavení předních spin, vyrovnal svalový tonus v podbřišku a vnitřní rotace kyčelních kloubů se stala symetrickou.

Okamžitý (reflexní) efekt byl vynikající (úprava) u 4 pacientů, významný u 4, dobrý u 6 a neurčitý u 7 pacientů.

Dlouhodobý léčebný efekt byl u našeho souboru mnohem obtížněji hodnotitelný. U 8 pacientů léčba byla velmi úspěšná, avšak jen u 2 lze říci,



Obr. 2. Repoziční manévr na straně outflare.



Obr. 3. Repoziční manévr na straně inflare.

že efekt byl výlučně následkem repozičního manévru. U dalších 5 velmi zlepšených byl úspěch výsledkem také jiných zákroků. Tak tomu bylo i u dalších 2 zlepšených. U 5 byla léčba bez efek-

tu a u 3 nebylo možné vyhodnotit pro nedostatečnost kontrolních vyšetření.

### DISKUSE

Popsali jsme klinický fenomén, který u štíhlých pacientů bývá také viditelný, u obézních však je nutno palpovat, a pokud na něj nemyslíme, lehce se přehlédne. Jsme přesvědčeni, že v tomto případě nejde o „palpační iluzi“ jako u klinického fenoménu „shear dysfunction“, jak jej označuje Greenman, nebo také „upslip a downslip“, když při palpaci zjišťujeme, že tuber ossis ischii a symfýza stojí níže, typicky na stejné straně, při RTG vyšetření však není rozdíl. Příčinou palpačního nálezu je napětí měkkých tkání působících rozdílné postavení palpujících prstů.

Podle našich nálezů nejde ani u outflaer a inflare ani u upslip a downslip o poruchu v sakroiliakálním kloubu, protože u valné většiny našich pacientů sakroiliakální blokádu nepozorujeme, podobně jak je tomu u sakroiliakálního posunu.

Při našem manévru používáme relaxace adduktorů na jedné straně a na druhé abduktorů. Současně dochází k vyrovnání svalového tonu v oblasti podbřišku. Jde tedy spíše o svalový fenomén, jak je tomu také u sakroiliakálního posunu, který léčíme nejčastěji v oblasti hlavových kloubů a který lze vyvolat Rosinovým manévrem, tj. maximální rotací krční páteře, pokud ovšem křížokyčelní kloub není zablokovan. Zjistili jsme však, že s výjimkou jednoho pacienta, u něhož se vyvíjí koxartróza, byla pokaždé vnitřní rotace na straně inflare omezená a po reпозиčním manévru se upravila.

Tato námi poprvé zjištěná dysfunkce kyčelního kloubu je první skutečnost, která by mohla vysvětlit jednak význačný reflexní a také léčebný efekt, a možná také často velmi těžký průběh onemocnění.

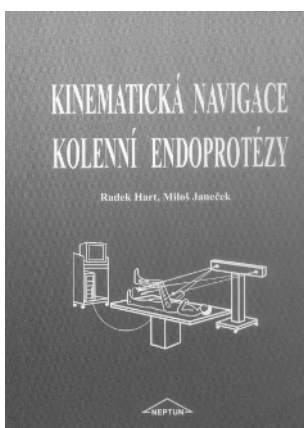
Trauma, na které navazuje chronický průběh, mohlo být v dávné minulosti. Při chronickém průběhu pak jde zpravidla o složitý, multifaktoriálně zapříčiněný stav, u něhož se terapie nutně zaměřuje nikoliv na faktor jediný, a proto hodnocení terapeutického efektu reпозиčního manévru bývá obtížné. Outflare a inflare bývá pak jedním z mnoha činitelů, jejichž relativní význam se často mění, a tím se léčebný efekt ještě více zamžuje. Je proto významné, že u dvou z našich pacientů, u nichž trauma bylo v nedávné minulosti, reпозиční manévr byl obzvláště výrazný.

Jako zcela jednoduchý, bezbolestný manévr, bez rizika, poskytující často okamžitý a někdy i trvalejší léčebný efekt, jej pro terapii a léčebnou rehabilitaci máme znát a využívat.

### LITERATURA

1. GREENMAN, P. E.: Principles of manual medicine. Williams and Wilkins, Baltimore, 1989, s. 230, 263–265.
2. GREENMAN, P. E., TAIT, B. Structural diagnosis in chronic low back pain. J. Manual Med., 1988, 3, s. 114.
3. LEWIT, K.: Verspannung von Bauch- und Beckenmuskulatur mit Auswirkung auf die Körperstatik. Man. Med., 30, 1992, s. 75–78.
4. RASINA, A., LEWIT, K.: Proč ještě další – nový příznak vyšetření sakroiliakální blokády? Rehab. a fyz. Lék., 7, 2000, s. 62–65.

*Prof. MUDr. Karel Lewit, DrSc.  
252 29 Dobřichovice 360*



## KINEMATICKÁ NAVIGACE KOLENNÍ ENDOPROTÉZY

*Radek Hart, Miloš Janeček*

Publikace se zabývá moderní metodou náhrady kolenní endoprotézy pomocí počítačové navigace. Po úvodu do problematiky následuje uvedení příčin selhání kolenní endoprotézy, metody resekce, principy využití počítačové techniky v ortopedii, až po kinematickou navigaci při implantaci kolenní endoprotézy. Kniha obsahuje dále barevné obrázky, fotografie, tabulky a uvedení vlastních zkušeností.

*Vydalo Nakladatelství Neptun v roce 2003, ISBN 80-902896-5-7, 76 str., cena 160 Kč.*

**Publikaci můžete objednat na adrese:**

**Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz**

# MYALGIE A DEVIACE PÁTEŘNÍ OSY

*Kučera M., Káral J., Kolář P., Korbelař P.*

Klinika rehabilitace 2. LF UK a FN Motol, Praha  
Klinika tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol, Praha

## SOUHRN

Hodnocení páteřní osy je významnou složkou diagnostiky poruch hybné soustavy. Navíc přímo odráží další patologické stavy nejen v oblasti páteřního systému a trupu, ale i končetin a bolestivých stavů hlavy. Neinvasivní metoda sledování průběhu osy ve dvou rovinách napomáhá k rychlému numerickému i grafickému vyjádření nejen statiky, ale i longitudinálním sledováním vyjadřuje dynamiku probíhajícího patologického procesu i objektivizaci efektu terapie.

**Klíčová slova:** páteřní systém, hodnocení páteřní osy, kontrolní vertebrogram, hodnocení vývoje

## SUMMARY

Kučera M., Káral J., Kolář P., Korbelař P.: Myalgia and Deviation's of the Spine Axis

The evaluation of the spine axis is an important part of diagnosis in disorders of locomotion system. Moreover, it reflects other pathological conditions in the area of the spine system and trunk as well as the extremities and pain states of the head. The non-invasive method of observing the course of axis in two planes contributes to a rapid numerical and graphic representation of the static and also to longitudinal observation reflecting the dynamics of the pathological process as well as to objective effects of therapy.

**Key words:** the spine system, evaluation of spine axis, control vertebrogram, evaluation of development

*Rehab. fyz. Léč., 12, 2005, No. 1, p. 6–11.*

## ÚVOD

Páteřní systém je jednou z nejsložitějších oblastí jak z pohledu pacienta, tak i lékaře a fyzioterapeuta. Více než kdekoliv jinde se zde prohlubuje vzájemná vazba anatomické, strukturální a funkční fyziologie i patologie. Jejich odraz postihuje jak pohybovou sféru, tak primárně i sekundárně organismus jako celek (2).

A právě bolesti v oblasti zad jsou častým klinickým syndromem, zahrnujícím prakticky všechny věkové skupiny (8). Manifestují se však nejen algickými projevy, ale i funkčními poruchami, včetně změn hybnosti (1, 6). Jejich příčiny je možné dělit do dvou základních skupin:

1. *Vertebrogenní* – v důsledku dráždění páteřního systému:
  - a) deformací či anomálií anatomické struktury (skolióza, hyperlordóza, kyfóza, spondylolistéza apod.),

- b) onemocnění jednotlivých částí i páteře jako celku (zánětlivé, m. Scheuermann),
  - c) degenerativní procesy (spondylartróza, osteoporóza, diskopatie),
  - d) traumatické přímo působící na páteřní systém.
2. *Svalové* – v důsledku izolovaného dráždění svaloviny:
    - a) traumatické (kontuze, distenze, ruptury zejména parciální),
    - b) mikrotraumatické (overloading syndrom) – opakované submaximální zatížení, – přímé mikroskopické mechanické dráždění,
    - c) zánětlivé – (myositis, entezopatie),
    - d) další procesy (degenerativní – např. myositis ossificans, neurologické).

Otázka objektivizace a přesné diagnózy patří mezi složité problémy. Všechny tyto stavy, ať již z páteře přímo vycházející nebo probíhající v je-

jím okolí a do systému se promítající, vyvolávají větší či menší změny na páteřní ose (2). Při klinickém vyšetření, palpaci či aspekcí, je však většinou nelze přesně vyjadřovat. Podobně je tomu i při skiagrafickém vyšetření.

### METODIKA

V tomto sdělení chceme poukázat na možnosti využití neinvazivní metody vertebrografického hodnocení průběhu páteřní osy (3). Používáme k tomu mechanický přístroj (obr. 1), kterým vyhodnocujeme průběh obratlových trnů ve dvou rovinách – předozadní (sagitální) a pravolevé (frontální) (obr. 2). Hodnoty zaznamenáváme do počítače a vyhodnocením pak získáváme skutečný průběh páteřní osy spolu s přímým vyjádřením deviace trnu oproti předcházejícímu v obou rovinách (numericky i graficky). Zvětšení obou deviací v poměru 1:4 zvýrazní i minimální odchylku.

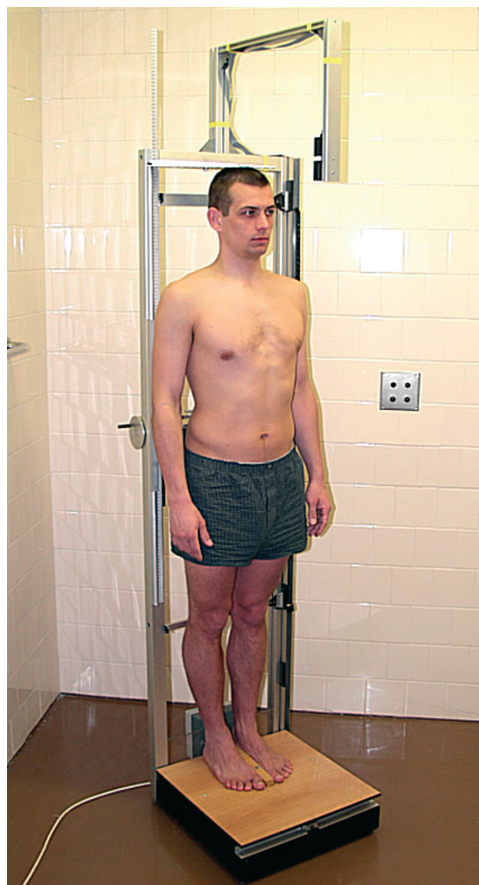
Přístroj svou konstrukcí tří fixačních ramen s vizuální kontrolou dotyku světelným či zvukovým signálem zaručuje stabilní pozici. Fixace stabilní polohy se dosáhne permanentním dotykem ramena přístroje:



Obr. 2. Vertebrograf – zadní pohled.



Obr. 1. Vertebrograf.



Obr. 3. Vertebrograf – přední pohled.

s vrcholem os occipitale,  
vrcholem torakální kyfózy,  
vrcholem gluteální svaloviny,  
s trnem patní kosti.

Tato metoda umožňuje již podle tvaru páteře přesněji diagnostikovat deviace osy jak v longitudinální studii, tak i u některých typických patologických stavů (5). Je to zejména Scheuermannova choroba se zcela jasně rozkolísanou osou či trauma paravertebrální muskulatury s deviací v důsledku spazmu. Možno sledovat i průběh ontogenézy, vlastního onemocnění i efekt terapie.

Při vstupním klinickém vyšetření provádíme vertebrografický záznam. Při něm je nutná permanentní kontrola držení těla pacienta, které zajišťuje výše uvedený stálý dotyk s rameny přístroje, který potvrzuje světelný či zvukový signál. Zjistíme průběh páteřní osy jak ve skutečných údajích, tak i v relativním zvětšení 1:4, jak je výše uvedeno. Po ordinaci terapie děláme kontrolní vertebrogram. Optimální doba je 7 dní. Není však podmínkou.

Lze však sledovat i dynamiku onemocnění z druhého pohledu, a to z rozvíjení klinických příznaků (zejména algického charakteru) a znamenávat, jak ovlivňují páteřní osu.

## VÝSLEDKY

V průběhu posledních deseti let jsme vyšetřili dětskou a dorostovou populaci pražských škol a verifikovali tvar páteřní osy. Celkový počet vyšetření (prováděny i diplomové práce studentů fyzioterapie) přesáhl 35 000 dětí ve věku povinné školní docházky. Zároveň provádíme hodnocení motorického vývoje a jeho odraz na páteřní systém v rámci Výzkumného záměru fakulty 1113003.

V tomto sdělení podáváme přehled analýzy bolestí v zádech, které se v našich ambulancích vyskytují v majoritě jednotlivých věkových skupin:

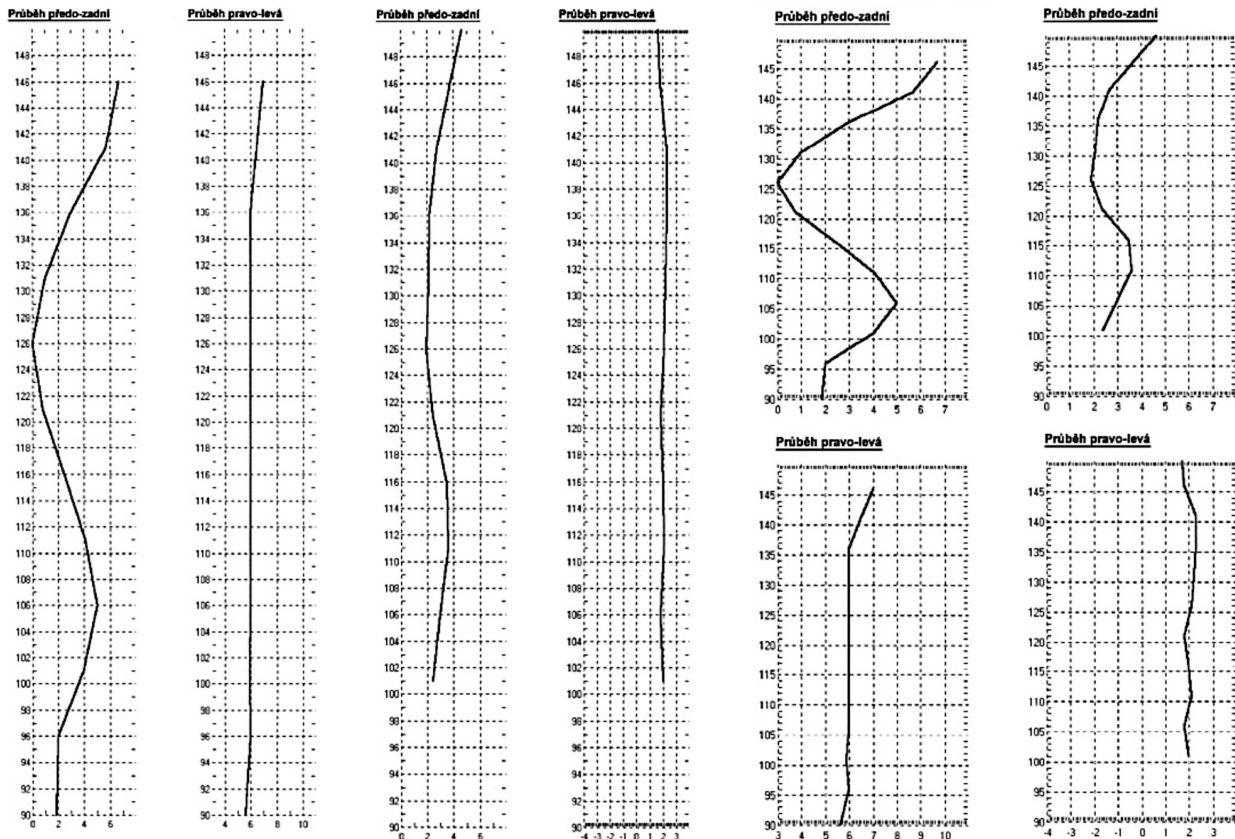
Do 10 let věku ... kontuze (graf 1) (n-26)

11–16 let ... m. Scheumann (graf 2) (n-155)

17–19 let ... kontuze (n-28)

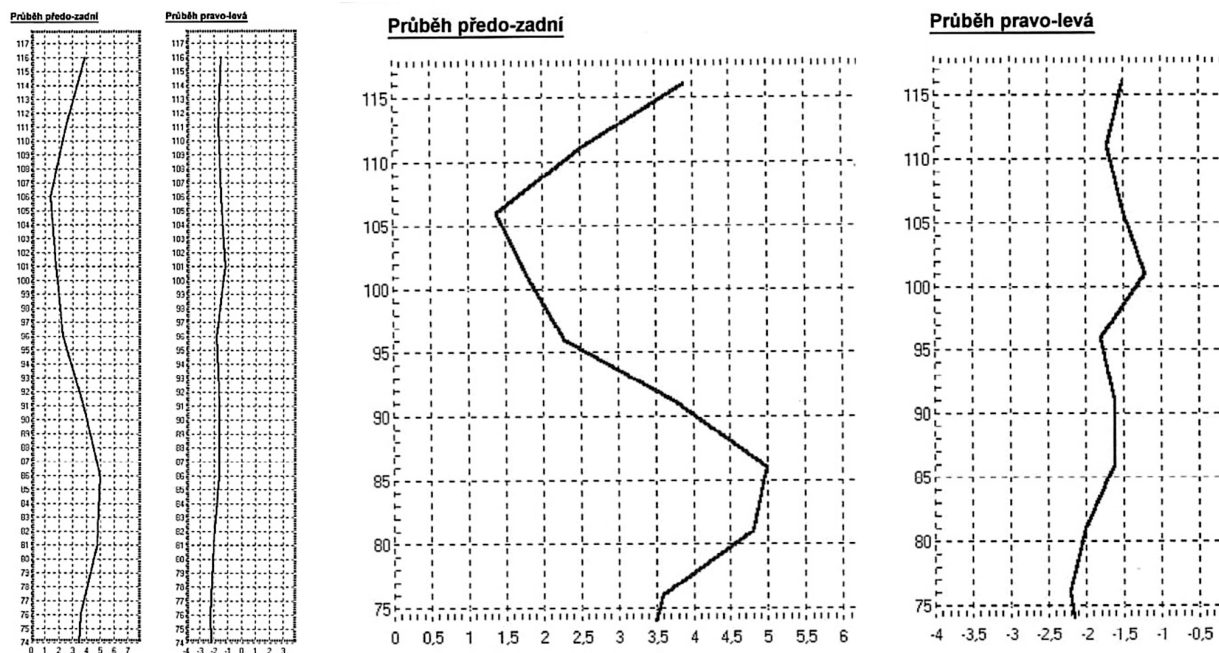
nad 20 let ... Vertebrogenní sy. (graf 3) (n-56)

Individuální rozbor jednotlivých pacientů a efektu terapie demonstrujeme její efektivitu (9). V rámci klinické studie o efektu aplikace Herba Symphytum Pel. – Kostival (preparátu Traumaplant) uvádíme změny po týdenním aplikování (graf 4) na bolestivé oblasti svaloviny zad (4). Je patrná změna osy ve smyslu zmenšení deviace.

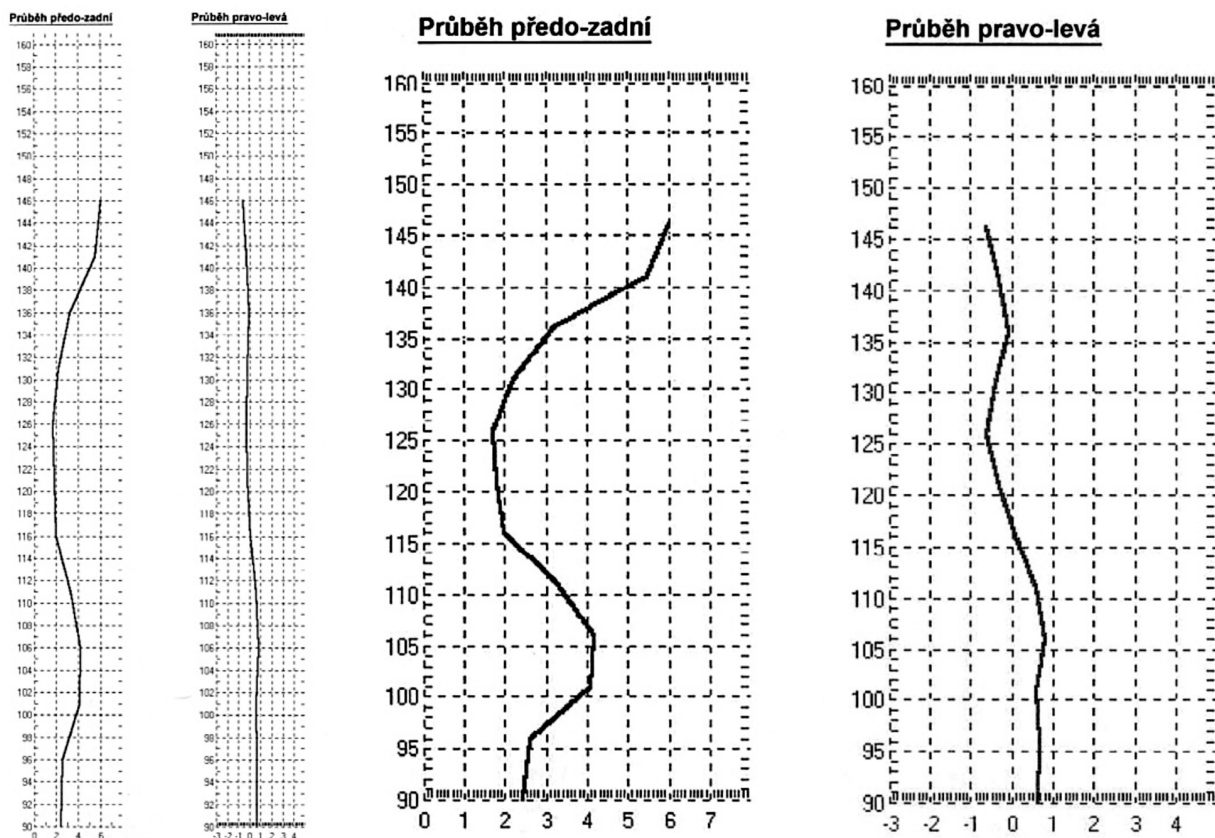


**Graf 1.** Kontuze v oblasti hrudní páteře. Levá polovina skutečné zobrazení. Pravá polovina 4krát zvětšené deviace.





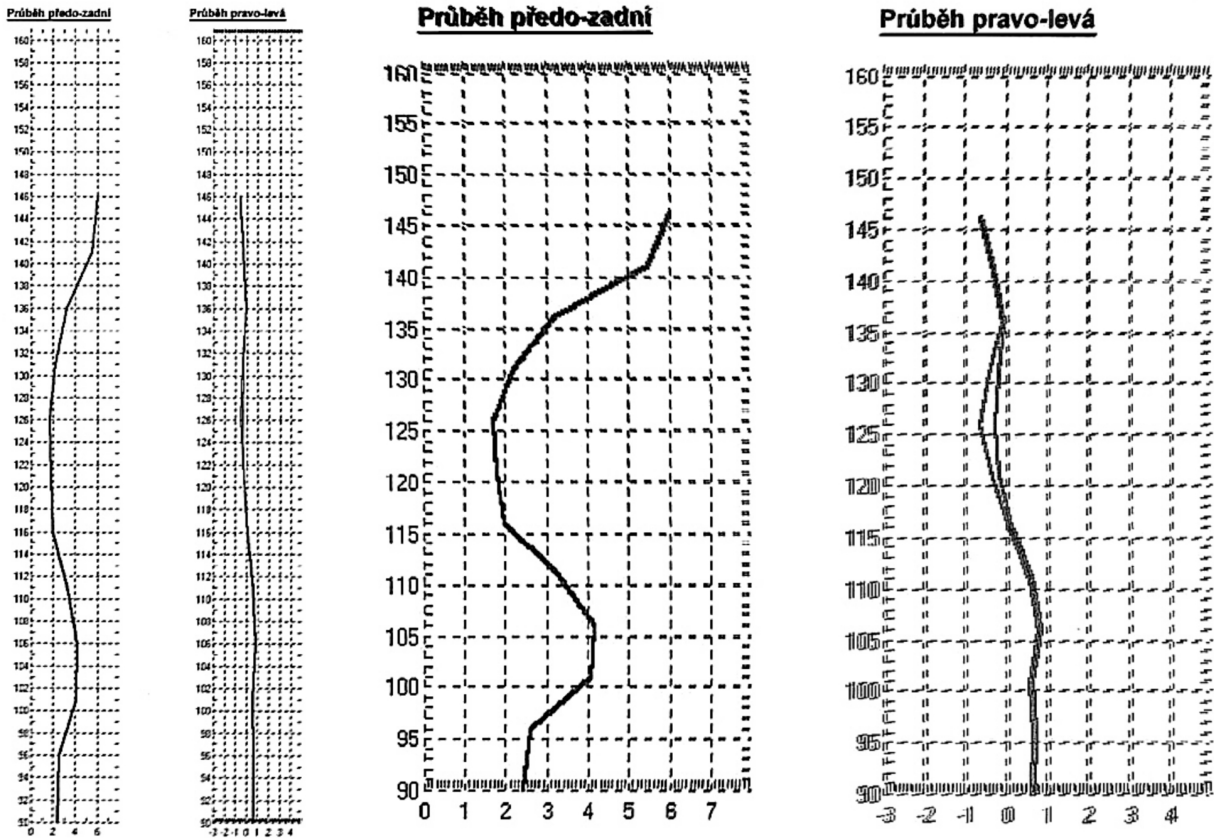
**Graf 2.** Morbus Scheuermann. Levá polovina skutečný obraz. Pravá polovina 4krát zvětšené deviace.



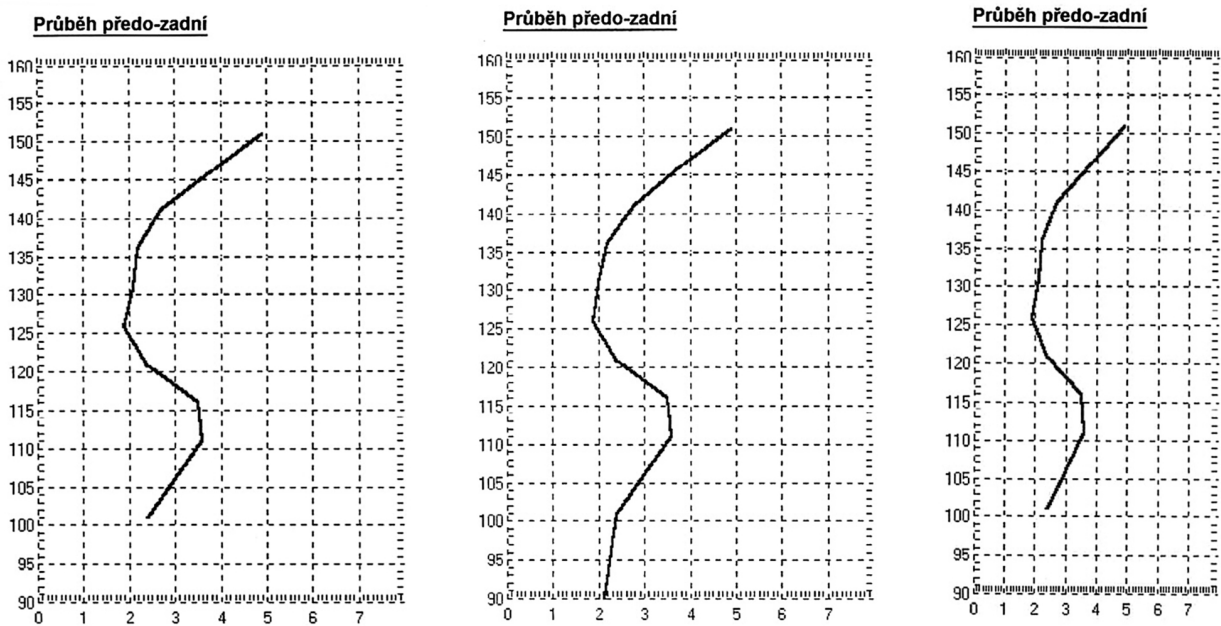
**Graf 3.** Vertebrogenní syndrom. Levá polovina skutečný obraz. Pravá polovina 4krát zvětšené deviace.

Pro ilustraci pak demonstrujeme i opačný průběh změny osy při onemocnění chřipkou u jednoho z autorů této práce (graf 5, graf 6). První křivka každého grafu(a) ukazuje stav osy páteře při nástupu prvních známek onemocnění při teplotě 38,8 °C. Přetrvala 4 dny a sledovaný se cítil

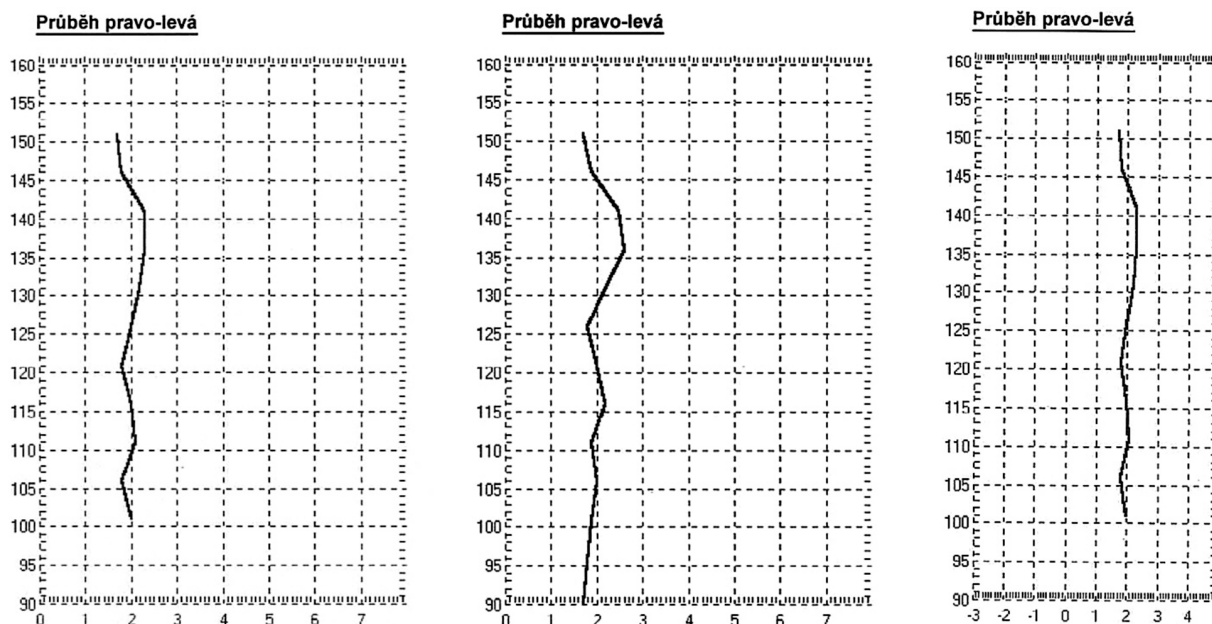
dobře. Osa byla změněna minimálně. Šestý den však nastala druhá fáze choroby s myalgiemi a cystitidou. Provedli jsme tedy další vyšetření a osa se výrazně změnila (střední křivka – b). Po vymizení příznaků po 3 týdnech se odchýlení zmenšilo, ale ještě lehce přetrvává větší deviace



**Graf 4.** Kontuze v oblasti hrudní páteře (změny po týdenní terapii patrné na křivkách pravolevé deviace). Levá polovina skutečný obraz. Pravá polovina 4krát zvětšené deviace.



**Graf 5.** Změny osy páteře v průběhu chřipkového onemocnění (předozadní). První křivka: počátek onemocnění. Druhá křivka: po 4 dnech. Třetí křivka: 6. den.



**Graf 6.** Změny osy páteře v průběhu chřipkového onemocnění (pravolevé). První křivka: počátek onemocnění. Druhá křivka: po 4 dnech. Třetí křivka: 6. den.

v obou rovinách, jak je možno vidět na pravých křivkách(c).

#### DISKUSE

Objektivní stanovení stavu páteřní osy patří mezi základní požadavky klinického vyšetření. Metoda vertebrografie, která je svou podstatou neinvazivní, umožňuje použitím tří taktálních ramen fixovanou a plně reprodukovatelnou polohu těla ve stoji. Patologické stavy se odrážejí i do tvaru páteřní osy. Ukazujeme na příkladech tyto průměry a detailní změny v držení těla. Pomocí počítačového čtyřnásobného zvětšení velikosti deviace osy páteře pak je možno nejen diagnosticky přesněji hodnotit stav, ale i sledovat dynamiku změn po terapii. Typické křivky páteřní osy v počítačové interpretaci pak ukazují na Scheumannovu chorobu i na změny při chřipkovém onemocnění a nakonec i při terapii linimenty. Detailní rozbor páteřní osy se tak může stát významnou doplňující diagnostickou metodou i pomocníkem v hodnocení efektu terapie.

#### ZÁVĚR

Počítačové analyzování změn deviace páteřní osy neinvazivní a pacienta šetřící i časově nenáročnou metodou vertebrografie, umožňuje relativně přesnou diagnostiku jednotlivých patologických stavů páteřního systému i na něj navazujících tkání, ale i pružné, dynamické a numericky či graficky vyjádřitelné sledování úspěšnosti či neefektivitu terapeutického procesu v relativně krátké době s minimálním subjektiv-

ním faktorem hodnocení funkčních či algických projevů. Je však možno také sledovat dynamiku dýchání a její odraz na páteřním systému.

*Použity výsledky výzkumného záměru MŠMT a 2. LF UK 1113003.*

#### LITERATURA

- JANDA, V.: Vyšetřování hybnosti. Praha, Avicenum, 1981.
- KUČERA, M.: Back pain and skeletal conditions during Intensive training in children and adolescents. Children and Exercise XII, Human Kin. Publ. Champaign III. USA, 1986, s. 329–336.
- KUČERA, M., VALIŠ J.: Jednoduchá metoda vyjadřování držení těla. Praktický lékař, 65, 1985, s. 796–798.
- KUČERA, M., KÁLAL, J., POLESNÁ, Z.: Effects of symphytum ointment on muscular symptoms and functional locomotor disturbances. Advances in Therapy (USA) 17, 2000, 4, s. 204–210.
- LENGSFELD, M., van DEURSEN, D. L., ROHLMANN, A., van DEURSEN, L. J., GRISSP, M.: Load measurements at spinal fixators. Clin. Bioch, 15, 2000, s. 295–297.
- LEWIT, K.: Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace. Praha, NADAS, 1990.
- MAYER, G.: Die Lokalberhandlung des akuten Supraspinatussehnen-Syndroms mit einer Symphytum-Wirkstoff-komplex-Salbe. Deutschr. Z. Sportmed. 44, 1993, s. 121–124.
- ROHLMANN, A. S., EILKE, H. J., MELLEROWICZ, H., GREICHEN, F., BERGMANN, G.: Belastungen der Wirbelsäule im Sport. Deutschr. Z. Sportmed., 52, 2001, s. 118–123.
- SENSCH, K.: Symphytum Pel. Salbe. Prag Audit, 2, 2003.

*Prof. MUDr. Miroslav Kučera, DrSc.  
Klinika rehabilitace  
Klinika tělovýchovného lékařství  
2. LF UK a FN Motol  
V Úvalu 84  
150 06 Praha 5*

# NĚKTERÉ TEORETICKÉ POZNÁMKY K PROBLEMATICE OTEVŘENÝCH A UZAVŘENÝCH BIOMECHANICKÝCH ŘETĚZCŮ

*Dvořák R.*

Fakulta tělesné kultury UP, katedra fyzioterapie, Olomouc,  
vedoucí katedry prof. MUDr. J. Opavský, CSc.

## SOUHRN

Příspěvek rozebírá definice biomechanických řetězců a jejich jednotlivých typů z biomechanického hlediska. Hlavní pozornost je věnována vlastnostem otevřených a uzavřených pohybových řetězců. Zvláštní důraz je položen na interpretaci ovlivňování stupňů volnosti kloubů v segmentovém modelu řetězců za fyziologických i patologických podmínek.

**Klíčová slova:** otevřené a uzavřené kinetické řetězce, stupeň volnosti kloubu, pohybová strategie

## SUMMARY

Dvořák R.: Some Theoretical Remarks to the Problems of Open and Closed Biomechanic Chains

The contribution analyzed definitions of biomechanic chains and their individual types from the point of view of biomechanics. Main attention is devoted to properties of open and closed kinetic chains. Particular emphasis is laid on interpretation in influencing the degree of freedom of joints in a segmental model under physiological and pathological conditions.

**Key words:** open and closed kinetic chains, degree of freedom of joints, locomotion strategy

*Rehab. a fyz. Lék., 12, 2005, No. 1, p. 12–17.*

## BIOKINE(MA)TICKÉ ŘETĚZCE

Pojem kinetický řetězec se poprvé objevuje u amerického ortopeda rakouského původu Steindlera v padesátých letech 20. století. Ten také rozlišil řetězce otevřené a uzavřené (6). Protože představa řetězce jednotlivých pevných článků – anatomických segmentů – a jejich kloubních spojení vyhovuje potřebám modelování biomechanických dějů lidského těla, je od Steindlerových časů běžně používána k jejich výkladům u mnoha autorů biomechanicky a kineziologicky zaměřených studií a učebnic. Ačkoliv na první pohled je problematika biomechanických řetězců celkem jasná, podrobnější úvaha nad jejich zákonitostmi otvírá jednak četné problémy, jednak skýtá zajímavé momenty pro chápání zákonitostí motoriky i kinezioterapeutických technik.

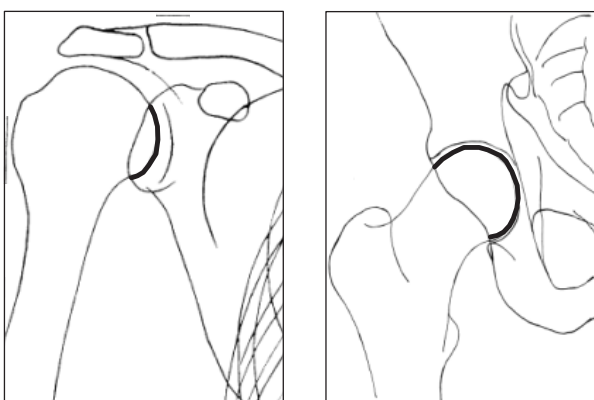
Je otázkou, zda používat názvu kinetický nebo kinematický řetězec. V literatuře se můžeme setkat s oběma, dále se v širších souvislostech používá pojmů biomechanické či pohybové řetězce. V literárních zdrojích zaměřených prakticky (ortopedie, kinezioterapie, sport) převládá označení kinetické řetězce. V recentních publikacích zabývajících se pohybem z biomechanického pohledu se používá spíše pojem kinematické řetězce (3, 11). Zde jsou situace pohybu segmentů nahlíženy z kinematického pohledu, tedy jsou studovány dráhy pohybu, rychlosti, úhlové změny a podobně bez zřetele k jejich příčinám (jde tedy pouze o studium „geometrie“ pohybu).

V tomto pojetí je nejjednodušším pohybovým řetězcem soustava dvou přilehlých článků spojených kloubem (obr. 1).

Takové soustavě říkáme **kinematický pár (dvojice)**. Zakloubení kinematického páru může být docíleno tvarem odpovídajících kloubních ploch – form-closed pair (tomuto typu se blíží kyčel jako ořechový kloub, enarthrosis) nebo působením extraartikulárních sil (tahem svalů a ligament, jak je tomu například u volného kulovitého glenoidálního kloubu) – force-closed pair (obr. 2).

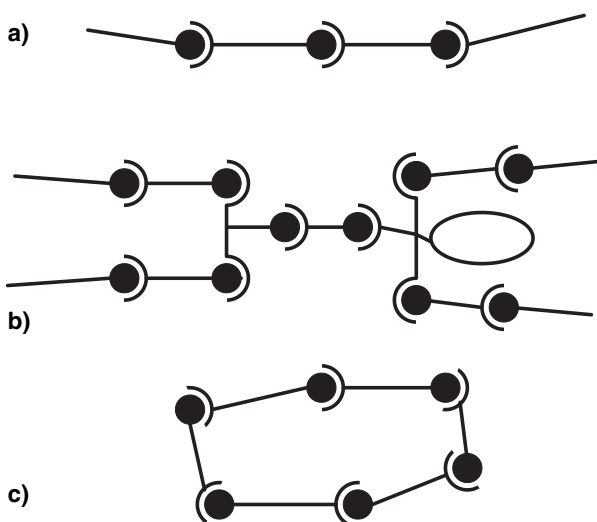


Obr. 1. Kinematický pár (dvojice).



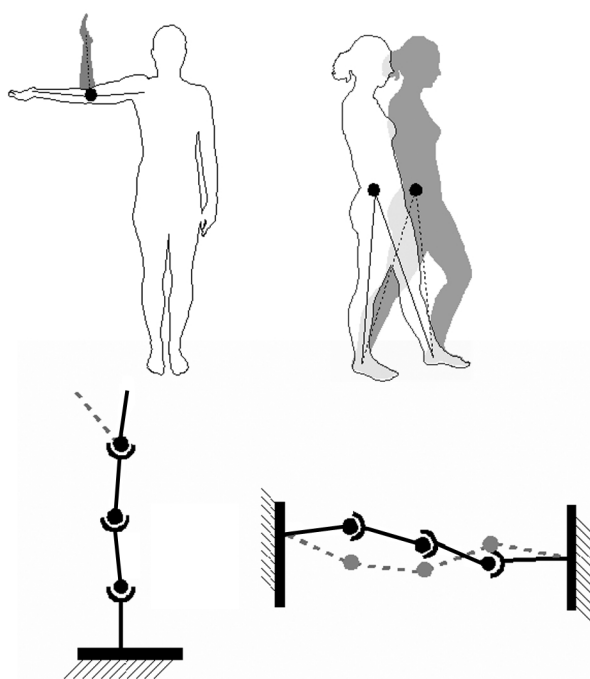
Obr. 2a. Force-closed pair.

Obr. 2b. Form-closed pair.



Obr. 3. a) Sériový řetězec.  
b) Komplexní řetězec.  
c) Kinematická smyčka.

Dále se rozeznávají **jednoduché – sériové řetězce** (simple chains), kde každý článek je součástí maximálně dvou kinematických párů řazených v sérii za sebou, a **větvené – komplexní**



Obr. 4. Příklad OKC (vlevo) a CKC (vpravo) a jejich schematické znázornění.

řetězce (branced chains), kde segment je kloubně spojen s více články. Příkladem prvního je paže, příkladem druhého trup jako celek se skloubeními všech čtyř končetin a šíje. Oba tyto typy řetězců mohou být rovinné, sférické a prostorové. Pokud jsou minimálně tři články vzájemně propojeny do troj/mnohoúhelníku, mluvíme o biokinematické smyčce. Smyčka se chová jako volná, když žádný z jejích členů nemá vůdčí postavení, žádný člen netvoří rám určující chování ostatních členů řetězce (obr. 3).

Dělení, které nás bude nadále nejvíce zajímat, rozlišuje **otevřené** (open chains, OKC) a **uzavřené řetězce** (closed chains, CKC). Způsobů definování otevřeného a uzavřeného řetězce je více: zpravidla je za otevřený řetězec považován ten, který má jeden konec, označovaný jako distální (ve smyslu terminální) volný, a druhý, proximální, je pevně fixován; uzavřený řetězec má fixovány oba konce (10, 11). Z kinematického hlediska korektnější a přesnější definici uvádí Vařeka (8): otevřený kinematický řetězec je takový, kde je možné změnit postavení v jednom kloubu (a nemusí to být kloub distální) beze změny postavení v ostatních. Příkladem je pohyb segmentu horní končetiny ve volném stoji. V uzavřeném kinematickém řetězci je změna postavení v jednom kloubu možná pouze za současné změny postavení v dalším/dalších kloubech. Příkladem je přesun těžiště z horních na dolní končetiny v poloze na všech čtyřech nebo fáze dvojí opory při bipední chůzi (obr. 4).

Důvod, proč je první z uvedených definic OKC a CKC z formálního hlediska méně vhodná, vyplývá z povahy kinematiky – disciplíny, která se (jak bylo uvedeno výše) nezabývá silami jako zdrojem mechanických projevů hmotných objektů. Fixace, ze které tato definice vychází, neznamená totiž nic jiného, než existenci síly na segment působící tak, že eliminuje případně všechny další, které by mohly změnit jeho postavení. Nejde tedy o čistě kinematické vyjádření. Tento problém se v kinematice někdy řeší tak, že za nejjednodušší řetězec se bere soustava tří článků, kde jeden krajní představuje vnější fyzikální prostředí, za daných okolností pevně spojené s dalším článkem. Tento řetězec obsahuje tedy jen jeden kinematický pár, pevně jedním článkem spojený s okolím. Relativně pevná fixace v reálném hmotném světě má svůj původ nejčastěji v gravitační síle působící na jednotlivé segmenty a hmotnost – resp. poměr hmotnosti – segmentů rozhodne, který bude (pevněji) fixován. Mimoto existují možnosti fixace pasivním upevněním, zaklíněním a podobně, u těla jako předmětu našeho zájmu je to pochopitelně možnost aktivního úchopu<sup>1</sup>.

Silová působení v řetězcích zohledňuje kinetika. Problém fixace a nebo volnosti článků příslušného druhu pohybového řetězce je jednotlivými autory popisován obdobně (2, 5, 7) a jedná se o varianty vyjádření výše uvedené definice Zatsiorskyho (11). Funkční, kineziologické hledisko, je obsaženo v popisu Krobota (4), kde v otevřeném pohybovém řetězci například horní končetiny představuje trup punctum fixum a akrum punctum mobile, v uzavřeném řetězci je tomu naopak. Původní vyjádření Steindlera (6), které se i vyskytuje v pozdějším vydání jeho práce (1973) a jeho varianty (1) vycházejí z tvrzení, že o uzavřený řetězec se jedná tehdy, setkává-li se terminální (distální) segment s dostatečně velkým odporem proti pohybu. Otevřený řetězec má terminální segment volný. K tomu také Steindler poznamenal, že když se noha nebo ruka (jako terminální segment řetězce) střeťne

<sup>1</sup>Ukazuje se, že úchop má zřejmě primárně právě tuto fixační funkci: rozdíl mezi ulnářním reflexním úchopem a adjustovaným radiálním úchopem spočívá v jejich rozdílném účelu: vydatný ulnářní reflexní – tedy v podstatě nemodulovaný – úchop fixuje jedince tak, aby jím mohlo být pasivně pohybováno s minimálním rizikem uvolnění (například fixace lidoopího mláďáte na srsti pohybující se matky), zatímco vyspělý radiální úchop kontrolovaně a v určitém timingu fixuje segment jako dočasný pevný bod periferie končetiny prvotně při **aktivní lokomoci**. Další funkce úchopu je možno chápat jako sekundární.

s odporem při svém pohybu, pohybuje se odlišně a používá se nábor jiných svalů, než jak by tomu bylo při pohybu nezávislém na vnější síle. Je to podle něho způsobeno tím, že se kontrahují jak agonisté, tak antagonisté, jedni koncentricky a druzí excentricky. Modifikovaná verze popisu pohybu v CKC tedy uvádí, že rezistence při pohybu si vynutí spoluúčast dalších svalů mimo akce agonisty pro daný pohyb. Tuto situaci Steindler označil jako konkurenční shift, jehož nemůže být dosaženo izolovaným cvičením segmentu, jakožto cvičením v OKC.

Jak vyjádření kinematické tak kinetické má jisté výhody i nevýhody. Vařekova definice nezávislosti (OKC) a závislosti (CKC) pohybů článků řetězce je do jisté míry limitována právě pohybem: u izometrických stahů ko-kontrakčních aktivit se z biomechanického hlediska o pohyb nejedná a tyto stavy, byť se v reálné situaci běžně vyskytují, se tak ocitají mimo definiční rámec. Rovněž charakteristiky prováděného pohybu mohou tentýž řetězec měnit z otevřeného v uzavřený a naopak (například rychlé máchnutí celou paží je doprovázeno pohybem trupu, zatímco stejný pohyb pomalu probíhající postavení trupu a jeho segmentů výrazněji nezmění). Navíc rozlišení, zda případný pohyb většího počtu segmentů v řetězci má povahu závislých nastavení článků nebo jde o na sobě nezávislé pohyby v kinematických párech relativně volných distálnějších článků vůči relativně pevným proximálnějších článkům, může být nesnadné. Lze pozorovat i pohybové programy, např. narkročení při chůzi, kde existuje evidentní programová závislost souhybu jednotlivých segmentů, byť se jedná o výkon v OKC. Naopak v Steindlerově vyjádření schází kvantifikace „dostatečně“ velkého zevního odporu. Přitom je jasné, že v gravitačním poli a přirozeném vzdušném prostředí neexistuje situace, kdy by se terminální úsek s nějakou zevní silou (minimálně je to tíhová síla a síly odporu prostředí) skutečně nesetkal.

Tyto skutečnosti tak vlastně vedou k názoru, že pojmy uzavřeného a otevřeného pohybového řetězce jsou zřejmě jen mezními situacemi na škále přechodu jednoho řetězce v druhý a je obtížné stanovení přesné hranice mezi nimi: OKC představuje takový řetězec, kde se terminální článek setká s tak malým odporem, že to má na ostatní segmenty zanedbatelný, přestože existující vliv a tyto segmenty tak svou konfiguraci změní nepodstatně, minimálně nebo vůbec. Je-li odpor kladený pohybu koncového článku řetězce tak velký, že je jeho pohyb již spojen se souhybem článků dalších (a my jsme schopni jej registrovat), řetězec se začíná uzavírat. Může se stát, že velikost odporu na tomto konci řetězce překročí velikost síly, která fixuje opačný konec řetězce a dochází ke zvratu punctum fixum a punctum

mobile celého řetězce – síly, které měly pohybovat terminálním segmentem místo toho pohnou do té doby fixovaným proximálním segmentem. Tato situace je prototypem aktivní lokomoce systému. Úplně uzavřený řetězec představuje situaci tak velkého odporu na obou koncích řetězce, že není možný pohyb terminálních článků a silové působení uvnitř řetězce bude postavení jednotlivých vnitřních článků vzájemně zcela závisle měnit. K této situaci prototypově dochází při vzpřimování systému.

V reálných podmínkách se prvně zmíněný typ pohybu uvedené přechodové škály (pohyb v „úplně“ otevřeném řetězci) typicky odehrává při manipulacích s drobnými předměty. Trup člověka, relativně fixován gravitační silou v sedu či stojí, poskytuje dostatečně pevnou oporu pro drobné relativně nezávislé pohyby horními končetinami v zájmu úchopu, přemístění nebo opracování předmětu. I zde ovšem můžeme vidět prvky uzavírání řetězce: například po letové fázi úhozu kladívkem (OKC) při nárazu nástroje do předmětu se vytvoří krátkodobě uzavřený řetězec pro tento směr pohybu.

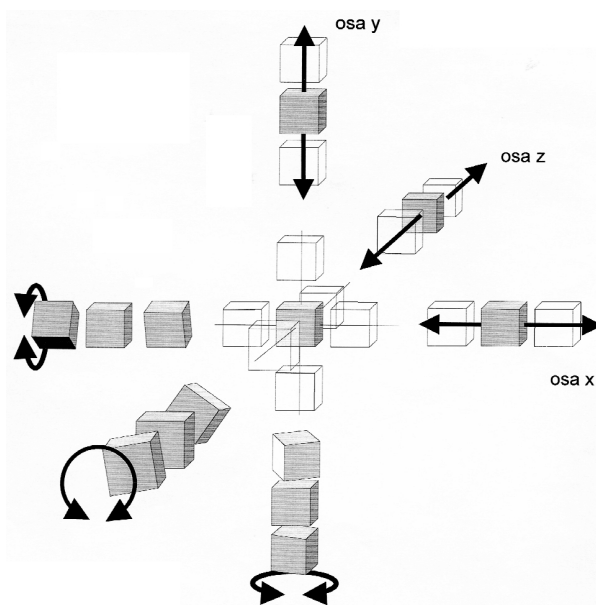
Druhá uvedená situace – se změnou punctum fixum a mobile – je charakteristická pro přesun systému v souřadném prostoru, bez ohledu na to, zda se děje bipedně či kvadrupedně, chůzí, plaváním, plaváním ve vodě či jinak s jedinou podmínkou, a tou je, že se děje aktivně, tedy činností svalstva jedince.

Za jiný příklad dostatečně velkého odporu působícího na konci řetězce, a tudíž například cvičení v CKC, je považován dřep (squat activity), vystupování na schod (step-up) a vůbec všechny aktivity v opoře končetin, kde dostatečný odpor pohybu řetězce, který je tvořen segmenty stojných končetin, představuje tíhová síla trupu. Zde dochází k současnému vzájemně vázanému pohybu periferního kloubu (hlezno, zápěstí), středního (koleno, loket) a kořenového (kyčel, rameno). Nejedná se očitě o dokonale uzavřený řetězec, ale podstatné rysy CKC nese (6, 7).

Třetí situaci úplně uzavřeného řetězce představuje například tlačení či tažení velmi těžkého břemene, jízda na bicyklu s těžkým převodem do kopce a podobně. Je-li zevní síla pro systém nepřekonatelná, k pohybu v rámci řetězce vůbec nemusí dojít, přestože jsou svaly řetězce aktivovány – jedná se o izometrickou (ko)kontrakci svalů několika, případně všech kinematických párů v řetězci. Konečným efektem v tomto případě je povšechné ztužení řetězce, tedy stabilizace.

### STUPNĚ VOLNOSTI ŘETĚZCŮ

Součástí modelování pohybových řetězců je stanovení stupně volnosti (degrees of freedom,

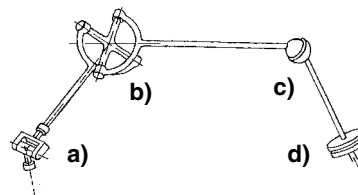


Obr. 5. Těleso s šesti stupni volnosti (DOF = 6).

DOF) pohybu. Je vyjádřeno číslem, které udává počet možných směrů či způsobů pohybů v kloubu vůči nezávislým osám, popisujících souřadný systém. Nejvyšší stupeň volnosti má těleso umístěné volně v prostoru: je vyjádřeno číslem 6 a znamená možnost posunu předmětu ve všech 3 osách na obě strany (DOF = 3) a navíc oboustranné rotace kolem všech tří os (DOF = 3). Možnosti těchto pohybů jsou graficky znázorněny na obr. 5.

Má-li toto těleso jen 5 stupňů volnosti, znamená to, že jeden ze způsobů pohybů z uvedených šesti není možný. Tato nemožnost je označována jako **obstrukce** (obstruction, O). Těleso například s dvěma obstrukcemi má tedy DOF rovno 4 (DOF = 6 minus O = 2) a podobně.

U kinematickém páru, kde popisujeme pohyb jednoho segmentu vůči souřadnému systému danému druhým segmentem (zpravidla pohyb distálního vůči proximálnímu), mají klouby maximálně 3 stupně volnosti – pohyb distálního



Obr. 6. Řetězec s různými typy skloubení: a) kladkový kloub (DOF = 1) s párem kolových kloubů (DOF = 1); b) kardanový kloub (DOF = 2) – odpovídá sedlovému kloubu; c) kulový kloub (DOF = 3); d) plochý kloub (DOF = 3).

segmentu nejméně v jednom směru a rotace kolem nejméně dvou os jsou kloubním kontaktem vyloučeny, má tedy minimálně 3 obstrukce. Takovým je sférický kloub. Kloub o 1 stupni volnosti je kloub kladkový, umožňující pohyb jen v jedné rovině, bez možnosti rotací kolem podélných os kostních partnerů. Za kloub s  $DOF = 2$  je považován s jistou mírou zjednodušení například temporomandibulární kloub, kde jsou translační pohyby a rotační pohyby možné ve dvou rovinách a další pohyb již možný není.

Na obr. 6 je zobrazen řetězec s šesti technickými klouby, které mohou sloužit jako modely typů kloubů vyskytujících se v lidském těle.

Jedná-li se o celý řetězec segmentů kloubně spojených, stupně volnosti se sčítají. Celkový stupeň volnosti daného řetězce je dán matematicky jako součet  $DOF$  jednotlivých kloubů a nazývá se **mobilita** řetězce. Čím větší je mobilita řetězce (která pochopitelně stoupá s počtem kloubů v řetězci a jejich  $DOF$ ), tím více variant pohybů uvnitř řetězce, které vedou ke stejnému nastavení konečného článku (tzv. **efektoru řetězce**) má systém k dispozici. Řetězec na obr. 6 má mobilitu rovnu 11. Tato situace se nazývá **redundancí** řetězce (nadbytečností, ve smyslu funkční rezervy či existujících možností, které sice aktuálně nemohou být současně využity, ale potenciálně využít je lze). Mobilita minus 6 popisuje vlastně počet náhradních možností, jak dosáhnout koncovým efektem požadovaný cíl a je v literatuře označována jako **manévrovatelnost** (maneuvrability) řetězce. Je ovšem nutné dodat, že všechny možnosti nemají stejnou fyziologickou hodnotu. Například výše uvedený příklad izometrické kontrakce svalstva v úplně uzavřeném pohybovém řetězci s oběma pevnými konci může teoreticky nastat v různé konfiguraci středních článků: z fyziologického hlediska ale zdravý systém automaticky přednostně zvolí maximální centrality příslušných kloubů v zájmu maximálního využití silového potenciálu s minimalizací mechanického rizika výkonu. Z toho vyplývá, že pohybový řetězec není je výkonným prostředkem, jak jej bere mechanika, ale zásadně důležité pro pochopení biologické podstaty jeho funkce jsou i procesy jeho proprioceptivní kontroly. Tyto jsou zpětnovazebně odpovědné za optimalizaci nastavení a pohybu segmentů.

Zajímavým teoretickým důsledkem je následující úvaha, označovaná jako Bernstienův problém po ruském biomechanikovi a fyziologovi (první polovina 20. století): výběr té které varianty pohybu z určitého počtu možných (kterou v kineziologii nazýváme **pohybové strategie**) realizuje centrální nervový systém (CNS) tím, že omezí počet stupňů volnosti určitého kloubu/kloubů v rámci řetězce nebo jej zcela vyřadí

tím, že jej „zmrazí“. Toto provede zvýšením napětí příslušného svalstva. Ovládní pohybu tak lze nahlížet jako proces eliminace redundance řetězců. Efektivní pohyb je tak podmíněn nejen cílovou kontrakcí svalů, pohybovým efektem, ale především adjustovaným zablokováním ostatních článků.

Je jasné, že u skutečného těla (tedy ne u jeho zjednodušeného modelu) se nejedná o klasickou obstrukci ve smyslu úplného znemožnění pohybu v určitém směru, jak je tomu například ze strukturálního hlediska u určitého typu kloubu. Svaly, rozhodující výkonný prostředek CNS realizace pohybového záměru, zde slouží jako faktor, který pohyb v určitém směru a v určitém čase nevyřadí, ale více či méně brzdí (až eventuálně zastaví), to vše ovšem v určitém postavení v kloubu. Klasicky míněná obstrukce znamená neexistenci možnosti pohybu v daném směru z dané pozice, zatímco výběr určité pohybové strategie se děje nastavením určité pozice v kloubu z velkého množství možných a teprve tam je další pohyb přechodně více či méně eliminován v prospěch pohybu jiného. Skutečnost je tak nesouměřitelně komplikovanější než její model.

Uvedený popis je vlastně vyjádřením funkce svalového tonu v průběhu pohybu. Za fyziologických podmínek je to právě přiměřený tonus svalstva, který umožní cílený pohyb, je tedy jeho podmínkou. Zároveň lze ovšem tímto mechanismem objasnit roli nejrůznější patologie. Příkladem je spasticita: není-li CNS schopen při své poruše zajistit v řetězci výběr selektivní přiměřené tuhosti článků tak, aby umožnily zamýšlený pohyb, vzdá se jej v zájmu zachování stability řetězce tím, že ztuhne všechny jeho klouby. „Nerozhodnost“ ve výběru tak vede k tomu, že rizikovou nestabilitu řeší organismus všeobecným ztuhnutím. Poskytneme-li řetězci dostatečnou tuhost vhodnou technikou pasivně, můžeme tím spasticitu zmírnit a umožnit pohyb efektoru. To přesně odpovídá kinezioterapeutické praxi managementu spasticity například podle konceptu Bobathových.

Jiným příkladem je řetězení funkčních poruch ve funkčních řetězcích: překážka v realizaci určité strategie dosažení cíle<sup>2</sup> je obejita (kompenzována) výběrem jiné strategie se stejným (nebo velmi podobným) cílem. Je pravděpodobné,

<sup>2</sup>Například nocicepcí, která je s ní aktuálně – třeba přetížením – spojena a začne vlastně vykazovat rys obstrukce. Například v Brüggerově koncepci je mechanismus obstrukce jako ochrany před dalším přetížením nazýván nociceptivním somatomotorickým blokujícím efektem – NSB.



že náhradní režim – právě proto, že je náhradní, neoptimální – v nějakém článku opět selže (sekundární funkční porucha) a tak je opět v zájmu uskutečnění pohybového záměru nahrazen dalším s následným možným šířením funkční patologie (9). To vše je umožněno popsáním redundancí pohybového řetězce. Ta paradoxně umožňuje vznik patologie, která by nevznikla, měl-li by systém k dispozici jen jediný způsob vykonání určitého pohybu. Zde je tedy dysfunkce systému obětována ve prospěch dosažení cíle. Subjektivní problémy pak nastanou v okamžiku, kdy nahromaděná řešení a náhradní řešení a jejich důsledky přesáhnou možnosti kompenzace organismu.

### LITERATURA

1. DILLMAN, CH. J., MURRAY, T. A., HINTERMEISTER, R. A.: Biomechanical differences of open and closed chain exercises with respect to the shoulder. *Journal of Sport Rehabilitation*, Human Kinetics Publishers, Inc., 3, 1994.
2. DVORÁK, R.: Základy kinezioterapie. Olomouc, VUP, 2003.

3. KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P.: Biomechanika tělesných cvičení. Praha, SPN, 1990.
4. KROBOT, A.: Klinické aplikace „pohybových řetězců“. *Rehabilitácia*, 30, 1997, 1.
5. MCGINTY, G. et al.: Closed chains exercises. *Clinical Biomechanics*, 15, 2000.
6. STEINDLER, A.: Kinesiology of the human body under normal and pathological conditions. Springfield, Charles C. Thomas, 1955.
7. SYNDER-MACKLER, L.: Scientific rationale and physiological basis for the use of closed kinetic chain exercise in the lower extremity. *Journal of Sport Rehabilitation*, Human Kinetics Publishers, Inc. 5, 1996.
8. VAŘEKA, I.: Posturální stabilita (II. část). *Rehab. fyz. Lék.*, 9, 2002.
9. VAŘEKA, I., DVORÁK, R.: Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehab. fyz. Lék.*, 8, 2001.
10. VAVERKA, F., JANURA, M.: Fyzikální základy biomechaniky. 3. vyd., Olomouc, VUP, 1998.
11. ZATSIORSKY, V. M.: Kinematics of human motion. *Human Kinetics*, 1998.

*MUDr. Radmil Dvořák*  
*FTK UP*

*tř. Míru 115*

*771 11 Olomouc*

*e-mail: dvorak@ftknw.upol.cz*



## MYASTHENIA GRAVIS – OBÁVANÁ DIAGNÓZA?

**Vše, co byste měli vědět o své nemoci.**

*Jiří Piřha*

Myasthenia gravis (myastenie) je nervosvalové onemocnění, v jehož důsledku dochází k nadměrné svalové slabosti a unavitelnosti. Onemocnění není příliš časté, není však zcela vzácné. Již před více než 40 lety zjistili odborníci, že onemocnění způsobují patologické protilátky, které zhoršují funkci receptorů na svalové membráně. Tyto receptory prostřednictvím chemické látky acetylcholinu mohou umožnit svalový stah. Onemocnění patří do skupiny nervových chorob, kterým říkáme autoimunitní. Imunitní systém místo toho, aby se zaměřil na likvidaci choroboplodných zárodků a cizorodých látek nedokáže rozpoznat, že acetylcholinové receptory jsou organismu vlastní a ničí je. Autor vychází ze svých bohatých zkušeností lékaře, který se za dobu své praxe setkal s více než 1000 nemocných a pacientky, která zažila různé fáze onemocnění „na vlastní kůži“. Lékař je konfrontován při stanovení diagnózy i v průběhu lé-

čení s celou řadou problémů, o kterých je vhodné nemocného informovat. Publikace se snaží formou otázek a odpovědí objasnit vznik a průběh choroby, způsob stanovení diagnózy, možnosti léčení a další problémy spojené s životem, sociálně právními aspekty apod. Součástí publikace jsou též přílohy, které se věnují rizikovým lékům, dietám, doporučením při pánovaných operacích a vedení porodu. Jsou k dispozici důležité webové adresy, informace pro lékaře při cestách do zahraničí apod. Kniha by měla co možná nejvíce vyčerpávajícím způsobem informovat pacienty, rodinné příslušníky a ošetřující lékaře o podstatě onemocnění tak, aby se těsnější spoluprací nemocného a lékaře podařilo optimalizovat diagnostický a léčebný režim.

*Vydal Maxdorf v roce 2004, edice Medica, formát 130 x 200 mm, brož., ISBN 80-7345-027-5, 66 str., cena 145.-Kč.*

**Objednávku můžete poslat na adresu: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz**

# OTEVŘENÉ A UZAVŘENÉ BIOMECHANICKÉ ŘETĚZCE V KINEZIOTERAPEUTICKÉ PRAXI

*Dvořák R.*

Fakulta tělesné kultury UP, katedra fyzioterapie, Olomouc,  
vedoucí katedry prof. MUDr. J. Opavský, CSc.

## SOUHRN

Teoretické zákonitosti aktivit v pohybových řetězcích jsou aplikovány jednak na ontogenezu motoriky, jedna na kinezioterapeutické možnosti analytických i vybraných syntetických metod – proprioceptivní neuromuskulární facilitace, Vojtovy reflexní lokomoce a senzomotorické stimulační.

**Klíčová slova:** otevřené a uzavřené kinetické řetězce, vývojová kineziologie

## SUMMARY

Dvořák R.: Open and Closed Biomechanical Chains in Kinesiological Therapeutic Practice

Theoretical laws of activities in kinetic chains have been applied to ontogenesis of locomotion as well as to kinesiological therapeutic possibilities of analytical and selected synthetic methods – proprioceptive neuromuscular facilitation, reflex locomotion according to Vojta and sensomotoric stimulation

**Key words:** open and closed kinetic chains, developmental kinesiology

*Rehab. fyz. Léč., 12, 2005, No. 1, p. 18–22.*

***V souvislosti s fakty uvedenými v předchozím příspěvku se nabízí celá řada otázek, jejichž řešení může hrát roli v chápání kinezioterapeutické praxe.***

## **ROLE BIOMECHANICKÝCH ŘETĚZCŮ VE VÝVOJI MOTORIKY**

První, dosti zásadní otázkou je: Podle jakého klíče organismus volí pohybové strategie, jak vybírá z celé řady možných variant v rámci redundantní nabídky synkinéz v rámci existujících pohybových řetězců tu z cest, která vede k cíli, tj. k dosažení uspokojení nějaké potřeby?

Selekčním faktorem je nepochybně účelnost – účelné, efektivní souhry v řetězci jsou nadále používány, posilovány a ostatní eliminovány. Tedy to, kterou variantu z možných systémů aktuálně vybere pro řešení konkrétní situace, je dáno předchozí zkušeností, osvědčením se v dříve již prožitě a zvládnuté pohybové praxi. Zdá se, že vývoj motoriky je vlastně postupné vybírání z množství variant pohybů těch pro daný účel nejefektivnějších, s předpokladem zvládnutí předchozí jednodušší motorické situace. Děje se

tak pravděpodobně metodou pokusu a omylu se schopností uložení úspěšného řešení pro další použití (tvorba a fixace pohybových programů). Opakováním se snižuje variabilita v řetězci a vytvářejí se více či méně trvalé funkční synergie. Každý konkrétní pohybový program – jak vyplývá z dříve uvedeného – neobsahuje jen informace o timingu svalů fázicky činných, ale podstatnou součástí jsou informace o aktivitě fixujících, posturálně fungujících svalů. Posturální svalový tonus tedy v tomto smyslu není doprovodem („stínem“) teleologicky zaměřeného pohybu, ale jeho integrální součástí, lépe řečeno předpokladem.

Postup „obohacování“ pohybových projevů od zvládnutých velmi jednoduchých (např. vytvoření opory těla, napřímení osového orgánu, přenos zatížení z jedné části těla na druhou apod.) k složitějším (cílený úchop, bipední lokomoce aj.) popisuje vývojová kineziologie. Zkusme se na tento proces podívat z hlediska aktivity v biomechanických řetězcích těla.

Novorozенец je schopen pohybu končetin v zásadě v otevřených řetězcích (holokinetické stadium) s fixací méně pohyblivé části řetězce –

trupu – pasivně gravitací<sup>1</sup>. Na segmenty dítěte v postnatálním období působí jako zásadní faktor tíhová síla. Tělo dítěte v tíhovém poli kontaktuje s podložkou v celé řadě bodů, z nichž některé díky anatomickým poměrům lze využít jako místa opory. Mezi těmito oblastmi (místy, kde působí tíhová síla a s ní spojené třecí a tlakové síly, reakční síly apod. a kde současně může působit síla svalů) vznikly podmínky pro CKC aktivity. Tak jak CNS poznává možnosti uzavírajících se řetězců, se kterými je organismus náhodně konfrontován v rámci své spontánní motorické produkce, vytváří se selektivně ovládaný tonus svalstva s koordinovanou koaktivitou antagonistů a spolu s tím schopnost využít punctum fixum a mobile v lokomočním režimu (Vojtův lokomoční princip). CNS, který tento proces zvládne, vybírá vlastně optimální variantu zapojení svalů v pohybu, jež vede k cíli, a to z těch, které jsou dány anatomickými předpoklady v konkrétním řetězci a zároveň si tak otevírá další pohybové možnosti komplexnějších pohybových řetězců při antigravitačním vzpřimování. Nedílnou součástí procesu „testování“ činnosti v CKC je i propriocepce (mechanocepce) změn, jež nastávají v celém tomto řetězci i v místě opory, které bychom zjednodušeně mohli nazvat „lokalizace těžiště v těle“. Umístění aktuálního těžiště (a z něho vyplývající aktuální punctum fixum) lze totiž vnímat jen na základě silových projevů v místech opory. Tak se tento děj stává součástí vytváření vědomí tělesného schématu, svázaného s vědomou motorikou. Po zvládnutí aktivit v CKC, které vedly k vytvoření posturálních předpokladů všech dalších motorických činností, se uplatní pohyby v OKC, nyní ovšem již teleologicky zaměřitelné. Jsou to takové pohyby, kdy celý řetězec je cíleně stabilizován vyjma jednoho nebo několika

<sup>1</sup>Některé motorické projevy, jako je primitivní chůzový automatismus, kde můžeme pozorovat pravidelný opakovaný souhyb (jako je tomu u CKC) reflexního charakteru v několika segmentech, vyžadují určitou pasivní fixaci a jedním ze spekulativních vysvětlení může být připravení těchto pohybů v rámci uzavřených řetězců existujících v interauterinním prostředí. Autořovi tohoto článku se zdá toto vysvětlení pravděpodobnější než vrozené předprogramování, tj. jakési fixní zakódování v lidském genotypu, i když pro ně nemá evidentní oporu v výzkumu. Ohraničený intrauterinní prostor s kontaktem segmentů plodu o stěnu dělohy, a tedy s možností různých fixací a opor, byť v prostředí vody, ovšem logicky nabízí vysvětlení na stejném principu, jak je tomu po narození.

Podobně u aplikace Vojtovy metody stimulace lze určitou atitudou, navozenou pasivně fyzioterapeutem, umožnit funkční svalovou souhru, které na daném stupni vývoje dítěte ještě není spontánně schopno.

málo kloubů, ve kterých se pohyb odehrává. Součástí vyspělé motoriky je pak schopnost nastavovat konfiguraci řetězců tak, aby mohly být využívány ad hoc jako otevřené i uzavřené a jedny přecházet v druhé podle potřeby organismu.

Selhávající CNS kvůli nedostupnosti optimálního pohybového programu využívá náhradní variantu z výběru možných a tato náhradní neoptimální varianta, byť může alespoň částečně saturovat potřebu jedince, více či méně další pohybové možnosti zhoršuje, případně vede do slepé uličky zastavení pohybového rozvoje. I taková neoptimální cesta se, bohužel, fixuje, přináší-li to organismu alespoň minimální či relativní dočasnou výhodu oproti její absenci, a bez cílené terapie, která musí být zásadním zásahem do tvorby – přesněji řečeno nabídky a výběru – pohybového modelu, lze jen s velmi malou pravděpodobností očekávat spontánní zlepšení, a to tím méně, čím se náhradní pohybové programy více fixují.

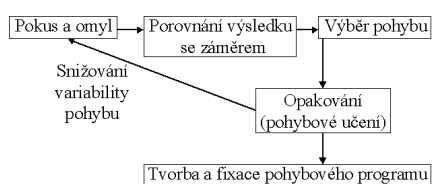
K tvorbě náhradních, a proto zpravidla neplnohodnotných pohybových programů, vede pochopitelně i vrozená či získaná strukturální patologie pohybového systému.

### **Uvedené chápání ontogeneze motoriky má další důsledky:**

Role vrozených pohybových programů je tímto pojetím omezena na několik málo životně nezbytných, souvisejících se zachováním životních funkcí – dýcháním, sáním, polykáním<sup>2</sup>. Vše ostatní, celý vývoj lokomoce a odvozených aktivit, programové předpřipravení pravděpodobně nepotřebuje: zájem jakéhokoli druhu vyvolá zprvu nespecifickou „hyperkinezu“, během níž dříve nebo později dojde k funkčně provázanému

<sup>2</sup>Velmi důležitým a zajímavým problémem v této oblasti je úloha bránice: jako sval zajišťující ventilaci od prvních okamžiků života musí mít nepochybně předprogramovanou svou činnost, kterou zjednodušeně můžeme chápat jako agonistický výkon ve smyslu zvětšení/zmenšení hrudní dutiny. Jako kardinální posturální sval ovšem kooperuje s celou řadou dalších svalů trupu a tento agonisticko-antagonistický vztah se vyvíjí v kontextu procesu vývoje ostatní motoriky. V prvním případě je chápána funkce bránice – tedy posun centrum tendineum kaudálně a kraniálně – jako pohybový výkon o jednom stupni volnosti, v druhém případě zvažujeme možnost nastavení úponů bránice různým postavením žeber, útroby zprostředkovanou spoluprací s činností břišního a pánevního svalstva, nastavením segmentů páteře axiálním autochtonním svalstvem apod., a dostáváme se do vztahu uzavřeného pohybového řetězce (pohybové smyčky) s vysokým celkovým stupněm volnosti, a tedy s možností celé řady pohybových strategií dýchání (3) od více či méně fyziologických až po vysloveně patologické.

pohybu segmentů v CKC mezi dvěma či více oporami. Posturální a lokomoční efekt, který je tomtu řetězci vlastní, je posouzen funkcemi CNS z hlediska vztahu k aktuálnímu zájmu, a je-li v souladu s ním, je vyhodnocen jako potenciálně použitelný. Opakuje-li se podobná situace a je-li stejným pohybem úspěšně vyřešena, program se fixuje pro další použití, případně se časem koriguje, zdokonaluje (odstraní se nadbytečné, nepotřebné aktivace); byla zkrátka nalezena cesta, kterou se bude organismus za podobných podmínek ubírat. V opačném případě je pohyb eliminován. Napříště po identifikaci objektu zájmu je již automaticky volen pohybový program, který se osvědčil. Nerodíme se tedy zřejmě s výbavou „humánních“ motorických programů, ale s velmi podobnými morfologickými tělesnými strukturami, které předurčují „lidskou“ motoriku, způsob uspokojení zájmu za řízení „lidského“ CNS, který má k dispozici adekvátní funkce komparace, selekce a fixace programů (graf 1) a je schopen anticipovat jejich použití.



**Graf 1.** Schéma procesu vytváření pohybového programu.

Vyspělé, cílené pohyby v OKC jsou tedy derivátem CKC: i když jde o pohyb v jediném kloubu, ostatní jsou tímž pohybovým programem stabilizovány a tak i když se segmenty nepohybují, jsou součástí motorického plánu. Pohyby jsou účelně realizovány tehdy, když je nejprve aktivitou CKC vytvořeno punctum fixum pro pohyb. Vezmeme-li v úvahu, že fixace puncta fixa k okolí je běžně zajištěna tíhovou silou, znamená to vzájemně pevně spojit svalovou činností (tonusem) dostatečný počet tělních segmentů, aby jejich celková hmotnost byla větší než hmotnost segmentu (segmentů), který vystupuje jako punctum mobile. Příklady uvedené dříve ukazují, že zpravidla jde o fixaci trupu a případně stojné končetiny (končetin) vůči pohybující se končetině/části končetiny. Z nich vyplývá zásadní význam axiálního orgánu v motorice jedince.

Pokud má dojít k pohybu terminálního segmentu v OKC, je situace jasná. V případě pohybu v proximálnějších kloubech, dojde i k fixaci všech segmentů distálně od tohoto kloubu. Otevřený řetězec tedy v obou případech vlastně není řetězcem, ale kinematickým párem, kde jeden článek sestávající z několika navzájem zpevněných anatomických segmentů se pohybuje vůči druhému

s podobnou úpravou, který je fixován svou hmotností k podložce. Takto nahlížený OKC se pak blíží Steindlerovu pojetí CKC.

## OKC VERSUS CKC V REEDUKACI POHYBU PO TRAUMATECH DOLNÍCH KONČETIN

Uvedená teoretická východiska mají dopad na úvahy a rozhodování ve fyzioterapeutické praxi. Jako prototyp může sloužit problematika rehabilitace měkkého kolena.

V současné době jsme svědky poměrně rozsáhlé diskuse o volbě cvičení v OKC či CKC při kinezioterapii poškození pohybového segmentu. Obecně se soudí, že cvičení v CKC, příkladem kterého jsou dřepy a podobné výkony (weight-bearing exercise), je vhodné jako hlavní typ cvičení pro rehabilitaci po úrazech či operacích na dolních končetinách. Názor je opřen o to, že dolní končetiny jako orgán lokomoce fungují v zátěži převážně v rámci CKC. To je jisté racionální a využití kokontrakční aktivity svalstva se uplatňuje v stabilizaci nosných kloubů. Fáze letová, s odlehčením končetiny, je výkon v OKC<sup>3</sup>, proto je terapeutický program doplněn i prvky cvičení v tomto režimu.

Jako příklad uvažování v dimenzích OKC a CKC může sloužit kinezioterapie po poškození předního zkříženého vazy kolena a zejména po jeho rekonstrukcích, kdy existuje velké množství odborné literatury na toto téma. Přestože starší články, vycházející z možnosti testování a cvičení na izokinetických přístrojích, poukazovaly na dobré výsledky kinezioterapeutických výkonů, které bychom mohli označit za cvičení v OKC, současný trend směřuje k cvičením v CKC a literárně je tento trend podpořen. Hlavním faktorem je snaha o redukci posunu tibie dopředu, který se popisuje u klasického posilování vastů na kladce a podobně. Někteří autoři (2) sice argumentují tím, že i tato cvičení lze provádět tak, aby k tomtu nežádoucímu a rizikovému ději ani v aktivitách typu OKC nemuselo dojít (způsob a lokalizace fixace na cvičebním zařízení, modifikace rychlosti cvičení apod.), přesto stříhové složky sil u tohoto typu cvičení jsou považovány za hlavní negativní faktor. Davies (1) dokonce považuje za hlavní rozdíl mezi aktivitami OKC a CKC to, že při OKC dochází k rotačním pohybům s podílem stříhové (smykové) složky v daném kloubu (rotary stress pattern), zatímco CKC jsou charakteristické převážně axiálním tlakem v kloubu

<sup>3</sup>Poměr doby trvání charakteru CKC ku OKC je udáván 65:35 při normální chůzi, v běhu komponenta zavřeného řetězce klesá (při sprintu až na 10 %).

(linear stress pattern), což právě v případě kolena hraje podstatnou roli.

Stabilizační efekt cvičení v CKC a jeho přínos pro reedukaci je ve světle výše uvedených faktů jasný. Přesto v rehabilitačním programu má výcvik aktivit v OKC smysl zejména u těch pacientů, u kterých lze očekávat větší a náročnější (sportovní, profesní) zátěž. Zdá se, že rizikovým faktorem je přechod OKC v CKC (viz dříve uvedený příklad práce s kladívkem). Vezmeme-li si opět Steindlerovu definici, jde o okamžik, ve kterém se řetězec právě setkává s nezanedbatelnou vnější silou. Pokud tato síla (a to zejména právě její tangenciální složka) není adekvátně vyvážena další silou (stabilizujícími svaly), dochází k traumatu. Je to typické například pro distorze stojného kloubu při neočekávaném vynuceném došlápnutí na nedostatečně stabilizačně připravenou končetinu. K podobnému efektu ovšem může dojít při očekávání účinku vnější síly, která se nedostaví – například při promáchnutí u nevydařeného kopu do míče.

Přiměřenou kloubní stabilitu jako předpoklad efektivního pohybu lze tedy získat převážně v CKC. Vyjdeme-li z vývojového hlediska, jak bylo uvedeno výše, je fáze vytvoření posturálních synergií v CKC podmínkou pro další motorický rozvoj obecně, nikoli jen pro části těla sloužící převážně statickým funkcím. Z toho vyplývá, že zvládnutí cvičení v CKC je univerzálně nezbytné pro to, aby příslušný segment mohl být součástí fungujících i otevřených řetězců. Tedy zahájit program kinezioterapie například v opoře, s therabandy, v Sling-Exercise-Therapy konceptu (cvičení v závěsu typu TherapiMaster) či s využitím jiných aktivit v CKC režimu je tak stejně racionální i pro horní končetinu, kterou jsme zvyklí chápat spíše jako orgán dynamiky než statiky. Jinými slovy – cvičení bez zvládnuté statické a dynamické stabilizace kloubů jakékoliv části těla (ve vývojovém směru od osového orgánu před pletence po periferii končetin) bude přinejmenším málo efektivní, ne-li vysloveně rizikové.

Uvedený princip platí všeobecně, tedy nejen pro reedukaci patologické motoriky, ale i pro sportovní trénink či výcvik pracovní dovednosti za fyziologických pohybových předpokladů („umět se postavit k práci“).

### **SYNTETICKÉ KINEZIOTERAPEUTICKÉ METODY Z POHLEDU KONCEPTU AKTIVITY V BIOMECHANICKÝCH ŘETĚZCÍCH**

Zbývá zamyslet se nad tím, které ucelené kinezioterapeutické postupy v sobě nesou prvky CKC, je-li efektivní v programu reedukace pohy-

bu používat. Některé již byly uvedeny a u jiných je to evidentní. Méně běžně si uvědomujeme, že prvky CKC v sobě obsahují techniky jako proprioceptivní neuromuskulární facilitace, reflexní lokomoce či senzomotorická stimulace.

Při aktivním cvičení v diagonále technikou PNF je použito pohybu, který je přiměřeně odpořovaný na svém terminálním efektorovém článku. Podle toho, jak je odpor terapeutem veden (terapeut může neustále měnit intenzitu, místo působení i směr vektoru síly odporu), provádí se výběr z potenciálních variant pohybů řetězce segmentů končetiny (timing) s možnostmi facilitovat kontrakce příslušných svalů v určité jeho části (timing for emphasis). Za podstatný faktor terapeutického působení lze považovat následující fakt: fixace proximálního konce řetězce ošetřované končetiny v klasickém provedení PNF je dána tíhovou silou ležícího trupu spolu se zbývajícími, necvičenými částmi těla. Distální konec končetiny je uchopen (specifickým hmatem, který dovoluje co nejvíce využít mobilitu řetězce) terapeutem tak, že řetězec vlastně pokračuje segmenty jeho vlastních horních končetin, trupu a dolních končetin a zde je fixován k podložce tíhovou silou jeho těla. Můžeme si tedy tento uzavřený kinetický řetězec představit tak, že jednu větev tvoří ošetřovaná končetina pacienta, druhou část tělo terapeuta. Podle výše uvedených principů akce v CKC jsou pohybu segmentů v jisté funkční závislosti, a pokud má terapeut představu optimální varianty pohybu, který chce facilitovat, může jej ovládnutím tuhosti svých tělesných segmentů u postiženého navodit. To přesně odpovídá mimo jiné tomu, že metodika výkonu PNF počítá se spoluprací prakticky celého těla terapeuta. Tento řetězec, pokud je „dostatečně“ uzavřen, je navíc jako celek do jisté vysoké míry terapeutem proprioceptivně kontrolován. Minimálně je to kontrola efektoru pacientovy části, ale lze využít i informace o tonu a pohybu jednotlivých jeho proximálnějších segmentů. Tak je na základě terapeutovy zdravé propriocepce cíleně vědomě i intuitivně nabídnuta varianta pohybu, od které je očekáván (a praxí potvrzen) terapeutický efekt. U variant techniky, které jsou zaměřeny na pletence a trup, se vlastně provádí totéž s rozšířením a rozvětvením pohybových řetězců.

Principiálně stejného mechanismu je ovšem využito i u technik odvozených z PNF, jako je například postizometrická relaxace: přestože se tato technika považuje za segmentální výkon, nelze pochybovat o tom, že v izometrické fázi jde o aktivaci svalstva v jistém aktuálním řetězci, jehož je ošetřovaný sval součástí. Výrazem snahy po co nejcílenějším zaměření efektu na konkrétní lokálně zjištěná dysfunkční vlákna svalu (trigger point) je co nejpreciznější fixace jednoho

z anatomických partnerů ošetřovaného funkčního segmentu tak, abychom ostatní svaly v řetězci co nejvíce vyřadili ze hry a mohli tak využít segmentálních neurofyzilogických vztahů post-facilitačního útlumu. O tom, že ovšem eliminace plurisegmentální ko-aktivace svalů daného řetězce není úplná, ba dokonce že ji můžeme efektivně terapeuticky využít, svědčí například nastavení polohy celého těla do atitud známých z reflexní lokomoce před výkonem postizometrické relaxace či pozorování vzdáleného (kontralaterálního) efektu PIR (4).

Rovněž terapie v systému reflexní lokomoce je z uvedeného pohledu opět záležitostí pohybu v CKC, v tomto případě s lokomočním nábojem. Řetězce jsou uzavřeny mezi body opory, kterými jsou vybrané části trupu i končetin. Tím, že je nastavena výchozí terapeutická poloha, vytváří se jednak specifická proprioceptivní situace, jednak se ovlivňují stupně volnosti příslušných segmentů. Tím je určeno, jaká konkrétní svalová souhra v řetězci bude facilitována tlakovou stimulací, která má opět přiměřenou intenzitu, lokalitu (stimulační neboli spouštěcí zóny) a hlavně vektor. Tento stav přednastavení pro konkrétní svalové souhry (které jsou vybírány na základě hluboké znalosti jednak vývoje motoriky, jednak vyhodnocení aktuálně dostupných a naopak insuficientních modelů pohybu) nazýváme atitudou. Pro kinetické řetězce, které v případě reflexní lokomoce mají jasně globální charakter, mají určující řídicí význam segmenty osového orgánu. Chovají se totiž jako společný rám biokinematických smyček, které jsou momentálně uzavřeny mezi místy opory, i řetězců, které jsou ve stejném okamžiku otevřeny.

Charakter cvičení v CKC ve smyslu weight-bearing exercise bez lokomočního významu, zato s vystupňovaným prvkem stabilizačních a balančních funkcí, má metoda senzomotorické stimulace. Pacient je uváděn do labilních situací, kde pohybové programy muskulatury, pracující

převážně posturálně v CKC, musejí zajistit současné nároky na antigravitační zpevnění nosných kloubů a páteře na jedné straně a korekční souhyby při udržování rovnováhy na straně druhé. Aktuálně zapojované řetězce se pochopitelně liší podle charakteru cvičení – ve stoji, sedu, na všech čtyřech, na míči. Jde také o rychlost (zvyšuje se tréninkem), s jakou se přiměřená koordinovaná aktivita v uzavřeném řetězci projeví, jak může být účelný pohyb anticipován, co neefektivněji využít apod. v zájmu připravenosti organismu odolávat účinku zevních sil.

Je zřejmé, že předložený koncept představuje zjednodušený, modelový pohled na problematiku motoriky. Vyplývá z něj ovšem nutnost **současně** zvažovat celou řadu faktorů – od biomechanicky chápaných vztahů opory, těžiště, fixace, silových působení až k vztahům řízení a kontroly motoriky, včetně biologického významu těchto dějů. Studium vzájemných funkčních vztahů v pohybových řetězcích, jehož některé směry byly v uvedených dvou člancích nastíněny, může být podle autora jednou z cest hlubšího pochopení těchto složitých dějů.

## LITERATURA

1. DAVIES, G. J.: The need for critical thinking in rehabilitation. *Journal of Sport Rehabilitation*, 1, 1995.
2. MILLER, A. C.: A review of open and closed kinetic chain exercise following anterior cruciate ligament reconstruction. *Sports Coach*. <http://www.brianmac.demon.co.uk/index.htm>.
3. VÉLE, F.: *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha, Grada Publishing, 1997.
4. VODIČKOVÁ M., DVOŘÁK R.: Srovnání efektu aplikace metod postizometrické relaxace a excentrické dekontrakce na ischiokrurálním svalstvu. *Rehab. fyz. Léč.*, 4, 1997.

MUDr. Radmil Dvořák  
FTK UP  
tř. Míru 115  
771 11 Olomouc  
e-mail: [dvorak@ftknw.upol.cz](mailto:dvorak@ftknw.upol.cz)

# VLIV AFERENCE NA ZMĚNU VÝBAVNOSTI NEUROLOGICKÝCH PŘÍZNAKŮ U PACIENTŮ S RADIKULÁRNÍ SYMPTOMATOLOGIÍ

Véle F., Charalampidis P., Rychlý Z.

Fakulta tělesné výchovy a sportu UK, katedra fyzioterapie, Praha,  
vedoucí katedry PaedDr. D. Pavlů, CSc.

## SOUHRN

Radikulární syndromy v dolních segmentech bederní páteře představují velmi častý diagnostický a léčebný problém. Mechanické působení výhřezu nemusí však vždy odpovídat klinické symptomatologii. Cílem této práce je zhodnotit u nemocných s prokázanou radikulární symptomatologií S1 vliv aference ze svalového spoušťového bodu na průběh H-reflexu považovaného za ekvivalent napínicích šlachových reflexů L4-S2. Statistické zpracování získaných hodnot T-testem pro párové hodnoty závislých výběrů ukázalo, že terapeutické ovlivnění myofasciálního triggerpointu v m. popliteus zvýšilo signifikantně amplitudu H-reflexu ( $p < 0,05$ ). Tento výsledek nasvědčuje tomu, že na snížení amplitudy H-reflexu se podílí nejen poškození nervových drah, ale i aference z latentního spoušťového bodu. Pro hodnocení podílu aference na výbavnost neurologických nálezů má neinvazivní vyšetření H-reflexu značný diagnostický význam.

**Klíčová slova:** H-reflex, myofasciální TrP, radikulární syndrom S1, aference

## SUMMARY

Véle F., Charalampidis P., Rychlý Z.: Influence of Afferent Inputs on the Neurological Signs in Patients with Radicular Symptomatology

Radicular syndromes in a lower segment of lumbar spine represent an extensive diagnostic and therapeutic problem. Many times mechanic influence of disc lesion does not correspond to clinical symptomatology. Aim of this study is to demonstrate, in a patient with S1 radicular symptomatology, the influence of afferent inputs from myofascial trigger point (TrP) on the course of H-reflex. This reflex is considered as an equivalent of tendon stretch L4-S2 reflex. The results, which were statistically analysed by t-test, report significantly higher difference in the amplitude of H-reflex ( $p < 0.05$ ) after the therapy of myofascial TrP in m. popliteus. This result shows that the decreased value of amplitude ratio of H-reflex is caused not only by the damage of neural circuits but also by the afferent inputs of latent TrP. The H-reflex is of great importance as noninvasive diagnostic tool for the quotient assessment of afferent inputs on the neurological signs.

**Key words:** H-reflex, myofascial TrP, S1 radicular syndrome, afferent inputs

*Rehab. fyz. Lék., 12, 2005, No. 1, p. 23–26.*

## ÚVOD

Radikulární syndromy v dolních segmentech bederní páteře představují velmi častý diagnostický a léčebný problém a mohou být i natolik závažné, že vyžadují operační řešení. Mechanické působení výhřezu nemusí však vždy odpovídat klinické symptomatologii. I přes zobrazení prokázaný výhřez meziobratlové ploténky u mnoha jedinců bývá tento nález asymptomatický. Fyzikální vyšetření je zaměřeno na neurologické příznaky, kde hodnotíme poruchy motorických a senzorických funkcí, včetně reflexů (1, 2).

V této studii chceme poukázat na přímou vazbu mezi změnou excitability motoneuronů a výbavností reflexů u radikulární léze S1 a zhodnotit podíl inhibice na vzniklé poruše reflexu testováním vlivu aference z latentního spoušťového bodu na amplitudu H-reflexu.

H-reflex je ekvivalentem šlachového napínicího reflexu, kdy se však místo neurologického kladívka pro vyvolání reflexu používá elektrického stimulu aplikovaného přímo na nerv zásobující příslušný sval. Tento reflex užívá stejných neurálních okruhů, ale protože obchází vřetenkový aparát, je jeho latence o 2–3 ms kratší než me-

chanicky vyvolaná odpověď. Amplituda H-reflexu se obecně považuje za ukazatele excitability spinálních motoneuronů (3, 4, 5, 6).

## MATERIÁL A METODIKA

Do této studie byla zařazena skupina 16 pacientů (10 mužů a 6 žen) ve věku od 25 do 60 let, kteří byli hospitalizováni na neurologickém oddělení Ústřední vojenské nemocnice s diagnózou chronický vertebrogenní algický syndrom s radikulární symptomatologií S1. U těchto pacientů byla vyloučena jiná onemocnění (např. tumory, neuropatie, DM) i nadměrné až hyperpatické psychické nastavení podle Waddella (7). Symptomatologie pacientů vybraných do studie zobrazuje tab. 1.

Tab. 1. Symptomatologie pacientů vybraných do studie.

Trvání obtíží (v měs.)	Deficit senzitivní	Deficit motorický	Porucha reflexu L5-S2	Pozitivní Braggard	TrP m. popliteus	CT
1) 12	*	**	homo	ano	homo	**
2) 10	**	***	bilat	ano	bilat	***
3) 16	*	*	homo	ano	bilat	**
4) 21	**	*	homo	ano	bilat	**
5) 15	*	*	homo	ano	bilat	*
6) 6		*	bilat	ano	bilat	*
7) 8		*	homo	ano	bilat	*
8) 7	*		bilat	ano	bilat	*
9) 14	*	*	homo	ano	bilat	*
10) 19	*	**	homo	ano	bilat	**
11) 14		**	homo	ano	homo	*
12) 17	**		bilat	ano	bilat	*
13) 11		*	homo	ano	bilat	*
14) 8	*	*	homo	ano	bilat	**
15) 15	*	*	bilat	ano	bilat	*
16) 9	*	*	homo	ano	bilat	*

(\*: jejich počet vyjadřuje závažnost nálezu)

**Snímání H-reflexu:** pro vyšetření H-reflexu byl použit EMG přístroj firmy Medtronic, typu Keypoint 4c. Snímané signály byly automaticky zpracovány a vyhodnocovány programovým systémem Keypoint software (version 3,02). Pacienti leželi na břiše a akra dolních končetin (DK) byla mimo vyšetřovací stůl. Během celého procesu byla hlava ve stejném středním postavení a horní končetiny (HK) podél těla. Vyšetřované osoby byly instruovány k co největší svalové relaxaci a plynulému dýchání. Teplota vzduchu v místnosti byla v rozmezí 22–25 °C.

H-reflex jsme vyšetřovali u všech pacientů na obou DK, a to metodikou popsanou DeLisou (8).

Používali jsme pravoúhlé impulzy s trváním 0,5 ms v režimu stimulátoru „constant current“ a zesílení 500  $\mu$ V na jeden dílek s rychlostí posunu času 10 ms na jeden dílek. Hodnoty frekvenčních filtrů byly nastaveny na 10 kHz horní a 20 Hz dolní. Intenzita stimulu (submaximal stimulus) se zvyšovala postupně (od 2 nebo 5 mA a zvyšována po 2 nebo 5 mA) až bylo dosaženo maximální odpovědi amplitudy H-reflexu. Další zvyšování intenzity vedlo ke snižování amplitudy H-reflexu a nárůstu amplitudy M vlny.

**Průběh experimentu:** vyšetření začínalo na nepostížené DK ležícího pacienta, kde se opakovalo 3krát za sebou v intervalech 2 minut. Snímaný signál byl zpracován softwarem EMG přístroje a hodnota nejvyšší amplitudy H-reflexu byla uložena do paměti. Pro vyhodnocení a statistické účely jsme vždy zařazovali průměrnou hodnotu ze získaných tří největších amplitud. Pokračovali jsme na postižené DK, kde tento proces probíhal ve dvou fázích, které byly mezi sebou odděleny inhibicí spouštěvého bodu (TrP) v m. popliteus, aniž by však pacient měnil polohu a aniž by mu byly odstraněny snímací elektrody. Pasivně byl flektován kolenní kloub a v této poloze byl vypalčován bolestivý bod (TrP) v m. popliteus, který byl působením manuální terapie odstraněn (lehký tlak na TrP, až zatvrdlý bod pod prstem změknu). Po ošetření myofasciálního TrP se postižená DK opět pasivně extendovala (minimální úhlovou rychlostí) a položila na lůžko.

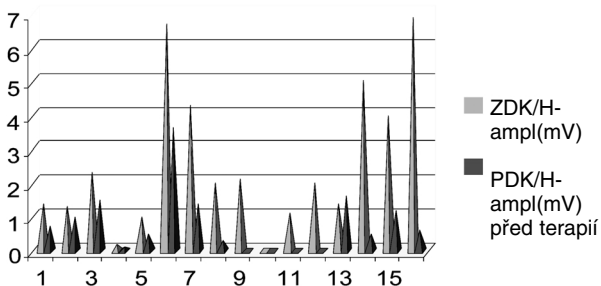
**Statistické zpracování dat:** bylo provedeno T-testem pro párové hodnoty závislých výběrů. Tímto testem jsme si ověřili rozdíly výsledků získaných opakovaným měřením u téhož vybraného souboru (které bylo provedeno s malým časovým odstupem) a určili tak jejich statistickou hladinu významnosti (significance level).

## VÝSLEDKY

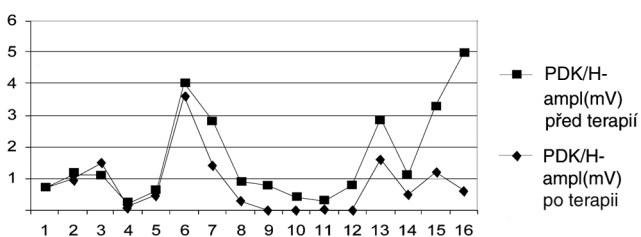
Na asymptomatické DK byl H-reflex výbavný u 15 ze 16 vyšetřených pacientů, pouze tedy v jednom případě nepostížená DK vykazovala patologické hodnoty. Na postižené DK nebyl H-reflex výbavný u 4 pacientů (výbavnost u 12 z 16), ale i hodnoty jeho amplitudy, které nebyly nulové, byly mnohonásobně nižší než na straně zdravé. U 4 pacientů nebyl zaznamenán stranový rozdíl amplitud o více než 50 %. Všechny tyto hodnoty byly zpracovány a statistická hladina významnosti mezistranového rozdílu amplitud H-reflexu se prokázala být signifikantní v neprospekch postižené DK z odchylkou  $p < 0,01$  (graf 1).

Na postižené DK po provedené terapii TrP v m. popliteus se podařilo vybavit H-reflex

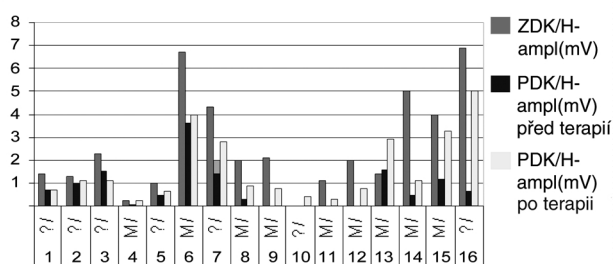




**Graf 1.** Mezistranové rozdíly amplitud H-reflexu u zdravé (ZDK) a postižené (PDK) končetině.



**Graf 2.** Výsledky snímání amplitud H-reflexu před terapií a jejich změna po terapii na postižené DK (PDK).



**Graf 3.** Výsledky měření H-reflexu u 16 pacientů s radikulární symptomatologií S1. ZDK: zdravá končetina, PDK: postižená dolní končetina.

u všech 16 jedinců, a to i u těch, u kterých nebyl výbavný v první fázi měření. U deseti pacientů se amplituda zvýšila o více než 50 %, u pěti zůstala beze změn a u jednoho se naopak snížila (graf 2). Statistická významnost rozdílů ve smyslu signifikantně větší odpovědi amplitud po terapii byla zjištěna s odchylkou  $p < 0,05$ .

Mnohonásobné opakované snímání také ukázalo, že zlepšení výbavnosti amplitudy H-reflexu na končetině postižené nebylo závislé na stimulaci, která byla potřebná pro vybavení H-reflexu. Signifikantní změna parametrů byla zaznamenána jen po terapii v m. popliteus (graf 3).

Vzhledem k prokázaným statisticky signifikantním rozdílům by vliv farmakologické léčby, kterou pacienti podstupovali a která byla pro všechny stejná, neměl být rozhodující ani pro zjištěný mezistranový rozdíl amplitud H-reflexu ani pro změnu, která nastala po terapii (tab. 2).

**Tab. 2.** Přehled údajů pacientů a jejich výsledky ze snímání amplitudy H-reflexu.

ID počet	Pohlaví	ZDK/H-ampl (mV)	PDK/H-ampl (mV) před terapií	PDK/H-ampl (mV) po terapii	Věk
1	Ž	1,4	0,7	0,7	48
2	Ž	1,3	1	1,1	54
3	Ž	2,3	1,5	1,1	48
4	M	0,2	0,1	0,2	60
5	Ž	1	0,5	0,6	41
6	M	6,7	3,6	4	32
7	Ž	4,3	1,4	2,8	25
8	M	2	0,3	0,9	40
9	M	2,1	0	0,8	42
10	Ž	0	0	0,4	42
11	M	1,1	0	0,3	54
12	M	2	0	0,8	26
13	M	1,4	1,6	2,9	50
14	M	5	0,5	1,1	36
15	M	4	1,2	3,3	49
16	Ž	6,9	0,6	5	48

## DISKUSE

Výsledky naší studie ukazují, že v 63 % případů lze léčbou pouze jednoho svalového spouštěvého bodu v m. popliteus ovlivnit průběh H-reflexu, a tedy i výbavnost myotatických reflexů u pacientů s kořenovým syndromem S1 (graf 2). Tento nárůst amplitudy H-reflexu může být interpretován jako zvýšení excitability alfa motoneuronů m. triceps surae a jeho příslušnému motoneuronovému poolu (9, 10, 11).

Aference z latentního spouštěvého bodu hraje významnou roli při nastavení excitability spinálních motoneuronů, na kterých následně závisí kvalita svalového stahu (resp. i kvalita reflexní odpovědi). Terapií TrP se dá tato patologická aference upravit. Tato změna proprioceptivní aference následně moduluje i motoneuronovou excitabilitu. Posouzení tohoto faktoru při získávání neurologických příznaků však zůstává zcela v pozadí, což může mít pro pacienta negativní důsledky, protože tyto tzv. funkčně-reverzibilní poruchy mohou často překrývat závažnost nálezu a na druhé straně by mohly také vystupovat jako hlavní příčina neurologického nálezu.

Je známo, že excitabilita motoneuronů ( $\alpha$ ,  $\gamma$ ) se řídí podle nastavení motoneuronového poolu, který je lokalizován v předních míšních rozích a do kterého přicházejí aferentní signály z různých pramenů, a nejenom proprioceptivní z periferie, ale také z vyšších řídicích center (higher centers drives) jako z limbického systému, cerebella a formatio reticularis (12, 13, 14, 15).

Z výše uvedeného je zřejmé, že stejná situace nastává při klinickém vyšetření napínacího šlachového reflexu. Tento monosynaptický reflex není tak jednoduchý, jak by se dalo očekávat z jeho složení, ale do jeho průběhu zasahují i struktury interneuronové sítě, řízené jak z vyšších center, tak z periferie. Synchronní výboj skupiny motoneuronů provázený záškubem svalu je tedy mimo jiné velmi závislý i na druhu proprioceptivní aference vysílané ze svalových vláken (15, 16).

Proto by změny nacházející se v selektivních částech svalů a doprovázející kořenové syndromy měly být zavzaty do funkčního vyšetření. Jejich vliv na projevující se symptomatologii by měl být přednostně diferenciatně diagnostikován, aby nedocházelo ke zkreslení neurologického nálezu.

### ZÁVĚR

Patologie struktury, která vzniká u radikulárního syndromu S1, nemusí znamenat ještě vznik symptomatologie tohoto postižení. Záleží na schopnosti kompenzace organismu na tuto nově vzniklou patologickou pluralitní aferenci. Adaptační změny, které vycházejí z tohoto patologického stavu a většinou vznikají v rámci svalu jako ochranné funkce, jsou často podceňovány a zůstávají v pozadí při diferenciatně diagnostickém posuzování závažnosti stavu pacienta. Je nutno tyto změny, které mohou vznikat ve všech měkkých tkáních, diagnostikovat a posoudit, neboť mohou často překrývat závažnost nálezu. Uvědomíme-li si aferenci pocházející z takto pluralitního aferentního komplexu, je nutno počítat s tím, že eferentní výstup těchto změn může vystupovat i jako hlavní příčina vzniku neurologického nálezu.

Vyšetření H-reflexu vykazovalo zvlášť vysokou záchytnost patologických nálezů u radikulárního syndromu S1. Jeho amplitudová komponenta je velmi citlivý ukazatel stavu funkce reflexního oblouku, což se projevilo převážně při srovnání postižené a zdravé dolní končetiny (graf 1). Také jeho schopnost zaznamenat změnu excitability motoneuronového poolu m. triceps surae ho činí vysoce cenným diagnostickým neinvazivním nástrojem.

Výsledky této práce jen potvrzují názory o nutnosti sjednocení interdisciplinárního hlediska k diagnostice radikulárních lézí, neboť jeho

nerespektování znamená pro nemocného určité riziko jednostranného pohledu, které se může odrazit i v úspěšnosti řešení jeho obtíží.

### LITERATURA

1. DEYO, R., RAINVILLE, J., KENT, D.: What can the history and physical examination tell us about low-back pain? *Jama*, 268, 1992, s. 760–765.
2. ROBINSON, K., McCOMAS, A., BELANGER, A.: Control of soleus motoneuron excitability during muscle stretch in man. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 45, 1982, s. 699–704.
3. CIBULČÍK, F.: H reflex v diagnostice radikulopatie S1. *Neurol. Neurochir.*, 2002, 5, s. 291–296.
4. DELWAIDE, P., GRENN, P., FLERON, H.: Cutaneous nerve stimulation and motoneuronal excitability: I, soleus and tibialis anterior excitability after stimulation ipsilateral and contralateral sural nerve stimulation. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 44, 1981, s. 699–707.
5. HARDY, P. et al.: The effect of transcutaneous electrical stimulation on spinal motor neuron excitability in people without known neuromuscular diseases: the role of stimulus intensity and location. *Physical Therapy*, 82, 2002, s. 354–365.
6. KOCEJA, D., KAMEN, G.: Contralateral influences on triceps surae motoneuron excitability. *Electroencephalography and Clinical neurophysiology*, 85, 1992, s. 177–182.
7. WADDELL, G., et al.: Nonorganic physical signs in low-back pain. *Spine*, 5, 1980, 2, s. 117–125.
8. DeLISA, J. et al.: *Manual of nerve conduction velocity and clinical neurophysiology*. 3rd ed. London: Lippincott Williams & Wilkins, 1994, s. 168–180.
9. DISHMAN, D., CUNNINGHAM, B., BURKE, J.: Comparison of tibial nerve H-reflex excitability after cervical and lumbar spine manipulation. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25, 2002, s. 318–325.
10. FUNASE, K., MILES, T.: Observation on the variability of the H. reflex in human soleus muscle. *Nerve*, 1999, s. 341–346.
11. KUKULKA, C., et al.: Muscle pressure effects of motoneuron excitability. *Physical Therapy*, 60, 1987, s. 1720–1722.
12. BASMAJIAN, J., De LUCA, C.: *Muscle alive, their functions revealed by electromyography*. London Williams & Wilkins, 1985, s. 125–149.
13. BRUYNINCKX, F.: *Osobní sdělení*. Universitaire Ziekenhuizen Leuven, Belgie, 2002.
14. DISHMAN, D., BALL, K., BURKE, J.: Central motor excitability changes after spinal manipulation: A transcranial magnetic stimulation study. *J. Manipulative and Physiological Therapeutics*, 25, 2002, s. 1–9.
15. VĚLE, F.: *Přednášky z neurologického vyšetření ve fyzioterapii*. Praha, FTVS UK, 2003.
16. POCOCK, G., RICHARDS, CH.: *Human physiology the basis of medicine*. London., Oxford University Press, 1999, s. 150–168.

*Doc. MUDr. František Věle, CSc.  
FTVS UK  
J. Martího 31  
162 52 Praha 6*

# VLIV CYKLISTIKY NA POHYBOVOU SOUSTAVU

*Kračmar B.*

Klinika komplexní rehabilitace MONADA, Praha  
Fakulta tělesné výchovy a sportu UK, Praha

## SOUHRN

Jízda na kole je běžně využívána pro individuální rekreaci i v procesu rehabilitační léčby. Nacházíme však nesprávné držení v oblasti krční páteře. Další skutečností je to, že jízda na kole za účelem vysokého výkonu nemusí vždy optimálně zatěžovat pohybovou soustavu člověka. Pohyb dolních končetin nemusí vždy odpovídat lidským vrozeným pohybovým programům. Základem našeho přístupu je nalezení puncta fixa na sedle a řídítkách a puncta mobile distálně na pedálech. Dolní končetiny pracují jako generátor síly. Jízda na kole proto není přirozenou lidskou lokomocí. Při jízdě ve stoji nacházíme požadovanou vyšší aktivitu m. gluteus maximus.

**Klíčová slova:** jízda na kole, pohybová aktivita, rehabilitační léčba kloubů

## SUMMARY

Kračmar B.: Effect of Cycling on Locomotor System

Riding a bike is commonly used for individual recreation and during a rehabilitation treatment. However, we have found an incorrect posture in the area of cervical spine. Also cycling for the purpose of a high performance does not always have to put optimum load on locomotion organs of a human being. Movement of lower extremities does not have to correspond to the human congenital locomotor programme. The basis of our approach is to find puncta fixa on a bike saddle and handlebars and puncta mobile distally on pedals. Lower extremities work as a power generator. Therefore riding a bike is not a natural human locomotion. When riding in a standing position we have found a required higher activity of m. gluteus maximus.

**Key words:** riding a bicycle, locomotor activity, rehabilitation treatment of joints

*Rehab. fyz. Lék., 12, 2005, No. 1, p. 27–33.*

## ÚVOD

Jízda na kole je častou pohybovou aktivitou moderního civilizovaného člověka. Je využívána jako prostředek dopravy, pro rekreaci a pro dosahování vysokých výkonů. Stala se rovněž neoddělitelnou součástí rehabilitační léčby kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů. Obecné doporučení jízdy na kole však nemusí mít vždy pozitivní vliv na pohybovou soustavu člověka.

Vývojově kineziologický pohled nám odhaluje některá pozitiva i negativa cyklistiky, především pak rozpor mezi cyklistikou výkonnostní a jízdou na kole určenou pro rehabilitaci a osobní rekreaci. *Zmíněno je:*

1. Poloha cyklisty při sezení na kole nebo rotopedu:
  - a) poloha hlavy se zakřivením krční páteře,
  - b) poloha akrální části horní končetiny.
2. Charakter pohybu při pohonu kola, rotopedu

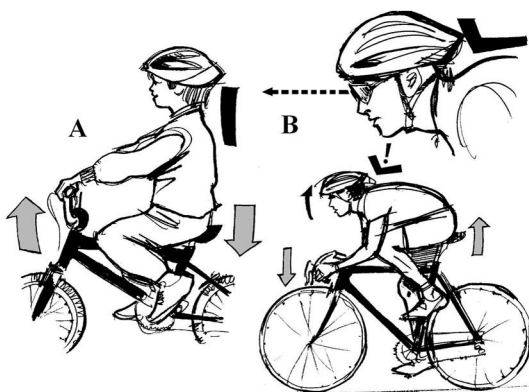
(formulovány jsou dvojice mezních situací):

- a) pohon radiální – pohon axiální,
- b) šlapání v sagitální rovině – abdukce a zevní rotace při flexi v kyčelním kloubu,
- c) šlapání vsedě – ve stoji.

### 1a) Poloha hlavy

Váha cyklisty spočívá na sedle a řídítkách. Svaly horní poloviny těla vykonávají fixační funkci v závislosti na aktuální lateralizaci práce dolních končetin. Páteř flektovaná ve všech pohybových segmentech tvoří oblouk.

Svaly v oblasti C – páteře se nacházejí v izometrické kontrakci, pohled směřuje vpřed. Snížená aerodynamická poloha při výkonnostní cyklistice s potřebou optické kontroly vyžaduje polohu hlavy zajišťovanou mm. sternocleidomastoidei, mm. scaleni. Záklon hlavy je v protikladu proti požadavku extenze osového orgánu (koaktivace m. longus colli a m. longus capitis s dorzál-

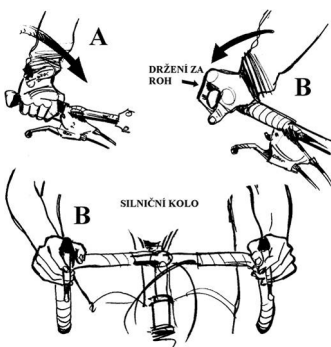


Obr. 1. Poloha hlavy.

ně uloženým m. semispinalis capitis et cervicis, splenius capitis et cervicis) a vede při dlouhodobém provádění vykonnostní cyklistiky ke změně struktury v oblasti C páteře. Můžeme ilustrovat dvě krajní polohy hlavy. Na obr. 1 vidíme fyziologickou polohu A, nevhodnou pro výkonostní cyklistiku svým velkým aerodynamickým odporem, který v cyklistice vytváří největší brzdící vektor ze všech brzdících komponent. Poloha B je aerodynamicky výhodná, při dlouhodobém držení však vyvolává patologii v oblasti C páteře a nelze ji proto doporučit ani pro rehabilitaci, ani pro dlouhodobé rekreační provádění. Zakřivení C páteře nutné pro pohled vpřed je ovlivněno nastavením výšky sedla, úchopu řídicích a flexí v Th a L páteři.

### 1b) Poloha ruky

Ramenní kloub je ve flexi. Poloha akirální části ovlivňuje kořenový kloub. Poloha humeru ve smyslu abdukce-addukce a vnitřní-zevní rotace závisí na úchopu řídicích. Současná jízdní kola (nejrozšířenější jsou horská a treková kola) mají většinou rovná řídicí. Držení rovných řídicích ovlivňuje postavení ramenního kloubu ve smyslu vnitřní rotace s abdukci – poloha A na obr. 2. Zevní rotace s addukcí je zajištěna držetím za nástavce řídicích (tzv. rohy), viz poloha B na obr. 2, u silničních kol potom shora úchopem za brzdové páčky. Výhodnou ergonomickou polohu měla



Obr. 2. Poloha ruky.

la dřívě řídicí tvaru „vlašťovky“. Loketní kloub se nachází ve flexi až mírné extenzi. Postavení zápěstí ve smyslu dorzální flexe + radiální dukce nebo pal-mární flexe + ul-nární dukce závisí na úchopu řídicích. Prsty jsou ve flexi.

Doporučená poloha vychází z vývojových hledisek: zevní rotace v ramenním kloubu s addukcí humeru, flexe v lokti, dorzální flexe a radiální dukce zápěstí, volná flexe prstů.

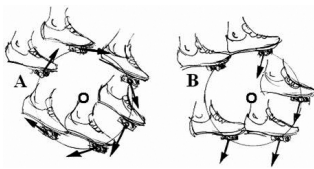
## 2. POHYB

Typicky lidsky druhová lokomoce je fylogeneticky podmíněná a v procesu pohybové ontogeneze rozvíjená. Pohybová ontogeneze probíhá v určitých mantinelech. Na lidsky obecných základech je budována individuální motorika jedince. V ohromné bohatosti variací lidské motoriky můžeme vystopovat určité pravidlo. Pohyb, především lokomoční, je snáze proveditelný, pokud se bude nacházet v ontogenezi definovaných mantinelech, koordinace pohybu má podobný průběh jako v ontogeneticky rozvíjených pohybových vzorech. Čím dále se od této „vývojové cesty“ pohybové stereotypy nacházejí, tím hůře se budou vytvářet a fixovat. Lokomoce na pevném zemském povrchu je od dob devonu charakterizována vytvořením místa opory pro přitažení a odraz. Toto distálně uložené punctum fixum nenalezneme ve vzduchu ani ve vodě. Nalezení puncta fixa na pevné zemi způsobilo fatální změnu ve způsobu lokomoce v období vývoje mezi lalokoploutvou rybou Eusthenopteron a primitivním obojživelníkem Ichtiostega. Generálním orgánem lokomoce byl do té doby osový orgán se svou především kaudální částí, ocasem, ploutve měly především funkci stabilizační a brzdící. Na pevné zemi je distálně uložené punctum fixum uchopeno akirální části končetiny, která se vyvinula z ploutve. Původně stabilizační orgán tak přebírá generální funkci lokomoční. Lokomoční charakter pohybu můžeme tedy charakterizovat jako pohyb těla živočicha (punctum mobile) přitažením, resp. odtlačení od pevné opory (puncta fixa). Vytvoření puncta fixa je přitom výsledkem pohybové ontogeneze jedince v podmínkách gravitace na pevné zemi. Punctum mobile proximální a punctum fixum distální jsou charakterizujícími skutečnostmi lokomoce na pevné zemi.

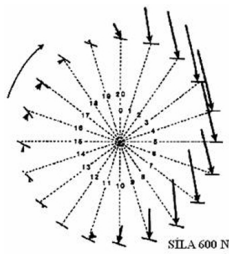
*Uložení puncta fixa v cyklistice:* punctum fixum nalézáme na sedle a na řídicích. Noha – punctum mobile – je nyní generátorem síly vytvářející fázi pohybu. Působení točivého pohybu vytváří pomocí mechanických převodů dopředný vektor nutný pro lokomoci cyklisty. Cyklista pro pohon kola neuzívá pohybových programů rozvíjených v průběhu motorické ontogeneze.

*Požadavky na efektivní pohon jízdního kola:*

Jízdní kolo není lokomočním orgánem člověka. Je to stroj, vytvořený na základě rozvoje technologií, který umožňuje pohyb na upraveném povrchu – asfalt, lesní cesty. Fylogeneze člověka



Obr. 3. Pohon radiální versus pohon axiální.



Obr. 4. Vektory pohonu převodníku.

v těchto umělých podmínkách neprobíhala. Jednalo se o úchop podložky nohou při chůzi naboso po přírodním podkladu.

Převody kola umožňují přenášet sílu z dolních končetin na kruhový pohyb převodníku. V lidské pohybové ontogenezi nenalézáme pohybový program, který by vytvářel „záběrový“ kruh nohou v sagitální rovině.

## 2a) Pohon radiální versus pohon axiální

Pro pohon kola je efektivní přenos síly na převodník tangenciálně. Obr. 3, pozice A, ukazuje mechanicky efektivní „cyklistický krok“, s aktivním snížením špičky chodidla (plantární flexe, čili extenze hlezna), který se blíží působení po tečně převodníku. Efektivně přenáší generovanou sílu dolními končetinami na převody kola. Vrcholoví závodníci v cyklistice každodenním tréninkem fixují nestabilní pohybový stereotyp dolních končetin, mající za úkol přenos síly na převodník kola tangenciálně. Na obr. 4 jsou diferencially znázorněny vektory pohonu převodníku závodním cyklistou. Pracovně jsme efektivní tangenciální pohon nazvali radiální krok.

*Kineziologický obsah pohybu pro efektivní pohon kola:* nachází-li se noha v horní úvratí, je kyčelní kloub v addukci a v flexi 80°–90°. Kolenní kloub je ve flexi přibližně 100° v těsné blízkosti rámu kola tak, aby jeho pohyb probíhal v sagitální rovině. Hlezenní kloub nacházíme v plantární flexi asi 10°. Svaly nožní klenby a plantární flexory prstů zajišťují přilnutí chodidla k pedálu. Tato funkce je závislá na kontaktu boty a pedálu – buď prostý kontakt nebo fixace pomocí klipsen nebo nášlapných pedálů.

Pro zjednodušení si můžeme optimální pracovní efekt dolní končetiny představit ve čtyřech směrech pohybu:

- tlak nohy dolů,
- posun vzad,
- tah vzhůru,
- posun vpřed.

*Tlak nohy dolů:* plantární flexory nohy – mm. gastrocnemii, m. soleus. Pedál tlačí vpřed vastus

medialis et lateralis – m. quadriceps femoris, postupně se přidávají extenzory kyčelního a kolenního kloubu – m. gluteus maximus, medius et minimus, semisvaly, m. biceps surae. Vektor síly směřuje stále více vzad, chodidlo se přibližuje téměř vertikále.

*Posun vzad:* pohyb nohy dolů a dozadu tvoří dorzální extenzory nohy. V nejnižším bodě dráhy chodidla je kolenní kloub v mírné extenzi, není uzamčen. Kyčelní kloub sice směřuje k extenzi, vzhledem k mechanickým poměrům sezení se do extenze nedostane nikdy (poloha sedla, flexe trupu a střed otáčení před osou pánve). Aktivita, především m. gluteus maximus, je tak výrazně omezena, protože nepracuje v celém pohybovém rozsahu.

*Tah vzhůru:* je závislý na použití nášlapných pedálů nebo klipsen. Kyčel směřuje do flexe prostřednictvím m. iliopsoas a m. rectus femoris, koleno flektuje prostřednictvím hemstringů. M. tibialis anterior a dorzální flexory nohy směřují chodidlo k horizontální poloze.

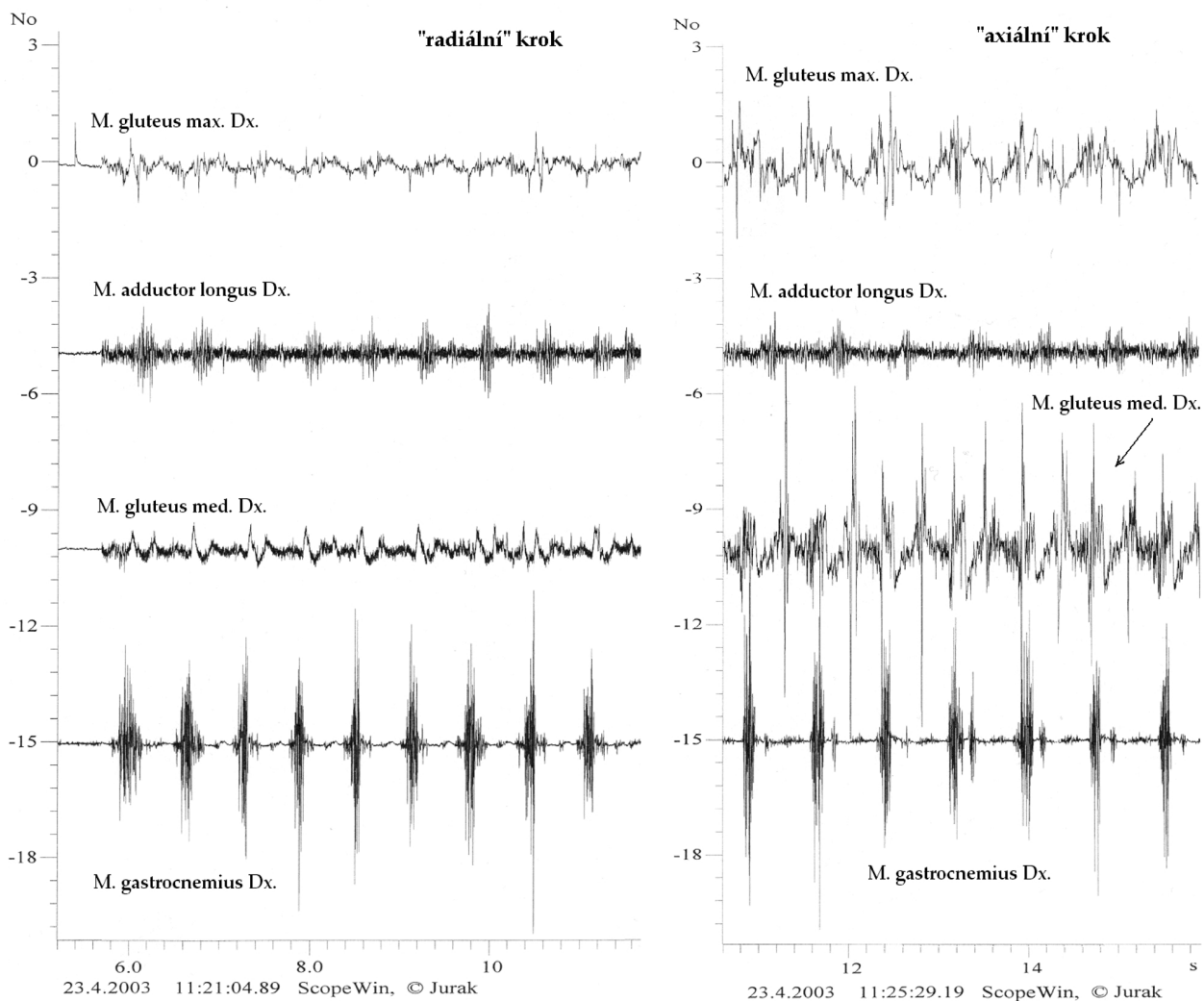
*Posun vpřed:* zajišťuje především m. quadriceps femoris s m. iliopsoas, svaly nohy.

U nezávodníků – obr. 3, pozice B – však spatřujeme působení hnacího vektoru nohy axiálně – do osy převodníku. Pracovní název je axiální krok. Dorzální flexe hlezna je způsobena fenoménem trojflexe, který je vlastní hybným stereotypům člověka a vytváří se v průběhu posturální ontogeneze. Člověk bez instrukcí posazený na kolo nebo na trenážer bude doslova „šlapat“ tímto způsobem. Důkazem skutečnosti, že se tato práce dolních končetin blíží programům rozvíjeným v posturální a pohybové ontogenezi, je to, že stereotyp nemusí být příliš fixován, nezapomíná se.

Podle ilustrací nalézáme klíčovou oblast pro rozlišení obou krajních stereotypů, radiálního a axiálního kroku, právě v hlezenním kloubu.

Povrchové EMG sledování obou krajních stereotypů bylo provedeno na cyklistickém trenážeru se záznamem videokamerou, měření bylo prováděno intraindividuálně (graf 1). Při tangenciálním, radiálním pohonu (případ A) nacházíme ve srovnání s axiálním (případ B) výrazně nižší aktivitu m. gluteus maximus, což by mohlo napovídát o vyšší aktivitě m. iliopsoas. Tomuto faktu odpovídá i čas-tý kineziologický nález mírné bederní lordózy u výkonnostních cyklistů.

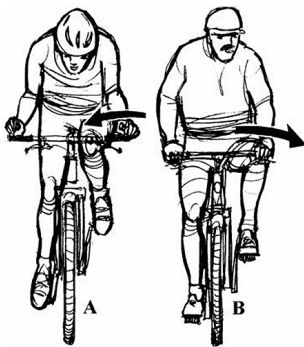
Výrazně vyšší aktivace m. gluteus medius při axiálním pohonu (případ B) by mohla napovídát o zapojení chůzového mechanismu, čemuž napovídá i tvarová charakteristika „šlapavého“ pohybu více směrem do osy převodníku. Dále pak výskyt „mrtvých zón,“ tj. zón bez hnacího efektu zřejmě časově korespondující se švihovou fází kroku ve stereotypu chůze.



Graf 1. Povrchové EMG sledování, radiální a axiální krok.

## 2b) Šlapání v sagitální rovině versus abdukce a zevní rotace při flexi v kyčelním kloubu

Fyziologický průběh flexe v kyčelním kloubu při chůzi je integrací pohybů ve více směrech. S flexí narůstá pohyb do abdukce stehna se zevní rotací v kyčelním kloubu. Při snaze o mechanicky efektivní pohon kola – případ A na obr. 5 – vidíme snahu o udržení kolen blízko rámu kola (v rovině sagitální). Při flexi v kyčelním kloubu nacházíme na EMG záznamu vyšší aktivitu adduktorů stehna – pracují proti kineziologickému obsahu flexe v kyčelním klou-

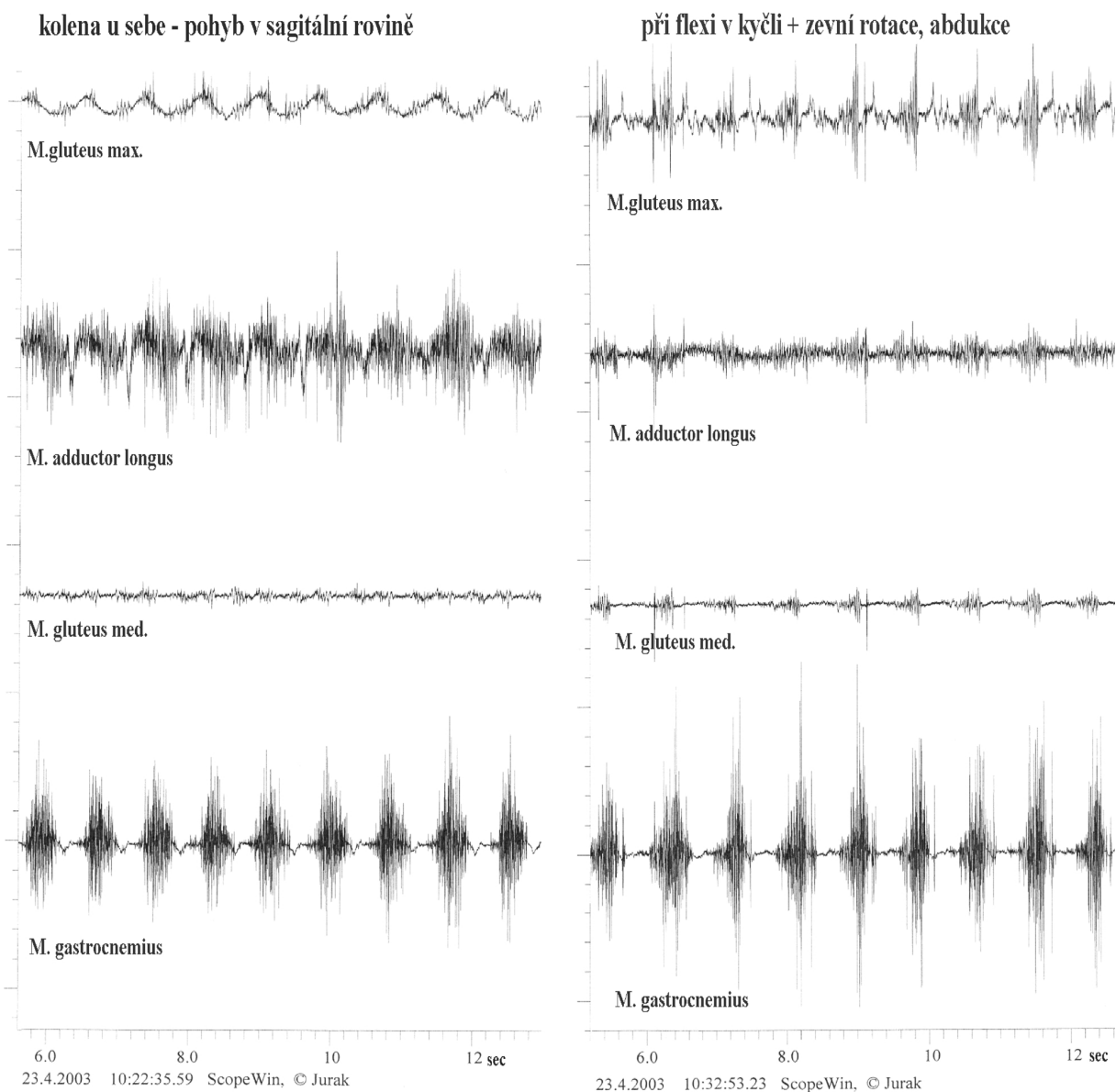


Obr. 5. Abdukce a zevní rotace při flexi v kyčelním kloubu u rekreačního cyklisty – pozice B.

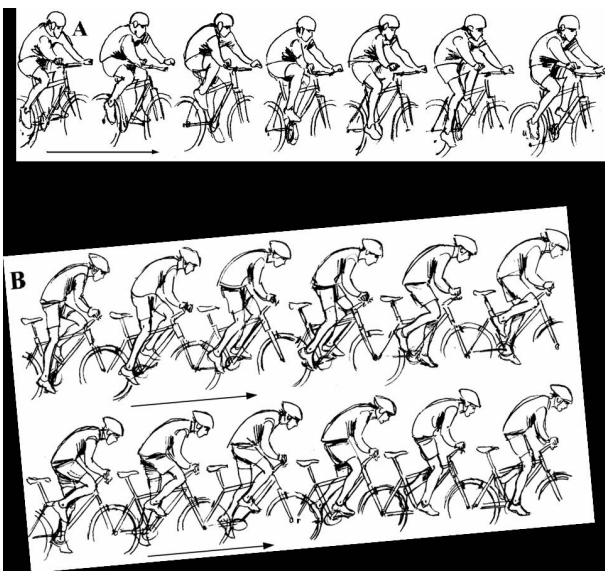
bu, tzn. eliminují práci abduktorů kyčle a pelvitrochanterických svalů. Případ B na obr. 5 ilustruje zevní rotaci v kyčli a abdukci stehna při flexi v kyčelním kloubu, tedy kopíruje kineziologický obsah flexe pro kyčelní kloub. Případ B však generuje menší sílu pro pohon kola, síla se rozkládá do vektorů, směřuje více do stran.

Na grafu 2 nalézáme u případu B nižší potenciály m. adductor longus, dá se předpokládat i utlumení aktivace ostatních adduktorů. Logicky se zvyšuje aktivita obou sledovaných gluteálních svalů. Prokázání podpory zevní rotace a abdukce těmito svaly závisí na uložení elektrod, kdy horní partie m. gluteus max. podporuje abdukci, zevní rotaci podporuje zadní partie m. gluteus med.

Zevní rotaci v kyčli s abdukci stehna nacházíme u výkonnostního cyklisty při jízdě ze sedla nebo bez držení řídítek, kdy se uvolňují určité opěrné body a průběh pohybu se blíží geneticky fixovaným hybným stereotypům



**Graf 2.** Šlapání na kole v sagitální rovině a při flexi v kyčli.



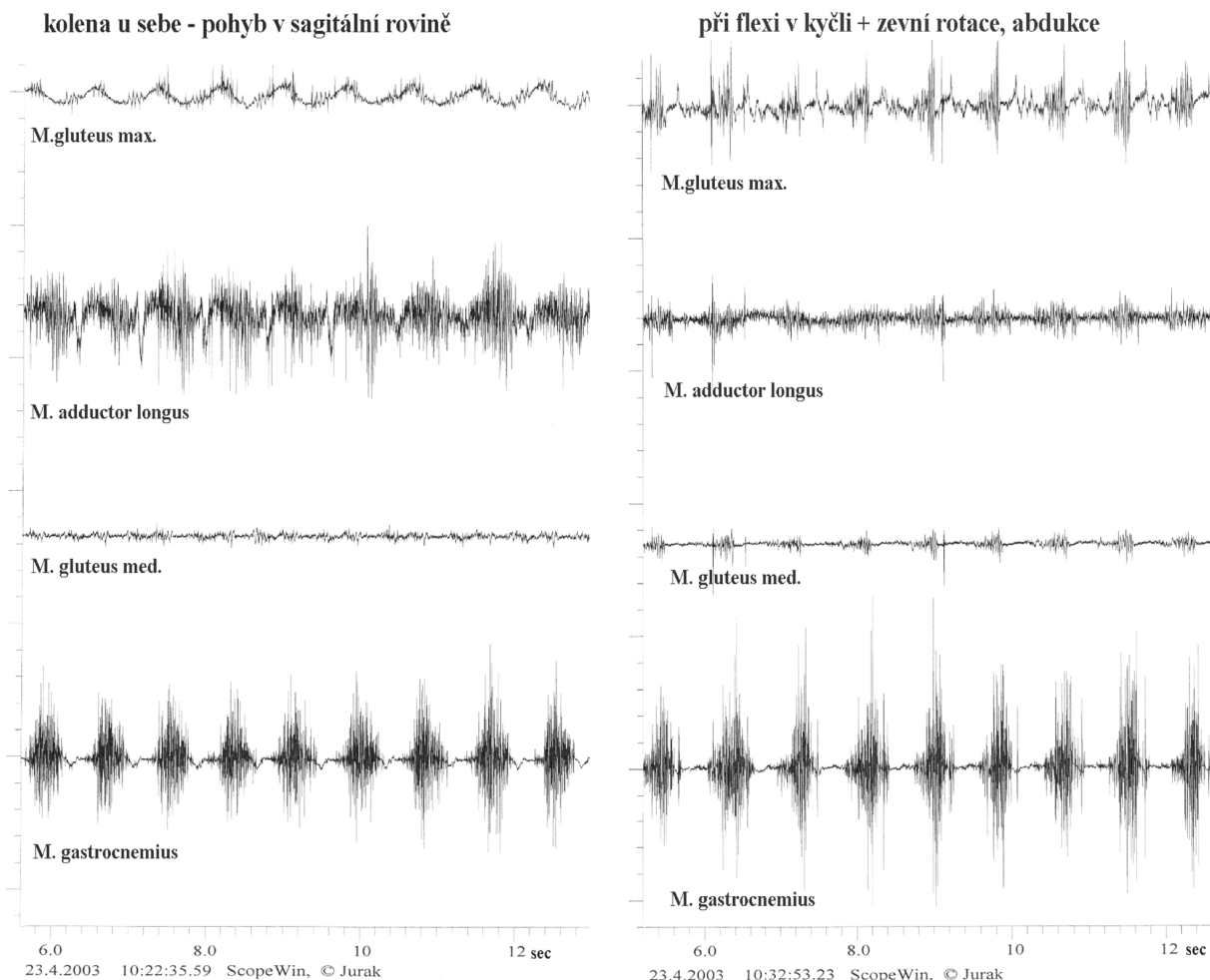
### 2c) Šlapání vsedě versus šlapání ve stoji

Při sezení jsou hýždě přitisknuté k sedlu bez vychylování do stran. Toto punctum fixum do značné míry ovlivňuje aktivitu gluteálních svalů.

V této souvislosti nacházíme dva pohybové stereotypy při jízdě na kole: jízdu vsedě, obr. 6A a jízdu ve stoji, obr. 6B.

Při jízdě ve stoji dochází k celkovému snížení flexe v kyčelním kloubu, a to v celém průběhu pohybu. Elektromyografickým srovnáním s jízdou vsedě (graf 3) bylo intraindividuálně potvrzeno větší zapojení gluteálních svalů – mm. glutei maximus et minimus. Současně s tím se v jízdě ve stoji snižuje výrazně aktivita m. adductor lon-

**Obr. 6.** Jízda: A) vsedě, B) ve stoji.



**Graf 3.** Elektromyografické srovnání jízdy vsedě a ve stoji.

gus. Tyto jevy přisuzujeme uvolnění puncta fixa na sedle. Gluteální svaly jsou lépe zakomponovány do svalových řetězců zmenšením flexe v kyčelním kloubu. Vyšší efekt svalové práce v rámci lépe propojených řetězců by mohl vyplývat i z faktu, že tento způsob jízdy používá cyklista pro zvýšení síly působící na pedál, např. při strmém stoupání. Stereotyp cyklistického kroku se zřejmě přibližuje stereotypu chůze a jeho analogii můžeme nalézt v chůzi do schodů. Zřejmě proto vzrůstá aktivita m. gastrocnemius. Jízda ve stoji je namáhavější a v rekreační cyklistice méně používaná.

### SHRnutí

#### **Poloha hlavy**

Pro rehabilitaci i pro dlouhodobě prováděnou individuální rekreaci není vhodný záklon hlavy. Při individuálně definované výšce sedla není vhodná příliš nízká poloha řídítek, i když dochází k narůstání aerodynamického odporu.

#### **Poloha akrálních částí**

Poloha ruky jednoznačně ovlivňuje rotaci v kořenovém kloubu se všemi důsledky. Uchopení rovných řídítek nadhmatem způsobuje abdukci humeru, vnitřně rotuje ramenní kloub a může ovlivnit oblast ramenního pletence a krční páteře ve smyslu horního zkříženého syndromu podle Jandy. Tato poloha je manifestována zvednutými lokty.

Doporučená poloha ruky je radiální dukce s dorzální flexí zápěstí, což zajišťuje držení za nástavce rovných řídítek, tzv. rohy nebo vidlicovým nadhmatem za páky brzd u silničního typu kola s řídítky tvaru „berany“.

#### **„Radiální“ krok**

Mechanicky účinný cyklistický krok není součástí přirozených pohybových ontogenetických vzorů člověka. Vytvoření a fixace tohoto pohybového stereotypu vyžaduje tvorbu priority v asociálních centrech CNS dlouhodobým a stálým opakováním. Pro účely rehabilitace má omezený



význam. Pro dosahování vysoké výkonnosti je nezbytný.

Pohyb není typicky lidskou lokomocí, dolní končetiny pracují jako generátor síly. Vývojovou analogii nespatřujeme.

### **„Axiální“ šlapání**

Axiální šlapání není mechanicky efektivní. Vychází však z lidské motorické ontogeneze, využívá fenoménu trojflexe, blíží se chůzovému vzoru, je snadno osvojitelné.

Vhodné pro rekreační aktivity i pro rehabilitaci.

### **„Úzké“ šlapání**

Výkonnostní cyklistický krok v rovině sagitální zatěžuje adduktory, není součástí kineziologického vzoru flexe v kyčli. Závěr pro rehabilitaci: rehabilitace kolenního kloubu ano, opatrnost při rehabilitaci kyčelního kloubu. Pro kyčel je zde výhoda odlehčení váhy těla sezením na sedle, proto snad tato funkční decentrace kloubu nemá vážnější důsledky pro strukturu.

Při počínajících změnách v kyčelním kloubu – omezení vnitřní rotace podle Cyriaxe – omezení tohoto pohybu.

### **Šlapání „zeširoka“**

Zevní rotace při flexi v kyčelním kloubu sice snižuje efektivitu přenosu svalové práce, blíží se však požadavku funkční centrace kloubu.

Možno doporučit při počínajících změnách v kyčelním kloubu, pro rehabilitaci kolenního kloubu – až do vysokého věku.

*POZNÁMKA: dvojice pojmů radiální – axiální šok, šlapání úzké – zeširoka chápeme jako hraniční. Pohybový stereotyp jednotlivce se nachází vždy mezi těmito hraničními póly. Bylo by přesnější hovořit např. o tendenci k radiálnímu kroku u výkonnostního sportovce.*

### **Šlapání ve stoji**

Výrazněji zapojuje m. gluteus max. s důsledkem optimalizace zatížení m. iliopsoas a adduktorů. Při přechodu do tohoto režimu cyklista snižuje frekvenci se současným zvýšením síly opro-

ti jízdy vsedě. Opuštěním puncta fixa na sedle více propojuje pracující řetězce do oblasti trupu, ramene a horních končetin. Poloha je méně pohodlná, zvyšuje se podíl ramenního pletence na zajištění postury.

## **ZÁVĚR**

Vliv cyklistiky na pohybovou soustavu nelze charakterizovat globálně. Vývojové hledisko pomáhá v orientaci při posuzování postury i vlastního pohybu. Je zřejmé, že se do protikladu dostávají dva požadavky na tuto pohybovou aktivitu: požadavek léčebně rehabilitační versus požadavek výkonnostní. Skutečnosti, zmíněné v příspěvku, by měly hrát roli při doporučení jízdy na kole. Toto doporučení by mělo být více specifikováno.

## **LITERATURA**

1. JANDA, V., POLÁKOVÁ, Z., VĚLE, F.: Funkce hybného systému. Státní zdravotnické nakladatelství, Praha, 1966.
2. KOLÁŘ, P.: Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. Rehab. a fyz. Lék., 5, 1998, s. 142–147.
3. KRAČMAR, B.: Exploitation of reflexive locomotion theory by qualitative analysis of sports activity. Acta Universitatis Carolinae Kinantropologica, 37, 2001, 2, s. 38–46.
4. KRAČMAR, B.: Kineziologická analýza sportovního pohybu: Studie lokomočního pohybu při jízdě na kajaku. Habilitační práce. UK FTVS, Praha, 2002.
5. RASH, G. S.: Electromyography Fundamentals [online], 1995. Internet: <<http://www.gcmas.org/>
6. RODOVÁ, D., MAYER, M., JANURA, M.: Současné možnosti využití povrchové elektromyografie. Rehab. fyz. Lék., 8, 2001, s. 173–177.
7. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G.: Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Baltimore: Williams & Wilkins, 1, 1983.
8. VĚLE, F.: Kineziologie pro klinickou praxi. Praha, Grada publishing, 1997.

Bronislav Kračmar  
Fakulta tělesné výchovy a sportu UK,  
katedra sportů v přírodě  
J. Martího 32  
162 52 Praha 6  
e-mail: kracmar@ftvs.cuni.cz

# REHABILITACE FUNKCÍ MOČOVÉHO MĚCHÝŘE PO ÚRAZECH MÍCHY S POUŽITÍM ELEKTRONICKÉHO REGULÁTORU PRŮTOKU

*Dyszkiewicz A.<sup>1,2</sup>, Imielski K.<sup>2</sup>*

<sup>1</sup>Institut informatiky Slezské univerzity, Sosnowiec, Polsko

<sup>2</sup>Laboratorium Biotechnologii, Polsko

## SOUHRN

Práce uvádí praktický pokus o vyřešení problému poruch mikce, nastalých v důsledku výpadku řídicích center nebo efektorů, činných v procesech ovládání močového měchýře. Na základě neurofyzilogických předpokladů bylo navrženo a sestrojeno zařízení, v němž tlak moče na stěny měchýře je podnětem pro zpevnění reflexu kontroly mikce. Průtok moče je řízen elektromagnetickým ventilem, který pomocí elektronického regulátoru reaguje na rozdíl mezi momentálním tlakem moče a hodnotou nastavenou lékařem. Zařízením generovaný zvukový signál, závislý na množství moče v měchýři, usnadňuje cvičení míšních reflexů v průběhu rehabilitace po úrazech. Zařízení, kromě praktických a hygienických výhod, výrazně zvyšuje účinnost rehabilitace, zaměřené na navrácení kontrolované mikce. Klinické zkoušky, provedené s pacienty po úrazech míchy, ukázaly výrazně rychlejší vznik požadovaného reflexu.

**Klíčová slova:** funkční rehabilitace močového měchýře, bionická protéza, zpevňování reflexů, biomedické inženýrství

## SUMMARY

Dyszkiewicz A., Imielski K.: Rehabilitation of Sphincter and Destrusor Bladder Control Reflex after Injuries to Spinal Cord Using Electronic Regulator of Flow

Practical attempt to solve the problems connected with miction disorders, caused by paralysis of control or effector structures taking part in the process of controlling urine accumulation and excretion, was presented in the study. On the basis of neurophysiological premises a prototype electronic appliance was designed and constructed. In the appliance the pressure of urine on the walls of bladder acts as a stimulus to bladder control reflex. The parameters of the given pressure and urine outflow are controlled by a pressure sensor and an electromagnetic valve. An electronic system controls the valve and optimises between the value given by a doctor and current sensor indication. Volumetric urine parameters generate sound signals, making the patient aware of the degree of bladder filling, and enable additional conditioning of sphincter and destrutor reflex in regenerating (after injury) spinal cord. The appliance, apart from hygienic and practical virtues, enables much more effective rehabilitation exercises, aimed at regaining the miction control and far more quicker process of reflex conditioning.

**Key words:** rehabilitation of the pass water reflex, bionic artificial, amplification of the conditioned reflex, biomedical engineering

*Rehab. fyz. Lék., 12, 2005, No. 1, p. 30–40.*

## ÚVOD

Funkční poruchy močového měchýře v průběhu mozkových příhod, úrazů CNS a míchy, dětské mozkové obrny a encefalomeningokely jsou stále častějším problémem dnešní medicíny (4). Ze skutečnosti, že měchýř a svěrač ovládají sympatická (L2–L3), parasympatická (S1–S3) a motorická (S2–S4) vlákna, řízená korovými centry, vyplývá možnost vzniku různých syndromů podle místa poškození. Po poškození nadřazeného kortikálního centra mikce může dojít ke vzniku

náhradní funkce – automatického měchýře, kdy rostoucí množství moče a jím způsobený tlak stále více dráždí baroreceptory stěny měchýře (5, 9), což vede k otevření vnějšího svěrače, stahu vypuzovače a spontánní mikci v těžce předvídatelém okamžiku. Výhodou takového stavu je udržení svalů měchýře ve správném stavu, nevýhodou neschopnost ovlivnit moment mikce. Poškození bederního centra, které ovládá tuto funkci, vede ke vzniku autonomního měchýře, tzn. zcela nekontrolovatelného vytékání moče (10, 11). Spastická obrna svěračů měchýře znemožňuje

mikci, způsobí městnání moče, což vede ke zpětnému odtoku moče močovody a nakažení ledvin. Naopak atonie svěračů má za následek úplné neodržení moče, a s tím pochopitelně spojené hygienické problémy, navíc vede k postupnému zániku svalů vypuzovače (2, 3).

Výše popsané chorobné syndromy bývají následky trvalých poškození (přerušeni míchy), nebo přechodných (kontuze). V prvním případě terapie bude zaměřena na kompenzaci trvalé invalidity, v druhém na vytvoření vhodných podmínek pro rychlý návrat porušené funkce (6, 7, 12, 13, 16).

*Současně standardní urologická rehabilitace zahrnuje:*

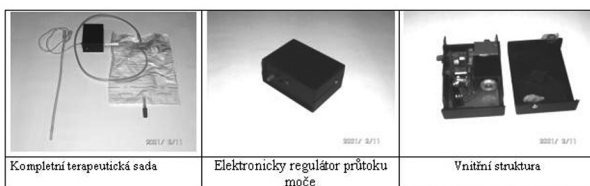
- občasné uzavírání katétru pro roztahování stěn měchýře a vytváření impulzů z mechanoreceptorů, rozhodujících při vzniku podmíněného reflexu svěrače a vypuzovače,
- trénink svalů urogenitální přepážky, hráze a adduktorů stehien,
- fyzioterapii: magnetoterapii a různé formy elektrostimulace podbřišku.

#### Cíl projektu:

- inteligentní modelování procedury odtoku moče z katétru za podmínek plné kontroly tlaku moče a zabránění refluxu,
- dodatečné, ústřední vytváření podmíněného reflexu díky zvukovým signálům, opakovaným v intervalech, zkracovaných během vyplňování měchýře,
- zabránění nekontrolovanému močení,
- omezení maximálního množství moče v měchýři (opatření proti refluxu),
- signalizace kritického množství moče,
- rehabilitační trénink neporušených řídicích struktur pro vytvoření náhradních reflexů,
- uskutečňování mikce v pacientem zvoleném okamžiku.

### POPIS ZAŘÍZENÍ

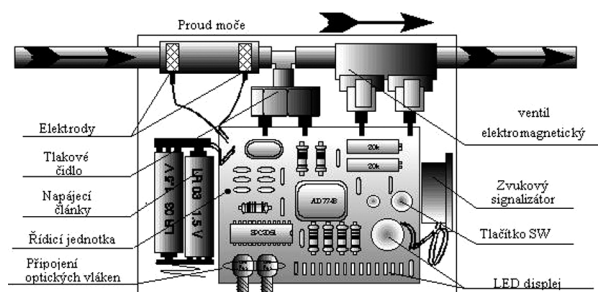
Elektronický regulátor průtoku moče se zapojuje mezi Foleyův katétr a trubičku, odvádějící moč do sáčku. Cesta moče vede komorou, kde na vstupu je tlakové čidlo, na výstupu elektromagnetický ventil (13).



Obr. 1. Zařízení elektrického regulátoru průtoku moče.

Na tyto dva prvky je napojen ústřední díl regulátoru – řídicí jednotka, která průběžně analyzuje signál z tlakového čidla, ovládá ventil a generuje signály. Čidlo je vystaveno tlaku, rovném tlaku uvnitř měchýře. Čidlo typu MPR podává napěťový signál na vstup komparátoru, kde je srovnán s hodnotou nastavenou potenciometrem. Mikroprocesor AT89C205 (1, 15) podle výsledku tohoto srovnání rozhoduje o zapnutí signalizace (optické s diodami LED a zvukové-bzučáku), která oznamuje pacientovi momentální stupeň vyplnění měchýře. Umožňuje to vyvíjení nespécifické percepce jevů uvnitř měchýře. Po překročení určité hladiny moče se podoba signálů výrazně mění a je pro pacienta podnětem pro vyprázdnění měchýře, k čemuž slouží tlačítko (označené SW), kterým pacient přímo ovládá elektromagnetický ventil. Pokud ovšem pacient nezareaguje, bude ventil nouzově samočinně otevřen než tlak moče způsobí nebezpečí refluxu (17).

Napájecím zdrojem jsou dva mikrotužkové alkalické články, mikroprocesor signalizuje rozsvícením zelené diody pokles napětí pod 3 V, tedy nutnost jejich výměny, což nastává průměrně jednou týdně (14).



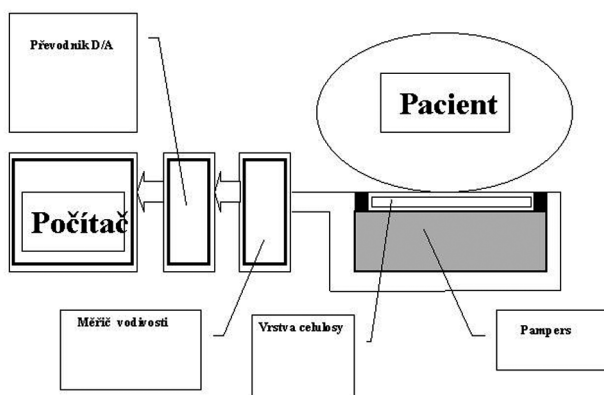
Obr. 2. Vnitřní stavba regulátoru průtoku moče.

Po zaznění signálu o překročení nastavené hladiny má pacient dostatek času pro nalezení vhodného místa, přípravu a konečně otevření ventilu a provedení mikce.

V případě měchýře atonického, neschopného stahu, lze doplnit zařízení přidavným modulem, vybaveným čerpadlem.

Důležitou opcí použitého softwaru je výpočet průměru z několika momentálních hodnot tlaku, a tím odstranění vlivu jeho kolísání na rozhodnutí mikroprocesoru. Provedené klinické zkoušky prokázaly totiž značná váhání tlaku moče kolem jeho průměru vlivem pohybu těla během chůze, dokonce i vlivem dýchání a střevní peristaltiky.

Možnost naplnění měchýře do určité, předem nastavené hladiny, je velmi důležitá v procesu rehabilitace porušené funkce. Trvale zavedený katétr způsobí stále vytékání moče vlivem síly těž-



Obr. 3. Registrace změn vlhkosti podkladu.

kosti. Následkem nevzniká v měchýři kladný tlak, působící na stěny, není povzbuzení baroreceptorů, na nichž závisí funkce vypuzovacích svalů. Popsané zařízení umožňuje zkusmé určení tlaku moče, který u dotyčného jedince vyvolává mikci a pro pacienta s nezbytným předstihem oznamuje tento stav.

Po odstranění katétru byli pacienti zajištěni absorpčními vložkami typu „pampers“ se zavedenými čidly vlhkosti. Každá dávka moče měnila elektrickou impedanci gelu, což umožňovalo průběžné sledování práce měchýře.

## KLINICKÁ ČÁST

### Cíl práce

Srovnání výsledků kontroly mikce u pacientů se zavedeným katétreem po 14denní rehabilitaci klasickým postupem a s použitím popsaného zařízení. Hodnoceny byly tyto faktory:

- průběh změn tlaku uvnitř měchýře v prvním a posledním dnu terapie,
- časové intervaly močení do absorpční vložky po odstranění katétru.

### Průběh klinických zkoušek

Výzkum byl proveden na 10 pacientech po úrazech úseku Th-L páteře, spojených s kontuzí míchy, paraparérou dolních končetin a symptomy autonomního měchýře. Ve skupině A bylo 5 pacientů ve věku  $44,6 \pm 7,8$  let, podrobených rehabilitaci průměrně v  $48,7 \pm 11,8$  dnů po úrazu. Skupinu

B tvořilo 5 pacientů ve věku  $46,4 \pm 8,5$  let, rehabilitovaných od  $50,2 \pm 13,4$  dne po úraze. Rehabilitace byla prováděna na rehabilitačních odděleních.

U obou skupin bylo použito těchto léčebných postupů:

- pasivní a aktivní cviky dolních končetin,
- masáže dolních končetin,
- elektrostimulace podbřišku,
- magnetoterapie úseku LS páteře s parametry: 50 Hz, 2,4 mT, interval 0,5 s, 20 min.,
- trénink pánevních svalů.

Kromě toho ve skupině A byl použit výše uvedený programovaný regulátor průtoku moče,

Tab. 1. Průběh změn tlaku [mmH<sub>2</sub>O] v měchýři u pacientů s elektronickým regulátorem v prvním dnu terapie (fragment).

Číslo měření	pacient 1	pacient 2	pacient 3	pacient 4	pacient 5
1	0	0	0	0	0
2	5	3,8	2,2	8,9	6,8
3	10,5	9,1	19,6	27,5	14,4
4	17,8	13,2	38,7	22,4	45,7
5	36,7	25,4	55,5	54,5	67,3
6	25,3	63,6	43,2	98,7	52,1
7	71,8	49,2	78,3	204,5	98,3
9	89,2	91,5	136	72,4	125,2
10	124,6	73,4	201,2	21,1	168,5
11	111,2	147,3	88,7	4,5	144,1
12	201,2	204,7	25,3	15,7	174,3
13	128,4	88,3	5,4	44,7	188,7
14	43,2	33,1	1,8	55,2	203,7
15	4,2	2,1	10,6	101,5	71,3
16	8,7	6,2	25,7	200,6	32,1
17	29,1	15,8	48,3	65,4	6,1

Tab. 2. Průběh změn tlaku [mmH<sub>2</sub>O] v měchýři u pacientů s elektronickým regulátorem v 14. dnu terapie (fragment).

Číslo měření	pacient 1	pacient 2	pacient 3	pacient 4	pacient 5
1	0	0	0	0	0
2	9,2	5,4	11,4	7,4	12,5
3	16,5	13,6	22,1	18,7	34,5
4	22,4	27,1	32,3	45,3	57,4
5	45,7	40,3	56,8	22,4	73,5
6	72,6	67,4	84,3	71,1	41,2
7	132,8	51,3	113,7	68,4	78,2
9	175,4	123,7	77,1	132,4	122,7
10	202,8	171,2	163,2	175,4	89,5
11	111,2	200,5	189,7	205,7	131,4
12	38,6	124,5	203,3	102,4	175,4
13	2,1	41,2	98,6	75,5	200,1
14	12,7	3,7	39,4	2,5	122,5
15	31,4	25,3	74,8	27,4	31,4
16	81,6	68,9	101,5	75,4	3,5
17	141,3	104,5	151,6	125,4	36,7

**Tab. 3.** Průběh změn vlhkosti (měřené jako elektrická vodivost) celulózy podložky u pacientů po tradiční rehabilitaci (první den bez katétru, fragment).

Číslo měření	pacient 1	pacient 2	pacient 3	pacient 4	pacient 5
1	0	0	0	0	0
2	0,234	0,186	0,275	0,325	0,375
3	0,315	0,245	0,431	0,448	0,558
4	0,455	0,338	0,556	0,631	0,734
5	0,635	0,497	0,695	0,815	0,701
6	0,846	0,554	0,844	0,866	0,648
7	0,936	0,621	1	0,805	0,621
9	0,817	0,795	1	0,745	0,547
10	0,812	1	0,935	0,703	0,625
11	0,898	0,912	0,841	0,635	0,588
12	0,962	0,754	0,778	0,521	0,511
13	0,831	0,538	0,833	0,435	0,633
14	0,725	0,672	0,884	0,714	0,574
15	0,659	0,815	0,921	0,722	0,523
16	0,545	0,722	0,711	0,785	0,734
17	0,699	0,634	0,645	0,595	0,75

**Tab. 4.** Diagram změn elektrické vodivosti celulózy podložky u pacientů po rehabilitaci s použitím elektronického regulátoru, prvního dne po odstranění katétru (fragment).

Číslo měření	pacient 1	pacient 2	pacient 3	pacient 4	pacient 5
1	0	0	0	0	0
2	0,155	0,172	0,221	0,205	0,243
3	0,421	0,475	0,531	0,522	0,555
4	0,564	0,621	0,678	0,632	0,598
5	0,825	0,915	0,731	0,729	0,675
6	0,915	0,885	0,714	0,786	0,691
7	0,843	0,81	0,648	0,713	0,645
9	0,803	0,745	0,588	0,687	0,623
10	0,754	0,701	0,525	0,628	0,587
11	0,739	0,668	0,504	0,545	0,564
12	0,712	0,545	0,612	0,509	0,538
13	0,647	0,523	0,691	0,421	0,512
14	0,608	0,688	0,75	0,478	0,488
15	0,737	0,835	0,832	0,518	0,592
16	0,825	0,788	0,768	0,575	0,647
17	0,711	0,724	0,715	0,592	0,688

jsou ale výraznou pobídkou k dalšímu výzkumu ve větším měřítku.

Uvedené zařízení plně vyhovuje bezpečnostním normám po stránce elektrické pro použití napětí nižšího 12 V (tzv. SELV), je přitom zaručena ochrana proti přímému a nepřímému dotyku. Tato ochrana je zachována i během napojení na počítač, a to díky použití pro transmisi dat optických vláken, které zaručují galvanickou separaci.

Popsaný přístroj má důležité klinické výhody, protože kromě rehabilitačního použití může také sloužit jako trvalá bionická protéza v podobě doplňku Foleyova katétru, místo nepohodlného sáčku na moč. V tomto případě lze uvažovat o dalším vývoji způsobu signalizace, třeba použitím vibrace jako zdroje diskrétního signálu, jako je tomu u mobilních telefonů.

s mezním tlakem nastaveným na 200 mmH<sub>2</sub>O, ve skupině B přechodného uzavírání katétru: každé 2 hodiny na 30 minut.

## VÝSLEDKY

Hodnoty tlaku uvnitř měchýře u pacientů skupiny A v prvním a 14., posledním dnu terapie, jsou uvedeny v tabulkách 1 a 2 a grafech. Průběh změn vlhkosti absorpčních vložek u pacientů skupiny B (po tradiční léčbě) je znázorněn v tab. 3 a grafu 3. U pacientů po rehabilitaci novou metodou (skupina A) v tab. 4 a grafu 4.

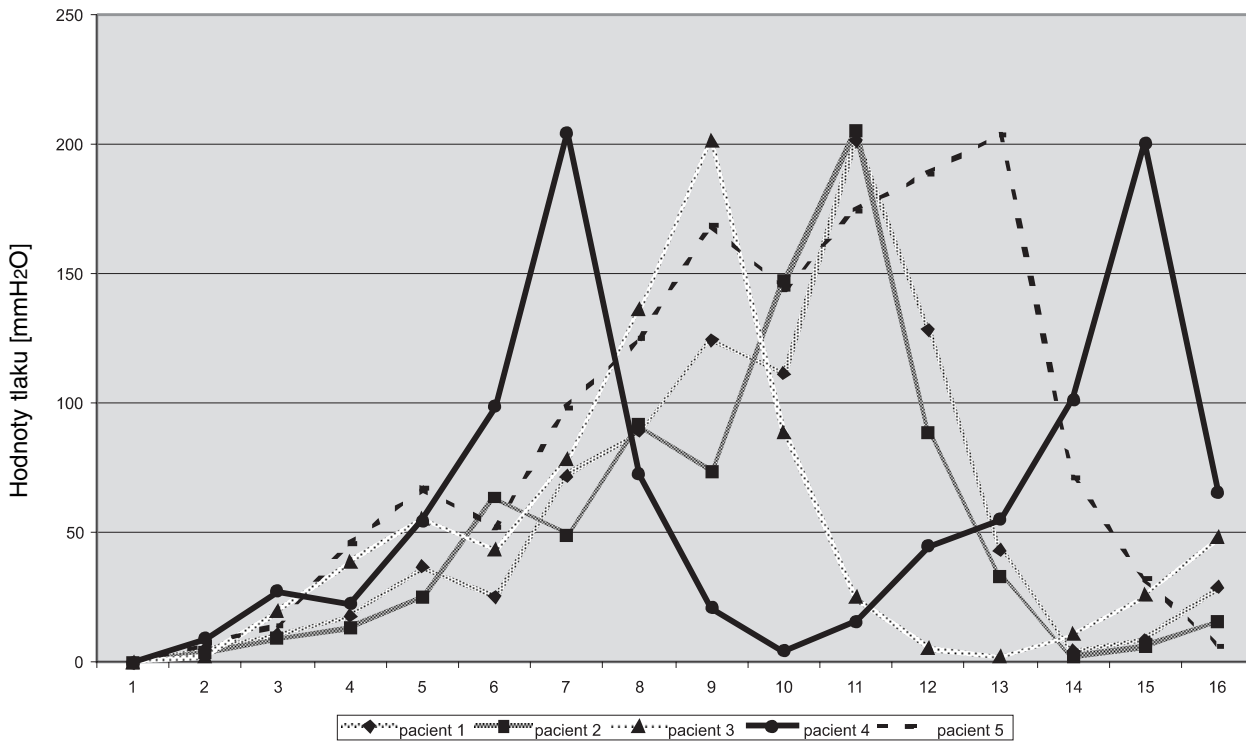
## DISKUSE

1. Rehabilitace s použitím elektronického regulátoru průtoku moče katétrem dává možnost vynucení pravidelnějšího rytmu naplňování a vyprazdňování měchýře, pozorovaných jako větší časová pravidelnost močení u konce terapie.

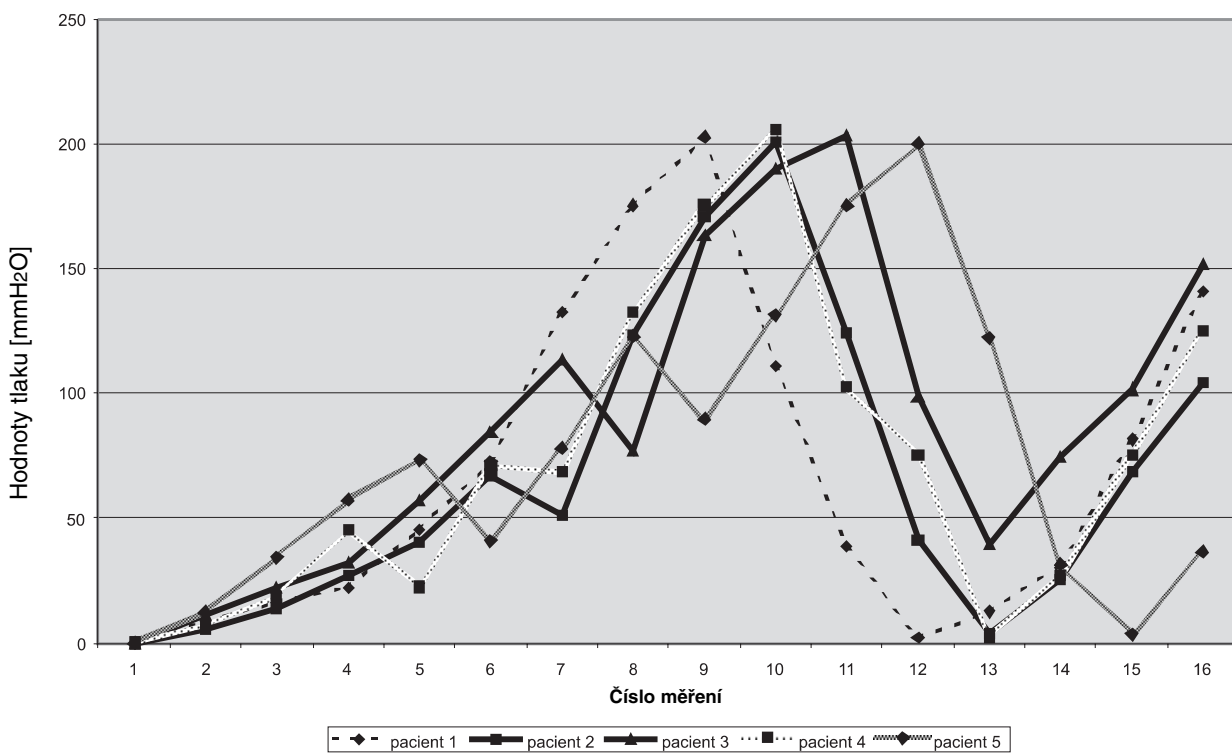
2. Výše pozorovaná pravidelnost rytmu mikce se udržovala i po zakončení terapie (tedy bez katétru) a byla přitom znatelně větší u pacientů po rehabilitaci novou metodou.

## ZÁVĚR

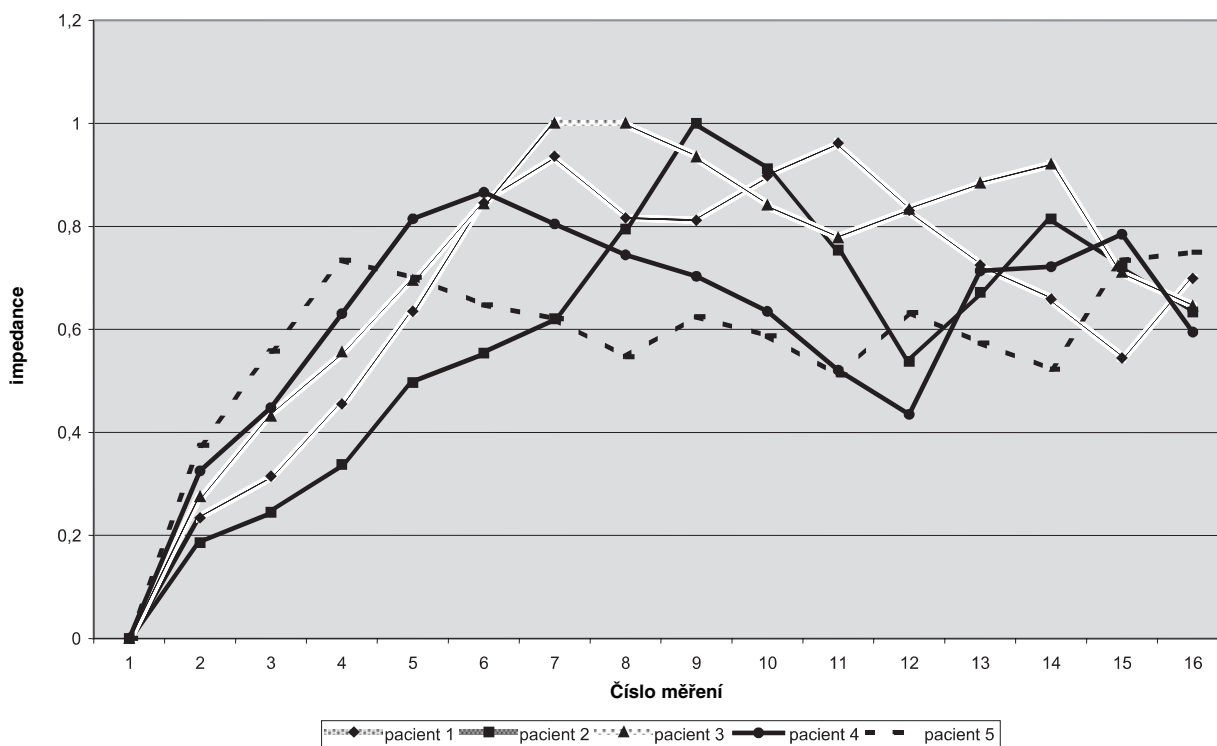
Uvedené výsledky se jeví jako zajímavé klinické poznatky do značné míry potvrzující teoretické předpoklady. Je třeba ovšem přiznat, že byly získány na nepočetné skupině vybraných případů a pro omezený přístup k tomuto druhu pacientů (a omezené finanční prostředky) nezahrnovaly příliš dlouhé období pozorování. Přesto



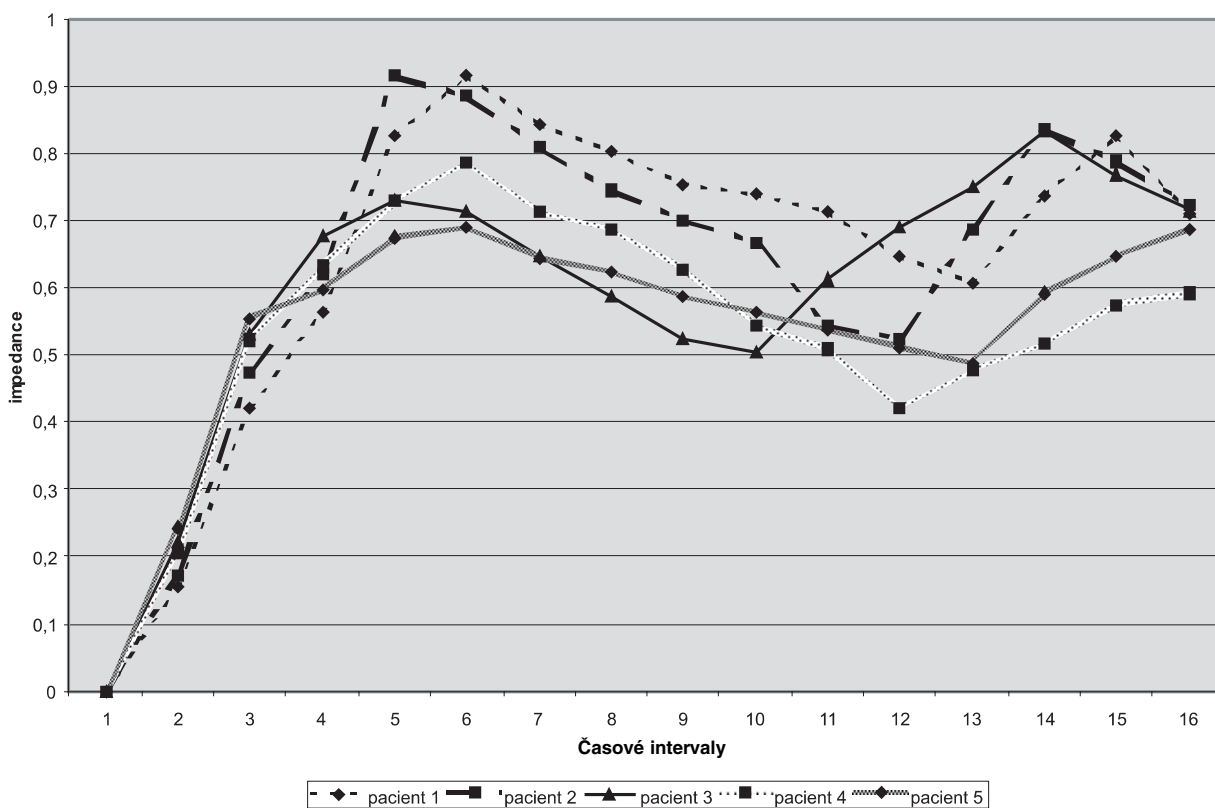
**Graf 1.** Průběh změn tlaku v měchýři u pacientů s elektronickým regulátorem v prvním dnu terapie (fragment) – diagram.



**Graf 2.** Průběh změn tlaku v měchýři u pacientů s elektronickým regulátorem v 14., posledním, dnu terapie (fragment) – diagram.



**Graf 3.** Průběh změn vlhkosti (měřené jako elektrická vodivost) celulózkové podložky u pacientů po tradiční rehabilitaci (první den bez katétru, fragment).



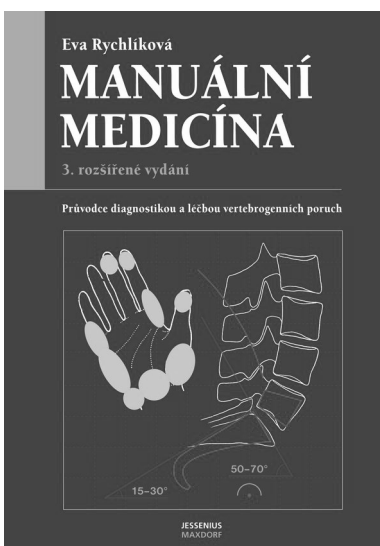
**Graf 4.** Diagram změn elektrické vodivosti celulózkové podložky u pacientů po rehabilitaci s použitím elektronického regulátoru (první den po odstranění katétru, fragment).

## LITERATURA

1. BURR BROWN IC DATA BOOK. Mixed Signal Products, 1996, USA.
2. CHAPLEAU, M. W., ABOUD, F. M. Modulation of baroreceptor activity by ionic and paracrine mechanisms: an overview. *Braz. J. Med. Biol. Res.*, 27, 1994, 4, s. 1001–1015.
3. DAVIS, G., JOHNS, E. J.: Baroreceptor and somatic sensory regulation of kidney function in two-kidney, one-clip Goldblatt hypertensive rats. *J. Physiol. Lond.*, 476, 1994, 1, s. 167–176.
4. DEGA, W., MILANOWSKA, K.: Przepukliny oponowo-rdzeniowe. W. Rehabilitacja medyczna, PZWL, Warszawa, 1993, s. 483–484.
5. DEGA, W., SÁNGER, A.: Pęcherz neurogeny. W. Ortopedia i rehabilitacja, PZWL, Warszawa, 1996, s. 534–535.
6. GRASSI, G., SERAVALLE, G., CALHOUN, D. A., MANCIA, G.: Physical training and baroreceptor control of sympathetic nerve activity in humans. *Hypertension* 23, 1994, s. 294–301.
7. GROCHMAL, S.: Usprawnianie pęcherza moczowego. W. Rehabilitacja w chorobach układu moczowego, PZWL, Warszawa, 1986, s. 166–168.
8. Hewlett Packard: Low-Cost Fiber-Optic Transmitter and Receiver Interface Circuits, Application bulletin 73, HP USA, 1987.
9. HINOJOSA-LABORDE, C., JONES, S. Y., DiBONA, G. F.: Hemodynamics and baroreflex function in rats with nephrotic syndrome. *Am. J. Physiol.*, 267, 1994, s. 953–964.
10. JAKIMOWICZ, W.: Zaburzenia zwieraczy. W. Neurologia kliniczna w zarysie, PZWL, Warszawa, 1981, s. 124–127.
11. KIWERSKI, J.: Powikłania moczowe. W. Urazy kręgosłupa odcinka szyjnego i ich następstwa, PZWL, Warszawa, 1993, s. 103–105.
12. KOCISIS, B.: Basis for differential coupling between rhythmic discharges of sympathetic efferent nerves. *Am. J. Physiol.*, 267, 1994, s. 1005–1019.
13. KOPROWSKI, R., WRÓBEL, Z., DYSZKIEWICZ, A.: Automatic regulator of the urine flow for the acquired disfunction of the urine bladder. *Annales Academiae Medicae Lodzensis* 40, 1999, 2, s. 94.
14. ROGÓN, A.: Ochrona od porażeń w instalacjach elektrycznych (poradnik), Centralny Ośrodek Szkolenia i Wydawnictw SEP, Warszawa, 1996.
15. RYDZEWSKI, A.: Mikokomputery jednokładowe rodziny MCS-51, WNT, Warszawa, 1997.
16. SCHREIHOFER, A. M., SVED, A. F.: Use of sinoaortic denervation to study the role of baroreceptors in cardiovascular regulation. *Am. J. Physiol.*, 266, 1994, s. 1705–1710.
17. WĘGRZYN, S.: Postawy automatyki. Wydanie V, PWN, Warszawa, 1980.

Andrzej Dyszkiewicz  
Laboratorium Biotechnologii  
ul. Goździków 2  
PL 43-400 Cieszyń  
Polsko

e-mail: Andrzej.1074843@pharmanet.com.pl



## MANUÁLNÍ MEDICÍNA (3. vyd.)

Průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch.

Eva Rychlíková

Třetí vydání úspěšné příručky shrnující poznatky z oblasti manuální medicíny. Autorka vychází ze zkušeností zahraničních pracovišť, výzkumných prací, z dlouholetých diskusí s kolegy, kteří se zabývají návazností manuální medicíny na různé obory. MUDr. Eva Rychlíková využila poznatky z vlastní dlouholeté klinické zkušenosti a výzkumné práce a z dlouholeté pedagogické činnosti v ČR i v řadě evropských zemí.

Na rozdíl od ostatních publikací tato kniha věnuje značnou pozornost vzájemnému působení a vlivu funkčních poruch páteře a orgánových onemocnění a možnostem využití principů manuální medicíny v ostatních klinických lékařských oborech.

Vydal Maxdorf v roce 2004, edice Jessenius, formát A5, váz.,  
ISBN 80-7345-010-0, 536 str., cena 795 Kč.

Objednávku můžete poslat na adresu: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz



# CÍLENÁ ELEKTROSTIMULACE A JEJÍ VLIV NA VZDÁLENÉ SVALOVÉ SKUPINY

*Pánek D., Horáčková Š., Bendová P., Merker N., Mezsárošová M., Pavlů D.*

Fakulta tělesné výchovy a sportu UK, katedra fyzioterapie, Praha,  
vedoucí katedry PaedDr. D. Pavlů, CSc.

## SOUHRN

Elektrostimulace patří mezi rutinně používané metody ve fyzikálním lékařství. V posledních letech se však začala využívat i ve výzkumné práci k navození tzv. „umělého spasmu“. Existují práce, které se zabývají změnami EMG ve stimulovaných svalectech, ale nenašli jsme práce, které by se týkaly i možného ovlivnění vzdálených svalů. V naší pilotní studii jsme se pokusili získat základní informace o vlivu elektrostimulace na stimulovaný sval a vzdálenější svalové skupiny, a dále jsme si chtěli ověřit, zda je odpověď závislá na typu proudu a jeho frekvenci. Stimulovali jsme přístrojem Neuroton 926 v místě motorického bodu m. biceps brachii l.dx. nízkofrekvenčním TENS surge proudem o frekvenci 10–30 Hz, 50 Hz, 30–60 Hz a 100–200 Hz a středněfrekvenčním proudem s frekvenční modulací 50 Hz, 62,5 Hz, 90 Hz a 142 Hz. Pomocí povrchového polyEMG přístroje Noraxon jsme snímali elektrickou odpověď v průběhu stimulace v obou m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. trapezius, m. tibialis, m. biceps femoris a m. peroneus longus. Získaný EMG záznam jsme následně zpracovali pomocí rychlé Fourierovy transformace a výsledky jsme vizuálně vyhodnotili.

**Klíčová slova:** elektrostimulace, EMG

## SUMMARY

Pánek D., Horáčková Š., Bendová P., Merker N., Mezsárošová M., Pavlů D.: Aimed Electric Stimulation and Its Influence on Distant Muscular Groups

Electric stimulation belongs to routinely used methods in physical medicine. It has been also used, over the last years, in research to evoke so called "artificial spasm". There are reports dealing with EMG changes in stimulated muscles, but no reports were found which would deal with possible effects on distant muscles. In this pilot study the authors attempted to obtain basal information on the effect of electric stimulation on the stimulated muscle and distant muscular groups and, also, to verify, whether the response depends on the type of current and its frequency. The stimulation was mediated by the Neuroton 926 device at the position of motor point of m. biceps brachii l.dx. by low-frequency TENS surge current on the frequency of 10–30 Hz, 50 Hz, 30–60 Hz and 100–200 Hz and by the medium frequency current with frequency modulation of 50 Hz, 62.5 Hz, 90 Hz and 142 Hz, respectively. The surface polyEMG Noraxon device was used to record electric response in the course of stimulation in both of m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. trapezium, m. tibialis, m. biceps femoris and m. peroneus longus. The EMG records obtained were subsequently processed by means of Fourier rapid transformation and the results were evaluated visually.

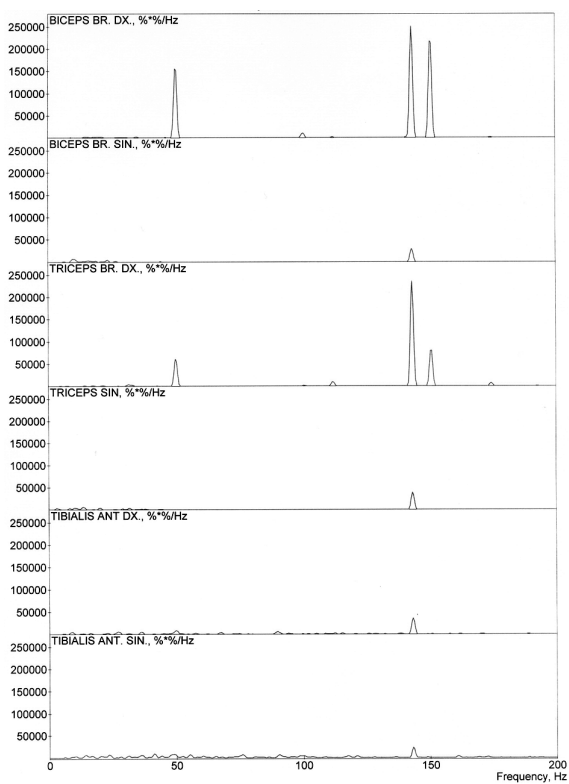
**Key words:** electric stimulation, EMG

*Rehab. fyz. Lék., 12, 2005, No. 1, p. 41–44.*

## ÚVOD

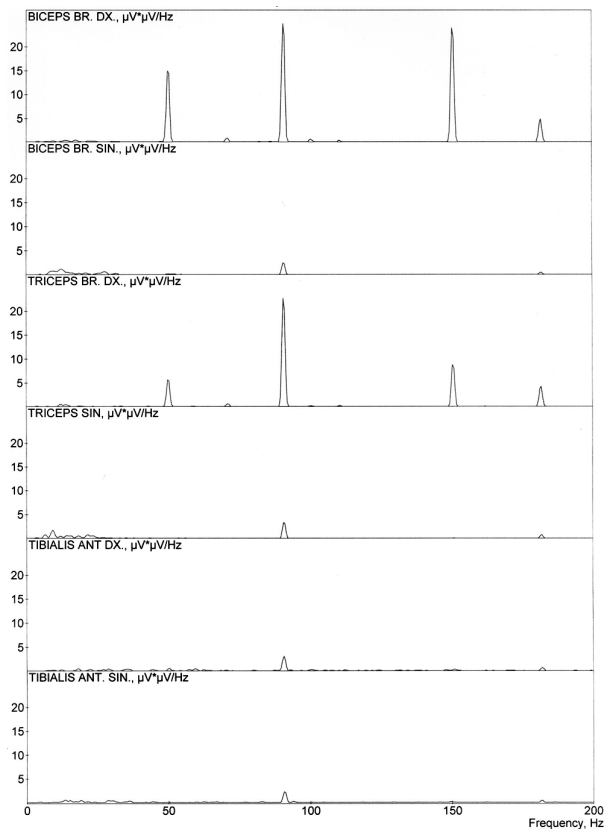
Na katedře fyzioterapie FTVS UK byly v posledních letech prováděny experimenty, při kterých byl pomocí cílené elektrostimulace zdravého svalu simulován patologický stav téhož svalu (1, 5, 7, 10). Autoři ve svých studiích popisují stav po elektrostimulaci jako tzv. „umělý spasmus“. Snahou těchto studií bylo objektivizovat tyto změny. Byl zjištěn nárůst svalové síly při

maximální volní kontrakci daného svalu o cca 30 %, byl zjištěn též zvýšený odpor proti pasivnímu protažení, a tím detekovány změny mechanických vlastností měkkých tkání. Bendová a Špringrová (1) ve své práci sledovaly vliv cílené povrchové elektrostimulace, konkrétně m. coccygeus, na změnu postavení pánevních kostí a vliv elektrostimulace na celkovou posturální aktivitu. Po elektrostimulaci parakokygeálně vpravo byly klinicky nalezeny příznaky



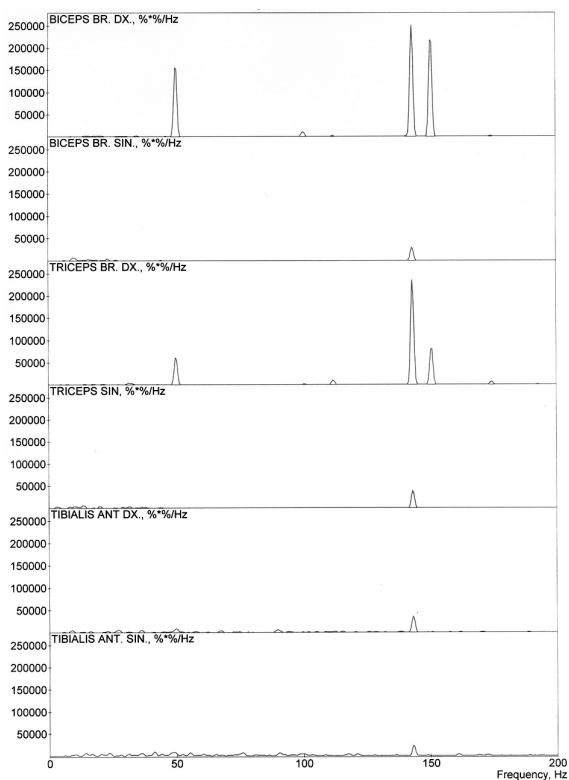
Spektrální charakteristika EMG záznamu při stimulaci SF proudem 142Hz

**Graf 1.** Speciální charakteristika EMG záznamu při stimulaci SF proudem 100/200 Hz.



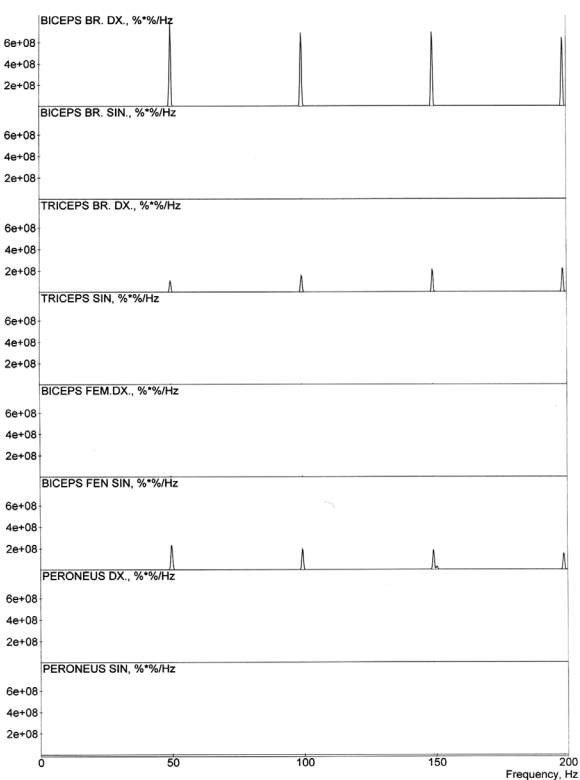
Spektrální charakteristika EMG záznamu při stimulaci SF proudem 90Hz

**Graf 2.** Speciální charakteristika EMG záznamu při stimulaci SF proudem 90 Hz.



Spektrální charakteristika EMG záznamu při stimulaci SF proudem 142Hz

**Graf 3.** Speciální charakteristika EMG záznamu při stimulaci SF proudem 142 Hz.



Spektrální charakteristika EMG záznamu při stimulaci TENS surge 50Hz

**Graf 4.** Speciální charakteristika EMG záznamu při stimulaci SF proudem 50 Hz.

Tab. 1. Výsledky elektrostimulace.

	TENS 10–30	TENS 50	TENS 30–60	TENS 100–200	SF 50	SF 62,5	SF 90	SF 142
Agonista	X	X	X	X	X	X	X	X
Antagonista	X	X	X	X	X	X	X	X
Vzdálené svalové skupiny	O	X	O	O	O	O	X	X

Poznámka: číselné údaje jsou v Hz

SF – středněfrekvenční proud s frekvenční modulací

X – zachycena elektrická aktivita, O – nepřítomna elektrická aktivita

kostrčového syndromu, a to i na periférii (11). Vzhledem ke změnám i ve vzdálenějších segmentech nás zajímalo, jakým způsobem ovlivní cílená elektrostimulace příslušného svalu chování svalů vzdálenějších. Naskytla se tedy otázka: „Co vlastně povrchovou elektrostimulací ovlivňujeme a jakým způsobem se impulzy dále šíří?“

Úvodem je třeba upřesnit pojem elektrostimulace. Poděbradský a Vařeka (9) popisují termín elektrostimulace jako prostředek pro terapii denervovaných či částečně denervovaných svalů a pojem elektrogymnastika (myostimulace) užívají pro aplikaci elektrického proudu na relativně zdravé svaly, které jsou v oslabení. My jsme vycházeli ze zahraniční literatury (2, 3, 8) a používáme termín elektrostimulace v obecnějším pojetí jako aplikaci elektrického proudu na biologickou tkáň.

Pro experiment jsme zvolili 2 typy proudů: nízkofrekvenční TENS surge a středněfrekvenční proud frekvenčně modulovaný. Z teorie je známo, že nízkofrekvenční proudy mají při intenzitě prahově či nadprahově motorické dráždivý účinek. Tetanická kontrakce vzniká při stimulaci nízkofrekvenčním proudem o frekvenci 40–60 Hz a středněfrekvenčním proudem o frekvenci 30–60 Hz. Za neoptimálnější se považuje TENS surge 50 Hz, který je subjektivně nejpříjemnější a vyvolaná kontrakce je nejpodobnější kontrakci volní. Nízkofrekvenční proud je aktivní hlavně povrchově, zatímco středněfrekvenční proud proniká do hlubších vrstev (9).

Cílem této pilotní studii bylo sledovat vliv elektrostimulace na stimulovaném svalu a vzdálenějších svalových skupinách a ověřit si, zda je odpověď závislá na typu proudu a jeho frekvenci.

#### METODIKA

Stimulovali jsme pomocí přístroje Neuroton 926 nízkofrekvenčním proudem TENS surge o frekvenci 10–30 Hz, 50 Hz, 30–60 Hz, 100–200 Hz a středněfrekvenčním proudem s frekvenční modulací 50 Hz, 62,5 Hz, 90 Hz a 142 Hz. Proud

jsme aplikovali bodovou elektrodou v místě motorického bodu m. biceps brachii vpravo, indifferenční elektroda byla umístěna proximálně. Elektrickou aktivitu jsme zaznamenávali v průběhu stimulace 8kanálovým polyEMG přístrojem Noraxon, povrchové elektrody byly umístěny nad motorické body jednotlivých svalů. Vyšetření bylo provedeno ve stoji. Získaná elektrická aktivita byla následně zpracována pomocí rychlé Fourierovy transformace a výsledky byly vyhodnoceny vizuálně.

#### Experiment probíhal ve 3 fázích:

**I.** Stimulace středněfrekvenčním proudem s frekvenční modulací 50 Hz, 30–60 Hz, 100–200 Hz o intenzitě nadprahově motorické. V průběhu stimulace jsme snímali pomocí povrchového EMG elektrickou odpověď v m. biceps brachii l.dx., m. triceps brachii l.dx. (při stimulaci všemi druhy proudů), horní části m. trapezius l.dx. (při stimulaci 30–60 Hz) a m. trapezius l.sin. (při stimulaci 100–200 Hz).

**II.** Stimulace středněfrekvenčním proudem s frekvenční modulací 50 Hz, 62,5 Hz, 90 Hz, 142 Hz o intenzitě nadprahově motorické. V průběhu stimulace jsme snímali pomocí povrchové EMG elektrickou odpověď v obou m. biceps brachii, obou m. triceps brachii a obou m. tibialis anterior.

**III.** Stimulace nízkofrekvenčním proudem TENS surge o frekvencích 50 Hz, 10–30 Hz, 30–60 Hz, 100–200 Hz. V průběhu stimulace jsme snímali pomocí povrchové EMG elektrickou odpověď v obou m. biceps brachii, obou m. triceps brachii, obou m. biceps femoris a obou m. peroneus longus.

#### VÝSLEDKY

Ve všech měřeních nacházíme stimulační frekvenci ve stimulovaném m. biceps brachii a m. triceps brachii ipsilaterálně. V experimentu I. jsme zaznamenali elektrickou odpověď současně v ipsilaterální a kontralaterální horní porci m. trapezius (graf 1). V experimentu II. nacházíme stimulační frekvenci ve všech sledovaných svalech při stimulaci středněfrekvenčním proudem

dem s frekvenční modulací 90 Hz (graf 2) a 142 Hz (graf 3) a konečně v experimentu III. se objevila elektrická aktivita pouze v m. biceps femoris l.sin., a to při stimulaci proudem TENS surge s frekvencí 50 Hz (graf 4).

Souhrnné výsledky uvádíme v tabulce 1.

## DISKUSE

M. biceps brachii a m. triceps brachii představují agonisticky-antagonistickou dvojici svalů a šíření stimulační frekvence můžeme vysvětlit existencí gamma klíčky. Interpretace šíření stimulační frekvence na vzdálené svalové skupiny je již složitější. Protože nedochází k ovlivnění šíření stimulační frekvence, můžeme předpokládat, že se zde aktivně neúčastní vyšší nervová soustava (korově-podkorová). Šíření tedy probíhá prostřednictvím periferních nervů a míšních spojů. Při stimulaci proudem TENS surge s frekvencí 50 Hz dochází především k podráždění nervových vláken typu A a přenos stimulační frekvence na vzdálené svalové skupiny bude pravděpodobně zprostředkován prostřednictvím míšních spojů. Při stimulaci středněfrekvenčními proudy s frekvenční modulací 90 Hz a 142 Hz, u nichž se v literatuře uvádí analgetický účinek, dochází současně k podráždění nervových vláken typu C. Tato vlákna obsahují kromě vláken přenášejších vjemů bolesti i postgangliová sympatická vlákna, jejichž podrážděním může dojít i k ovlivnění autonomního nervového systému. Tento fakt by mohl vysvětlit disperzní šíření stimulační frekvence na všechny sledované svaly u tohoto typu proudu.

## ZÁVĚR

Při aplikaci elektrického proudu do oblasti motorického bodu dochází vždy k podráždění odpovídajícího nervu a vyvolání akčního potenciálu, který se šíří centrifugálně. V odpovídajícím míšním segmentu dochází přes gamma vlákna ke stimulaci agonisticko-antagonistické dvojice. K ovlivnění vzdálených svalových skupin dochází pravděpodobně prostřednictvím propriospinálních míšních drah, které spojují jednotlivé míšní segmenty. Vzhledem k tomu, že jsme v této pilotní práci nesledovali pomocí jehlové EMG svalové

akční potenciály ve vzdálených svalových skupinách, nemůžeme jednoznačně říci, že dochází k přenosu stimulační frekvence do vzdálených partií těla prostřednictvím motorických či senzitivních nervů.

## LITERATURA

1. BENDO VÁ, P., ŠPRINGRO VÁ, I.: Sledování změn rozložení tlaků na ploskách nohou ve vzpřímeném stoji v souvislosti s tvarovými změnami pánve. Rehab. a fyz. Lék. 10, 2003, 1, s. 14–16.
2. BIRCAN, C., SENOCAK, O., PEKAR, O., KAYA, A., TAMCI, S. A., GULBAHAR, S., AKALIN, E.: Efficacy of two forms of electrical stimulation in increasing quadriceps strength: a randomized controlled trial. Clinical Rehabilitation, 16, 2002, s. 194–199.
3. CALLAGHAN, M. J., OLDHAM, J. A., WINSTANLEY, J.: A comparison of two types of electrical stimulation of the quadriceps in the treatment of patellofemoral pain syndrome. A pilot study. Clinical Rehabilitation, 15, 2001, s. 637–646.
4. CAPKO, J.: Základy fyziatrické léčby. Grada Publishing, Praha, 1998.
5. HORÁČKOVÁ, Š.: Změny síly svalů pánevního dna a odporu kostrového a pánevního komplexu proti pasivnímu protažení před a po elektrické stimulaci m.coccygeus. Diplomová práce, Univerzita Karlova, 2002.
6. MARTAN, A., HALAŠKA, M., MAŠATA, M., VOIGTS, R., VERING, A.: Způsobuje krátkodobá maximální elektrická stimulace kontrakci svalů pánevního dna? Čes. Gynek., 62, 1997, 2, s. 64–67.
7. MEZSÁROŠOVÁ, M., PETEROVÁ, V., SOUMAR, L.: Možnosti využití 3D analýzy pohybu a dynamické MR k detekci dopadů evokovaného spasmu musculus masseter na temporomandibulární závěs, Teorie a praxe ve fyzioterapii, Univerzita JEP, Ústí nad Labem, 2003, s. 37–40.
8. PEICCA, L., PIETROLETTI, R., AYABACA, S. M., PESCATORI, M.: Combined biofeedback, physiotherapy and electrostimulation for fecal incontinence. Tech Coloproctol, 2000, 4, s. 157–161.
9. PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I.: Fyzikální terapie I., Grada publishing, Praha, 1998.
10. ŠENK, M., JELÍNEK, M., ŠPRINGRO VÁ, I.: The part of biceps brachii muscle tension in the stiffness of shoulder, 2nd World congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine-ISPRM, Prague, 2003, s. 18–22.
11. TICHÝ, M., ŠPRINGRO VÁ, I., HORÁČKOVÁ, Š., BENDO VÁ, P., JELÍNEK, M., ŠENK, M.: Fixed nutation of Elvis results from evoked pelvic floor muscles hypertonus, a pilot study. 2nd World congress of the International Society of Physical and Rehabilitation Medicine-ISPRM, Prague, 2003, s. 18–22.

MUDr. David Pánek  
Fakulta tělesné výchovy a sportu UK,  
katedra fyzioterapie  
J. Martího 32  
160 00 Praha 6

## VZTAH BOLESTI HLAVY K BOLESTIVÝM SVALOVÝM SPAZMŮM

Čečka F.,

Posluchač 5. ročníku Univerzity Karlovy v Praze,  
Lékařské fakulty v Hradci Králové,  
školitel MUDr. V. Tošnerová, CSc.,  
Rehabilitační klinika FN, Hradec Králové

### SOUHRN

Cílem této práce bylo vyšetření a léčba funkčních poruch krční páteře ve vztahu k bolestem hlavy. Jedná se o téma společensky závažné, protože prevalence vertebrogenních bolestí hlavy se podle různých literárních údajů pohybuje od 2 do 30 %. Vertebrogenní bolesti hlavy patří mezi časté potíže jako jedny z civilizačních chorob. Mezi nejčastější příčiny patří funkční patologie z oblasti krční páteře – kloubní dysfunkce (blokády) hlavových kloubů C0-C1-C1-2-3, C-Th přechodu, blokády 1. žebra, a s tím související zvýšené svalové napětí šíjového svalstva.

*Metoda práce.* Vyšetřili jsme funkční poruchy krční páteře ve výše zmíněných segmentech podle přesné metodiky muskuloskeletální medicíny (uznávané Federation International of Musculoskeletal medicine). Intenzitu a frekvenci bolestí hlavy jsme hodnotili 10stupňovou analogovou škálou bolesti. Snažili jsme se ověřit možnost ovlivnění těchto bolestí pomocí měkkých technik.

**Klíčová slova:** cervikokraniální syndrom, bolest hlavy, dysfunkce hybné soustavy

### SUMMARY

Čečka F.: Relation of Headache to Painful Muscular Spasms

The goals of this contribution are to evaluate functional disturbance of cervical spine and its influence on headache. It is an important topic, because prevalence of cervicocranial syndrome is present from 2 to 30% according to various literature sources. CC syndrome belongs to civilisation illnesses. The most frequent source is dysfunction of cervicocranial joints C0-C1-2-3, C-Th junction, blockade of 1. ribs and jointed muscle spasm.

*Method:* We investigated functional disturbance of cervical spine in above mentioned segments exactly using methods of Musculoskeletal Medicine (accepted by the Federation International of Musculoskeletal Medicine). We measured intensity and frequency of headache by 10 degree's analogue scale of pain. We tried to bring a proof of possibility of treating these pains by soft tissue techniques.

**Key words:** cervicocranial syndrome, dysfunction of motor system, soft tissue techniques

*Rehab. fyz. Lék., 12, 2005, No. 1, p. 45–47.*

### ÚVOD

#### Vertebrogenní bolesti hlavy

Bolest hlavy cervikogenního původu je poměrně častá. Lze hovořit o tzv. CC syndromu (cerviko-kraniálním). Prevalence těchto bolestí se podle různých literárních údajů pohybuje od 2 do 30 %. Bolesti jsou typicky jednostranné a intermitentní (1).

Příčiny CC syndromu mohou mít různý původ. Z hlediska strukturální patologie to mohou být degenerativní změny krční páteře ve smyslu

diskopatie, spondyloartrózy, osteochondrózy. Tyto změny nebývají hlavní příčinou, ale mohou k rozvoji CC syndromu výraznou měrou přispívat. Další strukturální změnou mohou být vývojové anomálie, zánětlivé změny postihující krční páteř, např. revmatoidní artritida. Nejzávažnější strukturální změny jsou primární a sekundární tumory, zejména postihnou-li cervikokraniální oblast. Mohou to být neurofibromy, ependymomy, meningeomy, myelomy, ale i metastázy nádorů z jiných lokalizací (2). Nejčastější příčinou CC syndromu je však funkční patologie v cerviko-

kraniální oblasti. Jde obvykle o svalové spasmus a blokády krční páteře. Tyto změny souvisejí se svalovou dysbalancí a poruchou statiky páteře. Zejména když statická práce převládá nad dynamickou, např. dlouhodobé sezení, proto můžeme CC syndrom označit za civilizační chorobu (3).

#### Lewit uvádí 10 příčin CC syndromu: (4)

1. Chybný svalový stereotyp, kdy pacient přetěžuje horní fixátory ramene a chybný stereotyp dýchání.
2. Předsunuté držení hlavy – statické poruchy v rovině sagitální.
3. Statické poruchy v rovině frontální.
4. Zvýšená tenze psychogenní příčinou.
5. Reflexní blokády krční páteře.
6. Hypermobilita krční páteře.
7. Blokády kloubů sternoklavikulárních, akromioklavikulárních a 1. žebra.
8. Reflexní spasmus šíjových svalů následkem viscerálních poruch.
9. Bolest vycházející ze zadního oblouku atlasu.
10. Bolesti způsobené podrážděním arteria vertebralis.

Další podskupinou jsou bolesti hlavy v návaznosti na úraz hlavy nebo krční páteře, též úrazy typu Whiplash. Kloubní blokády jsou především v oblasti C0-C1-C2-C3, C-Th přechodu a 1. žebra (5).

#### METODY VYŠETŘENÍ

Vyšetřili jsme funkční poruchy krční páteře ve výše uvedených segmentech podle přesné metodiky muskuloskeletální medicíny (uznávané Federation International of Musculoskeletal Medicine). Hodnotili jsme funkční blokády a zapisovali do tabulky před začátkem a po skončení terapie. Dále jsme palpačně zjišťovali spasmus šíjového svalstva. Nakonec jsme anamnesticky zjišťovali četnost bolestí hlavy, jejich charakter a jejich intenzitu na desetistupňové analogové škále bolesti. Odebrali jsme také předchozí pracovní a sportovní anamnézu, včetně zranění pohybového aparátu.

#### METODY TERAPIE

Cílem této práce bylo ověřit možnosti ovlivnění těchto bolestí pomocí měkkých technik, které jsem aplikoval podle standardní celostátní metodologie. Znalostí a dovedností těchto technik, včetně platného osvědčení s celostátní platností, jsem získal v akreditovaném školicím středisku. Metodiky byly nezávisle kontrolovány zkušeným odborníkem.

Terapie se provádí zezadu vsedě, přičemž pacient sedí uvolněně, předloktí má volně položená

na stehna. Celková doba terapie byla přibližně 20 minut. Terapie se prováděla 2krát týdně po 4 týdny, celkem tedy 8krát.

#### Soubor pacientů

Sestavil jsem soubor šesti pacientů (5 žen, 1 muž) ve věku od 18 do 63 let. Všichni v anamnéze udávají dlouhodobé bolesti hlavy, které mají různou lokalizaci a různé šíření, nejčastěji se však objevují ve frontálních partiích. Většinu dne tráví sedavým zaměstnáním.

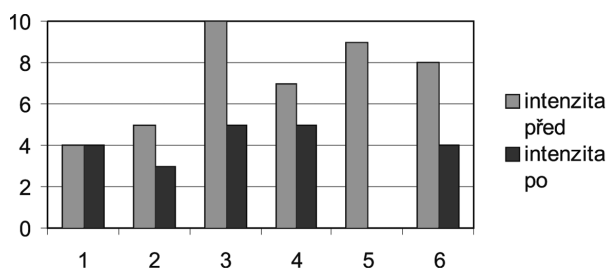
#### VÝSLEDKY

Celkově můžeme říci, že se zmenšila intenzita bolestí u 5 pacientů (graf 1). Bolesti hlavy byly méně časté u 4 ze 6 pacientů. Subjektivně došlo u všech pacientů k uvolnění spasmu šíjového svalstva a všichni pacienti hodnotili celou terapii kladně. Také se u všech pacientů zlepšil funkční stav páteře (tab. 1).

Samozřejmě jsem si vědom, že u takto malého souboru pacientů nelze statisticky hodnotit dosažené výsledky, proto uvedu jako příklad pouze kazuistiku jedné pacientky.

#### KAZUISTIKA

Žena 55 let, sedavé zaměstnání od roku 1982, tedy 21 let. Poslední čtyři roky pracuje intenzivněji, až 12 hodin denně, většinou u počítače. V rámci sportovní aktivity jezdí přes zimu každý den na rotopedu 20–40 minut. Z předchozích zra-



**Graf 1.** Porovnání intenzity bolesti hlavy pacientů před a po terapii měkkými technikami.

**Tab. 1.** Porovnání intenzity bolestí a četnosti bolestí před a po terapii měkkými technikami.

	Intenzita před	Četnost před	Intenzita po	Četnost po
pacient č. 1	4	1/měsíc	4	1/měsíc
pacient č. 2	5	1/týden	3	1/měsíc
pacient č. 3	10	každý den	5	každý den
pacient č. 4	7	3/týden	5	1/týden
pacient č. 5	9	1/měsíc	0	vůbec
pacient č. 6	8	každý den	4	3/týden

**Tab. 2.** Funkční vyšetření páteře pacientky uvedené v kazuistice před terapií.

Vyšetření	L	P
rotace trupu	-	-
lateroflexe	-	+
nespecifická rotace	-	+
rotace (C2-C3)	-	+
rotace (C0-C2)	-	-
rotace (C-Th)	+	+
první žebro	+	-

(- pohyb omezen, + pohyb neomezen)

**Tab. 3.** Funkční vyšetření páteře pacientky uvedené v kazuistice po terapii.

Vyšetření	L	P
rotace trupu	+	+
lateroflexe	+	+
nespecifická rotace	+	+
rotace (C2-C3)	-	+
rotace (C0-C2)	-	+
rotace (C-Th)	+	-
první žebro	+	+

(- pohyb omezen, + pohyb neomezen)

nění udává trauma krční páteře po pádu na záda v létě 1999, pro které byla v péči rehabilitační kliniky. Bolesti hlavy začaly přibližně před 13 lety (v roce 1990), objevují se přibližně 3krát týdně. Začínají v zátylku, šíří se do spánku, za oči, převážně vlevo, intenzita bolestí je většinou 7. Pacientka udává, že se bolesti provokují dlouhodobým sezením u počítače, objevují se i po fyzické námaze, v poloze se zvednutými pažemi (např. při věšení záclon), při změně počasí.

Funkční vyšetření páteře ukázalo následující funkční poruchy: rotace trupu omezena oboustranně, lateroflexe, nespecifická rotace, specifická rotace C2-C3 omezeny doleva, specifická rotace na C0-C2 omezena oboustranně, první žebro blokováno vpravo (tab. 2). Proti bolestem hlavy si

pacientka aplikovala farmakologickou léčbu, kombinace Paralen 500 mg a Ibuprofen 400 mg, někdy bylo nutno dávku opakovat. V menší míře pomáhal i pohyb na čerstvém vzduchu.

Po absolvování terapie měkkými technikami se četnost bolestí zmenšila na 1krát týdně, intenzita bolestí je minimální, spíše pocit napětí, největší intenzita od začátku terapie je 5, objevují se spíše odpoledne. Pacientka byla schopna vysadit farmakologickou léčbu. Subjektivní uvolnění šíjového svalstva ze začátku terapie pouze krátkou dobu po provedení měkkých technik, ke konci terapie již po celou dobu. Celkový dojem z terapie je dobrý. Též se zlepšil funkční stav páteře: krční páteř celkově volná, pouze mírná blokáda C0-C2 a C2-C3 vlevo a C-Th vpravo (tab. 3).

## ZÁVĚR

Je jisté, že měkké techniky mají nezastupitelné místo v léčbě vertebrogenních bolestí hlavy, bolesti se zmírňují, zmenšuje se také četnost bolestí. Ale bolesti hlavy tohoto typu mají často tendenci k recidivám, proto se musí léčit hlavně příčina.

## LITERATURA

- DOČEKAL, P.: Cervikogenní migréna. Bolest, Suppl., 4, 2001, 1, s. 6.
- HORÁČEK, O.: CC syndrom – příčina, objektivní nálezy a formy léčby. Zdrav. Nov., Lék. Listy, 49, 2000, 29, s. 4.
- LEWIT, K.: Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. Praha, Sdělovací technika, 2003, s. 411.
- LEWIT, K.: Patomechanismy cervikokraniální bolesti hlavy. Československá neurologie a neurochirurgie, 41, 1978, 1, s. 26–34.
- TOŠNEROVÁ, V.: Kopfschmerz bei Kindern verursacht durch Dysfunktion des Bewegungsapparates. Manuelle Medizin, 40, 2002, 1, s. 10–12.

Filip Čečka,  
posluchač 5. roč. LF UK  
Nezvalova 956  
500 05 Hradec Králové

## VYUŽITÍ OBDOBÍ SÁDROVÉ FIXACE VROZENÝCH VAD NOŽEK K REHABILITACI

*Klouček V.*

Rehabilitační klinika FN, Hradec Králové,  
přednostka MUDr. V. Tošnerová, CSc.

### SOUHRN

Dlouhodobá sádrová fixace dolních končetin u dětí s vrozenou vadou nožek má negativní vliv na trofiku postižené končetiny a její zapojení do tělesného schématu. V tomto období se dá dobře využít Vojtova reflexní lokomoce k snížení negativních následků sádrování a případného operačního zákroku.

**Klíčová slova:** vrozená vada nožek, sádrová fixace, tělesné schéma, stereotyp pohybu, Vojtova reflexní lokomoce

### SUMMARY

Klouček V.: Application of the Period of Plaster Fixation of Inborn Defects of Lower Extremities for Rehabilitation

The long-term fixation of lower extremities in children with inborn defects of lower extremities exerts negative effects on the trophic processes of the affected limbs and its participation in the body scheme. In this period of time the reflex locomotion according to Vojta can be of advantage for decreasing negative consequences of plaster bandager and possible surgical intervention.

**Key words:** inborn defect of lower extremities, plaster fixation, body scheme, locomotion stereotype, reflex locomotion according to Vojta

*Rehab. fyz. Lék., 12, 2005, No. 1, p. 48–50.*

### ÚVOD

U těžších polohových vad a u rigidních vrozených vad nožek u dětí se v konzervativní části léčby používají dva druhy sádrování (1). Začíná se *redresním* (korekčním) sádrováním, které má za cíl zkorigovat vadu do optimálního postavení postupným protažením měkkých tkáňových struktur (obr. 1). *Retenční* sádrování udržuje toto postavení až do doby, kdy je naplánována případná operace, hlavně u rigidních vad, kdy se koriguje postavení kostěných struktur. Po operaci se sádruje dolní končetina na 6 až 8 týdnů.

Celková doba, kdy je přiložena sádrová fixace, může dosáhnout až 12 měsíců, přičemž začátek sádrování je krátce po narození. Pokud jsou postiženy obě dolní končetiny, jedná se o velký zásah do psychomotorického vývoje. U zdravého dítěte probíhá právě v této době nejdůležitější část z procesu vertikalizace a utváření tzv. tělesného schématu, které má za úkol koordinaci pohybu všech končetin, trupu a hlavy.



**Obr. 1.** Pes equinovarus congenitus před sádrováním.

### METODA

Období obou druhů sádrové fixace se dá vhodně využít k rehabilitaci.



Zatímco klasické způsoby cvičení vyžadují volnou dolní končetinu k provádění měkkých technik, LTV a manuální facilitace postiženého akra, při Vojtově RL lze cvičit i v sádrové fixaci. Využívá se stimulace zón vzdálených místu postižení, tedy bez sádrového krytí, k zapojení svalových skupin na postižené dolní končetině (obr. 2).



**Obr. 2.** Reflexní otáčení (1. fáze) dle Vojty.

Při Vojtově terapii dochází k izometrické kontrakci svalových vláken, které se zesílí použitím odporu proti pohybu. Tato izometrická kontrakce není ovšem statická, protože tah svalů má vždy určitý směr a obsahuje vektor pohybu vpřed (2). Směr pohybu je veden k místu opory, tzv. punktu fixum, které je zajištěno terapeutem nastavenou polohou a kladením odporu. V případě stimulace u vrozené vady akra dolní končetiny dochází např. v poloze na boku (obr. 3) u svrchní dolní končetiny k motorickým aktivitám, které vedou k následujícím změnám v postavení kloubů: v horním hlezenním kloubu dojde k nulovému postavení, talus a kalkaneus se staví do podélné osy bérce, matatarzi se abdukuje. *Pozice je změněna svalovou funkcí (2).* K takovému postavení akra (svalové práci, která k němu vede) dojde při každé stimulaci Vojtovou metodou a při častém a dlouhodobém používání se zafixuje tato motorická aktivita v CNS.

Kromě stimulace motorických center se stimulují i vegetativní centra, což se projeví hyperémií a pocením kůže nad aktivovanými svalovými skupinami.



**Obr. 3.** Reflexní otáčení (4. a. fáze) dle Vojty.



**Obr. 5.** Stav 15 měsíců po operaci.



**Obr. 4.** Stav 15 měsíců po operaci.



**Obr. 6.** Stav 15 měsíců po operaci.

## ZÁVĚR

Souhrnně se dá říci, že Vojtovou reflexní lokomocí:

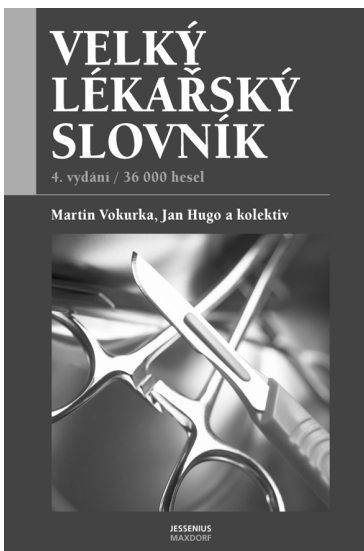
- dochází k takovým svalovým aktivitám, které se odehrávají při procesu vertikalizace u zdravého dítěte, končetina se dříve zapojí v operační fázi léčby do správného stereotypu v bipedální lokomoci,
- je pozitivně ovlivněna trojka postižené končetiny, atrofie látkového svalstva a zkrácení chodidla nebude tak výrazné, prokrvení a citlivost končetiny po operaci se rychleji upravuje (obr. 4, obr. 5, obr. 6).

Výše uvedené skutečnosti plně opravňují indikovat Vojtovu metodu i v období sádrové fixace, které představuje důležitý časový úsek z pohledu dětského pacienta a je pro rehabilitaci málo využíváno.

## LITERATURA

1. DUNGEL, P.: Ortopedie a traumatologie nohy. Avicenum, Praha, 1989.
2. VOJTA, V.: Pohyby dolních končetin. In: Vojtův princip. Grada, Praha, 1995.

*Bc. Vít Klouček  
Rehabilitační klinika FN  
Nezvalova 956  
500 05 Hradec Králové*



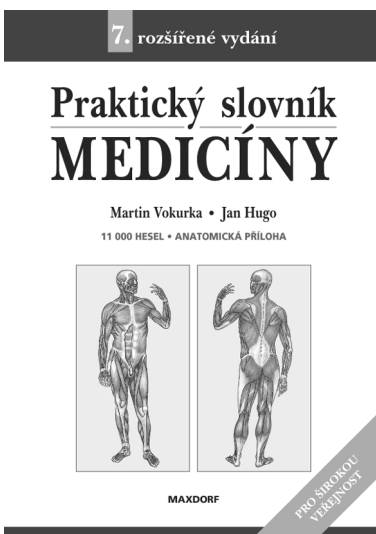
## VELKÝ LÉKAŘSKÝ SLOVNÍK 4. vydání

*Martin Vokurka, Jan Hugo a kol.*

Čtvrté, rozšířené vydání výkladového slovníku lékařských termínů pro odbornou veřejnost a čtenáře s hlubším zájmem o medicínu. Více než 36.000 hesel zachycuje celou anatomickou terminologii, biochemii a molekulární biologii, patologii, farmakologii, několik tisíc vnitřních, neurologických a vrozených nemocí, obsáhle je zatoupena psychiatrie, chirurgické obory, gynekologie, sexuologie, ORL, oční lékařství, stomatologie a řada dalších oborů. Slovník klade důraz na souvislosti uvnitř medicíny, i mimo ni.

*Vydal Maxdorf v roce 2004, váz., formát B5, 966 str., 1495 Kč,*

**Objednávku můžete poslat na adresu: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz**



## PRAKTICKÝ SLOVNÍK MEDICÍNY (7. vydání)

*Martin Vokurka, Jan Hugo a kol.*

Sedmé, další rozšířené vydání úspěšného výkladového slovníku lékařské terminologie. Obsahuje více než 11 000 hesel s velkým počtem příkladů, některá hesla jsou doplněna ilustracemi. Slovník zachycuje aktuální českou lékařskou terminologii ne pouze ve formě vyučované na lékařských fakultách, ale také tak, jak je užívána v každodenní zdravotnické praxi. V tomto duchu obsahuje také řadu hovorových výrazů užívaných zdravotníky, přehled a výklad zkratk užívaných v současné české medicíně aj. Publikace je prvním výkladovým slovníkem lékařských termínů srozumitelným široké veřejnosti u nás.

*Vydal Maxdorf v roce 2004, formát A5, váz., ISBN 80-7345-009-7, 490 str., cena 595 Kč.*

**Objednávku můžete poslat na adresu: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz**

## POKYNY PRO AUTORY

Časopis **Rehabilitace a fyzikální lékařství** je volným pokračováním Fysiatrického a revmatologického věstníku založeného v roce 1923. Vychází čtyřikrát ročně a je věnován nejen problematice rehabilitace a fyzikálního lékařství, ale i myoskeletální medicíně a souvisejícím oborům. Publikovány mohou být teoretické studie, informace z praxe a kazuistiky. Přetisknout část časopisu nebo použít obrázky v jiné publikaci lze pouze s citací původu a souhlasem redakce.

### Zasílané rukopisy musejí splňovat následující podmínky:

**1. Rukopis se píše na stroji** (ne perličkový typ) nebo na laserové (ne bodové) tiskárně počítače po jedné straně kvalitního bílého papíru formátu A4 tak, aby na stránce bylo vždy 30 řádků (řádkování 2) po 60 úhovech (bez vynechávek mezi jednotlivými kapitolami). Strany musejí být očíslovány.

#### 2. Rukopis má zpravidla tyto části:

- a) První strana: **Nadpis** - výstižný a stručný (do 10 slov), je-li to možné, měl by heslovitě vyjádřit výsledek původní práce. Jména autorů - zkratka křestního jména, příjmení, bez titulů všech autorů. **Pracoviště** - plný úřední název se sídelním městem a plným jménem přednosta kliniky, primáře nebo vedoucího pracoviště se všemi tituly.
- b) Druhá strana: **Souhrn** - má vystihnout, co bylo předmětem výzkumu bez obecných prohlášení a perspektiv. Přiložte, prosím, kopii pro anglický překlad (event. doplněnou anglickými termíny pro překladatele). Možno přiložit vlastní anglický překlad. Souhrny jsou k dispozici na internetu, měla by jim být proto věnována náležitá pozornost, zejména anglické verzi. Rozsah souhrnu by neměl přesahovat 150 slov. Klíčová slova v počtu 3 - 10 slov (max. 255 znaků) mají zahrnovat hlavní pojmy, o kterých se pojednává. Jejich výběru věnujte náležitou pozornost, neboť podle nich bude vaše práce uváděna v Index Medicus, případně v jiných referátových časopisech, na internetu a ve věcném rejstříku. Proto doporučujeme užívat hesla uváděná v Index Medicus.
- c) Další strany: **Úvod** - uvést jen podstatné informace o problematice a vymezení tématu (obvykle jeden až dva odstavce). **Soubor vyšetřených nemocných, léčebné postupy a metodika. Výsledky** - v textu neopakovat údaje z tabulek a grafů, slovy vyjádřit jen hlavní poznatky. **Vlastní pozorování, diskuse** - zaujmout stanovisko k vlastním výsledkům a srovnat s výsledky jiných autorů (metodické obtíže, problé-

my interpretace, příčiny odlišných výsledků apod.). Dále může být přiloženo poděkování a případně zdroje podpory (názy grantů apod.).

**3. Literatura** - citované informační prameny jsou sestaveny v pořadí, v jakém se v textu vyskytují a poté následují citace ostatních děl. Citace musí odpovídat ČSN ISO 690. Odkazy na literaturu v textu se uvádějí čísly v závorkách. Citované prameny v oddílu Literatura jsou očíslovány. Citace monografických publikací: příjmení autora (velkými písmeny), zkratka křestního jména, název knihy, místo, nakladatel, rok. Před první stranu zkratku "s.", v případě cizojazyčné citace zkratka "p.". Při citaci knižní kapitoly - jméno autora a název kapitoly, tečka, In, citovaná kniha. (JANDA, V. Funkční svalový test. Praha : Grada Publishing, 1996, s. 8-10.) Citace časopiseckých prací - jméno autora (viz výše), plný název práce, tečka, oficiální zkratka časopisu, rok, ročník, číslo časopisu, citované stránky (viz výše). (JANDA, V. Cervikocervikální přechod. Rehabil. fyz. lék., 2002, roč. 9, č. 1, s. 3-4.)

V názvech časopiseckých prací psaných anglicky začíná velkým písmenem jen první slovo názvu, v ostatních slovech se píše malé začáteční písmeno, pokud nejde o vlastní jméno, zeměpisný název, národ.

Uvádí se jen hlavní literatura (neplatí pro Přehledy).

**Adresa prvního autora** je na konci rukopisu (tj. za literaturou). Dbejte na kompletnost a aktuálnost adresy z důvodu potřebného kontaktu s redakcí časopisu (včasné doručení korektur).

**4. Dokumentace** - rozlišujte obrázky (event. fotografie), dále grafy a tabulky. Každou část přikládejte ke strojopisu samostatně (ne do textu). Na zadní stranu tužkou napište jméno prvního autora, název práce, pořadové číslo dokumentace, horodolní orientaci (šipkou). Každý obrázek, tabulka i graf musejí mít legendu, obsahující řadové číslo, název, event. vysvětlivky. Legendy obrázků a grafů se píšou na zvláštní list za literaturu... Umístění dokumentace se ve strojopisu označí po levé straně obdélníčkem a číslem, v textu se odkazy na dokumentaci uvádějí číslem v závorce (obr. 1) (tab. 1) (graf 1). Přijímáme pouze KVALITNÍ předlohy, kontrastní fotografie, nepoškozené... NEPOUŽÍVEJTE rastry z laserových tiskáren (při reprodukci se slévají).

Redakce přijímá i barevnou fotodokumentaci. Nejlépe kvalitní kontrastní fotografie pohlednicového formátu, v nutných případech i barevné diapositivy (pečlivě očíslované a popsané). Pamatujte, že barevná reprodukce je finančně náročná, a používejte ji pouze tam, kde by černobílá reprodukce ztrácela výpovědní hodnotu (ne barevné foto budov, grafy atd.). Barevné

obrázky (fotografie, diapozitivy apod.) se autorovi vracejí po administrativním uzavření ročníku. Černobílé perokresby a fotografie se autorovi vracejí pouze na jeho písemné vyžádání.

Rukopis musí být předán vždy v tištěné podobě. Redakce však vítává současně i jeho **elektronickou podobu**. Text musí být uložen v samostatném souboru ve formátu MS Word (\*.doc) bez automatického formátování, jiných grafických úprav a bez zabudovaných obrázků, grafů či tabulek, které musejí být uloženy v samostatných souborech. **Nebudou přijímány soubory formátu PowerPoint (\*.ppt), Adobe Acrobat (\*.pdf) apod. Obrázky přijímáme pouze ve formátech tif, eps nebo jpg (s maximálním rozlišením). Každý obrázek musí být uložen v samostatném souboru a nesmí být součástí textu. K disketě nebo CD přiložte vždy dokladový nátisk s označením obrázku (viz výše). Grafy redakce přijímá v programu MS Excell.**

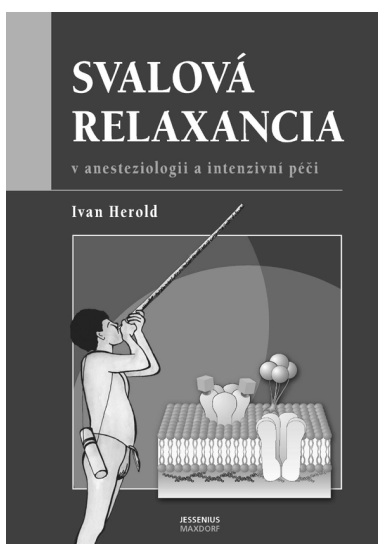
**Po jazykové stránce** musí práce odpovídat pravidlům českého nebo slovenského pravopisu (progressivnímu způsobu). Není přípustné slova zkracovat, s výjimkou zkratků oficiálních nebo zcela běžných.

Všechny **číselné údaje** je nutno vyjadřovat v jednotkách měrové soustavy SI (snad kromě hodnot krevního tlaku, kde vládne nejednotnost na straně lékařů i kardiologických společností).

Redakce vrátí práce, které neodpovídají uvedeným podmínkám. V ostatních případech si vyhrazuje právo rukopis zkrátit (např. z prostorových důvodů), provést opravy nebo po připomínkách recenzentů vrátit autorovi k příslušné úpravě. Práce zaslané redakci musejí být formulovány s konečnou platností, nejsou přípustné dodatečné změny. Průvodní dopis autorů musí obsahovat úplnou adresu bydliště. Aby se zkrátila publikační lhůta tiskárny, je možno připojit prohlášení, že autor netrvá na autorské korektuře. **Korektury** vracejte obratem – k pozdě vráceným korekturám nepřihlížíme. **Redakce žádá všechny autory, aby pokyny autorům přesně dodržovali.** Zásadně nepřijímá hůře čitelné (komprimované, světle psané) texty. Imprimatur se striktně nevyžaduje. Imprimováním nicméně přednosta svým podpisem potvrzuje redakci autorovu věrohodnost (např. fakt, že publikace skutečně vznikla na uváděném pracovišti). Rukopis zasílejte v originálu a jedné kopii, doporučeně, v pevné obálce, na adresu:

**MUDr. Jan Vacek**  
**Klinika rehabilitačního lékařství IPVZ**  
**Šrobárova 50**  
**100 34 Praha 10**

*Redakce*



## **SVALOVÁ RELAXANCIA** **v anesteziologii a intenzivní péči**

*Ivan Herold*

Kniha je určena pro lékaře používající myorelaxancia v každodenní praxi. Podává přehled současných poznatků o použití myorelaxancií v rutinní praxi anesteziologů a lékařů pracujících na JIP. Zahrnuje fyziologii nervosvalového přenosu a možnosti jeho ovlivnění, se zvláštním důrazem na acetylcholinový receptor. Je podán přehled farmakologie depolarizujících a nedepolarizujících myorelaxancií a jejich indikací v anesteziologii a intenzivní péči. Zvláště jsou uvedena specifika použití v dětské praxi a v intenzivní péči. Samostatná kapitola je věnována problematice monitorování nervosvalového přenosu a antagonistické blokády.

*Vydal Maxdorf v roce 2004, formát A5, váz.*  
*ISBN 80-7345-025-9, 264 str., cena 495 Kč*

**Objednávku můžete poslat na adresu: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz**