

# REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

## REHABILITATION AND PHYSICAL MEDICINE

ČÍSLO 1/2012, ROČNÍK 19

**VEDOUcí REDAKTOR**

**MUDr. Jan Vacek, Ph.D.**

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**

**Doc. 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

**MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.**

Katedra fyzioterapie FTK UP  
Tř. Míru 115, 771 11 Olomouc

**Doc. MUDr. Vlasta Tošnerová, CSc.**

Klinika rehabilitačního lékařství FN HK  
500 05 Hradec Králové

## OBSAH

## CONTENTS

## PŮVODNÍ PRÁCE

<b>Zouková I., Hladíková M.:</b> Longitudinální sledování pohybových náleží u dětí s rizikovou anamnézou intrauterinní růstové retardace (IUGR) .....	3
<b>Vařeka I., Vařeková R.:</b> Sdružené pohyby kloubů dolní končetiny a reverze posunu kondylů femuru při zatížení .....	13
<b>Hellebrandová L., Šafářová M.:</b> Ovlivnění ventilačních plicních parametrů koaktivací bránice s ostatními svaly trupu.....	18
<b>Pavlu D., Pánek D., Čemusová J.:</b> EMG aktivita m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrační činky .....	25
<b>Pavlu D., Pánek D., Loučková Z., Musálek M.:</b> Vliv cvičení s vibrační činkou na aktivitu m. trapezius .....	30
<b>Holländerová D., Pavlu D., Pánek D.:</b> Hodnocení EMG aktivity horní části m. trapezius při cviku proti pružnému odporu ve vodním prostředí a na suchu .....	35
<b>Honová K.:</b> Aktivace hlubokého stabilizačního systému s využitím moderních fitness pomůček (BOSU®, FLOWIN®, TRX®) .....	42
<b>Řasová K., Hogenová A.:</b> Kulturní a filozofické rozdíly v Evropě se odrážejí v rehabilitační léčbě (fyzioterapii) neurologicky nemocných.....	47

## RECENZE KNIHY

Raudenská J., Javůrková A.: Lékařská psychologie ve zdravotnictví (Večeřová-Procházková A.).....	50
--	----

## ORIGINAL PAPERS

<b>Zouková I., Hladíková M.:</b> Longitudinal Study of Motion Findings in Children with Risk History of Intrauterine Growth Retardation (IUGR) .....	3
<b>Vařeka I., Vařeková R.:</b> United Motions of Lower Extremity Joints and Reversion of the Femur Condyle Shifts During Load .....	13
<b>Hellebrandová L., Šafářová M.:</b> Affecting of Respiratory Parameters by Co-activation of Diaphragm with other Trunk Muscles .....	18
<b>Pavlu D., Pánek D., Čemusová J.:</b> EMG Activity of Brachial M. Biceps and M. Triceps in Holding the Vibration Dumbbell .....	25
<b>Pavlu D., Pánek D., Loučková Z., Musálek M.:</b> Effect of Exercise with Vibration Dumbbell on the Activity of Trapezius Muscle.....	30
<b>Holländerová D., Pavlu D., Pánek D.:</b> Evaluation of EMG Activity of Upper Trapezius by Exercise against Elastic Resistance in Aquatic Environment and on Land.....	35
<b>Honová K.:</b> Activation of the Deep Stabilization System with the Use of Modern Fitness Aids (BOSU®, FLOWIN®, TRX®) .....	42
<b>Řasová K., Hogenová A.:</b> Rehabilitation Treatment (Physiotherapy) of Neurological Patients Reflect Cultural and Philosophical Differences in Europe .....	47

<http://www.cls.cz>

© Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, Praha 2012

## REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

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

Vedoucí redaktor MUDr. Jan Vacek, Ph.D.

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, P.O. BOX 183, Vajnorská 137, 830 00 Bratislava 3, tel.: 02/444 588 16, 02/444 588 21, fax: 02/444 588 19, e-mail: predplatne@abompkapa.sk.

Vychází 4krát ročně.

Předplatné na rok 404,- Kč (€ 16,80), jednotlivé číslo 101,- Kč (€ 4,20).

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, 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 3. 2. 2012.

Zaslané příspěvky se nevracejí, jsou archivovány v ČLS JEP. Vydavatel získává 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 jakékoliv formě či jakýmkoliv způsobem, ať již mechanickým, nebo elektronickým, včetně pořizování fotokopíí, nahrávek, informačních databází na magnetických nosičích, bez písemného souhlasu vlastníka autorských práv a vydavatelského oprávnění. Zadavatel nese plnou odpovědnost za kvalitu a formální a obsahovou stránku inzerce.

# PŮVODNÍ PRÁCE

## LONGITUDINÁLNÍ SLEDOVÁNÍ POHYBOVÝCH NÁLEZŮ U DĚTÍ S RIZIKOVOU ANAMNÉZOU INTRAUTERINNÍ RŮSTOVÉ RETARDACE (IUGR)

Zouňková I., Hladíková M.

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství UK 2. LF a FN Motol, Praha,  
přednostka doc. PaedDr. P. Kolář, Ph.D.  
Oddělení informačních systémů UK 2. LF a FN Motol, Praha,  
vedoucí Ing. M. Voříšek

### SOUHRN

Práce je zaměřena na vyšetření dětí s koordinační poruchou hybnosti, které se narodily s rizikovou anamnézou intrauterinní růstové retardace (IUGR). Má upozornit na významné posturální odchylky v 5. týdnu života, které ovlivní jejich motorický vývoj v prvním roce života a mohou být rizikovými ukazateli pro vznik posturálních odchylek typických pro dětské vadné držení těla (VDT).

**Klíčová slova:** intrauterinní růstová retardace, centrální koordinační porucha, posturální aktivita, posturální odchylka, asymetrie, hyperabdukce, antevertze, fyzioterapie, Vojtova metoda, handling

### SUMMARY

Zouňková I., Hladíková M.: Longitudinal Study of Motion Findings in Children with Risk History of Intrauterine Growth Retardation (IUGR)

This study focuses on the examination of children with locomotive coordination disorder that were born with the risk of intrauterine growth retardation (IUGR) in their case history. This work calls attention to notable postural deviations in the 5<sup>th</sup> week of life of children that affect their motor development in the first year of life and could be a risk indicator for the emergence of postural deviations typical for children's defective posture (VDT).

**Key words:** intrauterine growth retardation, central coordination dysfunction, developmental kinesiology, postural activity, postural deviation, asymmetry, hyperabduction, anteversion, physiotherapy, Vojta's method, handling

*Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 3–12.*

### ÚVOD

IUGR je závažným rizikovým faktorem pro vývoj postnatální adaptace a kvalitu dalšího vývoje těchto dětí. Poruchy vývoje centrální nervové soustavy (CNS) jsou 5-10krát častější u IUGR dětí v porovnání s AGA (appropriate weight for gestational age) dětmi.

Pro první čtyři měsíce života jsou u pohybových poruch charakteristické kvalitativní odchylky ve vývoji postury. Příkladem je dlouhodobě přetrvávající asymetrické novorozenecké držení osového orgánu. Dítě, na základě své vlastní motivace poznávat „nové“ v jeho okolí, používá v procesu vzpřimování a vertikalizace variabilní množství náhradních nefyziologických svalových koordinací. Z klinických zkušeností zaznamenáváme, že

vznikající svalové dysbalance mohou pokračovat ve školním věku v rámci obrazu vadného držení těla (VDT) nebo až do dospělosti a být například příčinou vertebrogenních potíží.

Cílem našeho sledování bylo upozornit na významné odchylky ve vývoji postury v prvních 4 měsících života dětí, které se mohou stát rizikovými faktory pro vznik vadného držení těla (VDT).

Fyzioterapie má za úkol ovlivnit patologický, nefyziologický pohyb. V dnešní podobě neodděluje striktně vyšetření a terapii. Chápe pohybový projev jako neustále se měnící stav. Musí rychle odejít na sebe navazující pohybové aktivity jednotlivých tělesných segmentů, vyhodnotit je a vzápětí je účinným terapeutickým nástrojem ovlivnit. Na základě toho jsme se rozhodly tyto od-

chnylky pozorovat a jejich četnost zaznamenat pouze v průběhu posturální aktivity.

V klinické praxi se setkáváme s tím, že děti, které byly v časném věku cvičeny pro pohybovou poruchu koordinace, se vrací v předškolním nebo školním věku do našich ambulancí z důvodu VDT. O tomto jevu se zmiňuje Vojta (10), který podotýká, že u části dětí s nefyziologickou koordinací v časném věku mohou být ve školním věku diagnostikovány různé posturální odchylky, např. lumbální hyperlordóza, infantilní kyfóza, protrakce ramen, diastáza mm. recti abdominis.

Proto jsme se rozhodly vyšetřit posturální funkce u sledovaného souboru IUGR i v pozdějším věku. Naším záměrem bylo zjistit eventuální pří-

tomnost odchylek typických pro dětské VDT. Kladly jsme si otázku: budou mít zjištěné odchylky přímou závislost s odchylkami zjištěnými v časném věku? Pakliže některé z nich ano, bude tento poznatek důležitý pro budoucí metodiku fyzioterapie.

## METODIKA

### Strategie výzkumu

Jedná se o empirický longitudinální výzkum, s kvantitativně - kvalitativním metodologickým postupem.

První byla studie „Nitroděložní retardace růs-

**Tab. 1.** Charakteristika souboru č. 1, IUGR. Četnost dívků, chlapců (N=40).

	Četnost	%
DÍVKY	25	62,5
CHLAPCI	15	37,5

**Tab. 2.** Charakteristika souboru č. 1, IUGR. Gestační týden, porodní hmotnost (g), porodní délka (cm). Pozn.: u 4 dětí nebyla v dokumentaci porodní délka zaznamenána (N=40).

	Průměr	Medián	SD	Minimum	Maximum	N
GESTAČNÍ TÝDEN	37,03	38	3,04	28	42	40
PORODNÍ HMOTNOST	1986,25	1960	532,08	730	2670	40
PORODNÍ DÉLKA	43,47	43,5	3,56	35	49	36

**Tab. 3.** Charakteristika souboru č. 2, IUGR, Četnost dívků, chlapců (N=17).

	Četnost	%
DÍVKY	10	58,8
CHLAPCI	7	41,2

**Tab. 4.** Charakteristika souboru č. 2, IUGR. Gestační týden, porodní hmotnost (g), porodní délka (cm) (N=17).

	Průměr	Medián	SD	Minimum	Maximum	N
GESTAČNÍ TÝDEN	37,4	38	2,5	31	42	17
PORODNÍ HMOTNOST	1983,2	1900	464,1	860	2670	17
PORODNÍ DÉLKA	43	43	3,4	35	48	17

**Tab. 5.** Charakteristika souboru č. 2, IUGR. Věk, hmotnost, výška (N=17).

V době kontroly 2009	Průměr	Medián	SD	Minimum	Maximum
VĚK (ROKY)	7,7	7,9	0,8	6,5	8,7
HMOTNOST (KG)	22,6	23,5	5,0	16,7	37
VÝŠKA (CM)	122,2	123,0	7,8	112,5	144

**Tab. 6.** Charakteristika souboru č. 2, IUGR. Indikace fyzioterapie (N=17).

Fyzioterapie ve skupině IUGR				
	Cvičí před 3. měsícem	Cvičí po 3. měsíci	Necvičí	Celkem
POČET	8	7	2	17
%	47,1	41,2	11,8	100



**Tab. 7.** Charakteristika souboru č. 3, AGA. Četnost dívky, chlapci (N=12).

	Četnost	%
DÍVKY	5	41,7
CHLAPCI	7	58,3

**Tab. 8.** Charakteristika souboru č. 3, AGA. Gestační týden, porodní hmotnost (g), porodní délka (cm) (N=12).

	Průměr	Medián	SD	Minimum	Maximum	N
GESTAČNÍ TÝDEN	38,58	40,00	3,4	30	40	12
PORODNÍ HMOTNOST	3079,17	3170	704,1	1370	4100	12
PORODNÍ DÉLKA	49,2	50	4,8	39	55	12

**Tab. 9.** Charakteristika souboru č. 3, AGA. Věk, hmotnost, výška (N=12).

V době kontroly 2009	Průměr	Medián	SD	Minimum	Maximum
VĚK (ROKY)	7,7	7,9	0,5	6,9	8,5
HMOTNOST (KG)	29,3	28,6	3,8	24	36
VÝŠKA (CM)	130,7	131	5,9	117	140

tu plodu se zaměřením na diagnostiku příčin a dalšího vývoje plodu/novorozence“, trvající od roku 2001 do roku 2003. Druhou byla „Studie vlivu faktorů genetických, zevního prostředí na rozvoj motorických schopností a dovedností u nedonošených i donošených dětí ke zdokonalení jejich rehabilitační terapie“, trvající od roku 2001 až do současnosti s předpokládaným koncem v roce 2011.

Při výběru probandů jsme si stanovily tato **kritéria**:

- Do výzkumu jsme zařadily děti **narozené v období 2001 – 2003**.
- **Porodní hmotnost.** Sledovanou skupinu tvoří děti, které se narodily s diagnózou intrauteriní růstová retardace (IUGR). Jejich porodní hmotnost byla relativně nízká, pod 3. percentilem, tzn. většina novorozenců měla p.h. > 1550 gramů. Kontrolní skupinu tvořily děti, jejichž hmotnost a délka v době porodu odpovídala jejich gestačnímu věku – (tzv. appropriate for gestational age - AGA).

Studie se opírá o výsledky následujících souborů:

**Soubor č. 1:** celkový soubor 40 probandů s rizikovou anamnézou IUGR, vyšetřených v roce 2001 - 2003. Soubor jsme zpracovaly z důvodu získání orientace o výskytu různých odchylek v časném věku (tab. 1, tab. 2).

**Soubor č. 2:** soubor 17 dětí s rizikovou anamnézou IUGR, vyšetřených v letech 2001 – 2003 a na podzim v roce 2009. U 15 z nich byla indikována fyzioterapie (tab. 3 – tab. 6).

**Soubor č. 3:** soubor 12 dětí AGA, vyšetřených v roce 2001 – 2003 a na podzim roku 2009. Byl souborem kontrolním (tab. 7 – tab. 9).

**Zpracování dat probandů, kteří tvoří soubor 1, 2 a 3**

Výběr probandů byl složitý. Vycházely jsme z empirické praxe, kdy při vyšetření posturálních

funkcí podle vývojové kineziologie jsme zjistily, že motorická odpověď určitého tělesného segmentu se liší od fyziologického projevu. Pozorování a zjištění odchylek ve vývoji postury u všech vyšetřovaných jedinců prováděla autorka článku pouze sama.

Jako signifikantní faktor pro určení těchto odchylek ve vztahu k zahájení fyzioterapie se jednoznačně jevil **věk 5. týdne života**. Opíraly jsme se o literární údaje Vojty (10). Vycházely jsme z doporučení **včasně zahájené fyzioterapie** s cílem minimalizovat nefyziologické projevy posturální motoriky, typické pro dětské VDT.

K minimalizaci posturálních odchylek u novorozenců a kojenců jsou používány dvě terapeutické metody a jejich techniky: Vojtova metoda a handling (zacházení s dítětem v průběhu 24 hodin) vypracovaný podle konceptu Bobatha (7). Účinnost obou je nepopíratelná. Neexistují jasná objektivní kritéria o volbě, kdy kterou z nich použít. O způsobu provádění fyzioterapie rozhoduje reakce pacienta, jeho aktuální zdravotní stav a celkový emocionální charakter. Také postoj rodičů není zanedbatelný. Chtěly jsme se přesto přesvědčit, zda **způsob prováděné fyzioterapie** má určitý efekt.

Metodicky jsme postupovaly:

**A) Pro srovnání výskytu odchylek v časném období života** jsme zvolily pracovat s daty souboru č. 1 a souboru č. 3. Naším záměrem bylo zjistit:

- **četnost odchylek** s předpokladem, že jejich počet bude významně vyšší u souboru č. 1,
- **u kterých odchylek je rozdíl** mezi soubory **nejvýznamnější, které z odchylek** budou **rizikovým ukazatelem** pro **nefyziologické projevy posturální motoriky**, typické pro **dětské VDT**,
- **vliv odchylek** na vznikající **retardaci motorického vývoje**.

**B) Pro zjištění vývoje odchylek a jejich vlivu na posturální chování v pozdějším věku** jsme pracovaly s daty souboru č. 2 a souboru č. 3. Naším záměrem bylo zjistit:

- **četnost** výskytu odchylek během vývoje až do období kontrolního vyšetření v roce 2009,
- **rozdíl v četnosti odchylek** mezi soubory při kontrolním vyšetření v roce 2009,
- **korelaci odchylek**, zjištěných v **časném** období života, s **odchyly** zjištěnými při **kontrolním vyšetření** v roce 2009.

### **C) Vliv začátku a způsobu fyzioterapie na snížení odchylek**

Ke zjištění účinku efektu fyzioterapie jsme vyšetřily probandy tohoto souboru podle:

**2a)** - začátku zahájení fyzioterapie (před a po 3. měsíci života). Negativní výsledek tohoto vyšetření nás vedl k tomu, že byli probandi vyšetřeni podle

**2b)** - způsobu provádění fyzioterapie. Porovnávaly jsme probandy cvičené pouze Vojtovou metodou s probandy cvičenými kombinací Vojtova metoda + handling.

Hodnotily jsme **součet odchylek** ve 4. měsíci (tj. po zahájení fyzioterapie) a při kontrolním vyšetření v roce 2009. Zároveň jsme hodnotily **změnu součtu** odchylek 4. měsíc – kontrolní vyšetření 2009.

## POUŽITÉ METODIKY

### **Vývojová kineziologie jako vyšetřovací metoda**

Podkladem je screening posturálního vývoje podle Vojty (10, 3, 4). Vyšetřovaly jsme děti v korigovaném novorozeneckém věku 5. den, 5. týden a 4. měsíc. Vyšetření probíhala na novorozeneckém oddělení FN Motol, v dalších obdobích ambulantně na Klinice rehabilitace FN Motol, vždy v určeném dni v týdnu v odpoledních hodinách, ve stejné místnosti. Vyšetření bylo pro děti neinvazivní a nezářezové, vyžadovalo pouze čas rodičů.

**Aspekci** jsme hodnotily **posturální aktivitu v poloze na břiše a na zádech** a zaznamenaly následující **posturální odchylky** v kalendářním věku:

#### **a) korigovaný novorozenecký věk**

- hyperabdukce v kyčelních kloubech,
- trvalá a neměnicí se predilekce hlavy,
- trvalá a neměnicí se reklinace hlavy,
- trvalá a neměnicí se inklinace hlavy,
- nepřítomnost anteverze pánve,
- trvalá a neměnicí se asymetrie trupu ve frontální rovině.

#### **b) korigovaný věk 5. týden**

- hyperabdukce v kyčelních kloubech,
- predilekce hlavy

- reklinace hlavy,
- inklinace hlavy,
- přetrvávající přítomnost novorozenecké anteverze pánve,
- asymetrie trupu ve frontální rovině,
- kompenzační vzor hyperextenze trupu,
- přetrvávající novorozenecká protrakce v ramenních kloubech.

#### **c) korigovaný věk 4. měsíc**

- predilekce hlavy,
- reklinace hlavy,
- inklinace hlavy,
- přetrvávající přítomnost novorozenecké anteverze pánve,
- asymetrie trupu,
- kompenzační hyperextenze trupu,
- přetrvávající novorozenecká protrakce v ramenních kloubech,
- přítomnost diastázy břišních svalů.

Přítomnost uvedených odchylek jsme zaznamenaly odpovědí **ano**, nepřítomnost odpovědí **ne**.

### **Výpočet retardačního kvocientu**

Podkladem je hodnocení posturální aktivity vyjádřené tzv. retardačním kvocientem (RQ) (3). Vypočítá se tak, že aktuální věk motorického vývoje (hrubá motorika – vzpřimování a lokomoce) se vydělí kalendářním věkem. Za ideálních podmínek je poměr vyjádřen číslem jedna – 1.

### **Klinické vyšetření posturálních funkcí**

Vyšetření a hodnocení jsme provedly u probandů, kteří se dostavili k vyšetření na podzim 2009. Děti a rodiče byli srozuměni s charakterem vyšetření ve zvacím dopise. Vyšetření probíhala v odpoledních hodinách na Klinice rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN v Motole. Vyšetření bylo jednorázové, jedno vyšetření trvalo v průměru 5 - 10 minut.

#### **a) Statické vyšetření postavy**

##### **- držení těla ve vzpřímeném stoju**

Podkladem vyšetření jsou kritéria motorického vývoje, resp. morfologického, vycházející z biomechanických, anatomických a neurofyziologických funkcí. Při hodnocení jsme se zaměřily na jedno z kritérií – sledovaly jsme přítomnost neutrální polohy držení (postavení) v kloubech. Z důvodu určité nestálosti a postupného vývoje charakteristického pro dětský věk jsme proto nepoužily specifický test. Soustředily jsme se pouze na zhodnocení určitých symptomů, tzv. VDT. Vyšetření jsme provedly aspekci zezadu, zepředu, z boku. Hodnotily jsme držení a osové postavení hlavy, osu a konfiguraci ramen, tvar a symetrii hrudníku, výši lopatek a jejich postavení vzhledem k podélné ose těla, souměrnost torakobrachiálních trojúhelníků, na páteři zvětšení nebo zmenšení je-

ního zakřivení, sklon pánve a kosti křížové od vertikály. Z obecně sledovaných ukazatelů pro VDT jsme vybraly jen ty, které mají určitou souvislost s poruchou posturálních funkcí v časném věku:

- rotace hlavy k jedné straně (predilekce hlavy v časném období),
- inklinace hlavy k jedné straně,
- nefixovaná lateroflexe trupu k jedné straně (asymetrické držení trupu v časném období),
- protrakce ramen,
- scapulae alatae,
- zvýraznění taile,
- hyperextenze dolní krční páteře (předsunutě držení),
- hyperextenze ThL oblasti páteře,
- anteverze pánve.

Popsané odchylky jsme zaznamenaly. Jejich přítomnost odpoví **ano**, nepřítomnost odpoví **ne**.

### b) Vyšetření stabilizační funkce páteře

Podkladem je vyšetření hybných stereotypů podle Jandy (1, 2, 5). Základem vyšetření je posouzení svalové souhry zajišťující stabilizaci páteře, pánve a trupu jako základního rámu pohybu končetin. Použily jsme pouze test flexe trupu. Správné provedení: rovnoměrná aktivita břišních svalů, hrudník zůstává v průběhu provedení v kaudálním postavení. Projevem poruchy je vyklenutí laterální skupiny břišních svalů často doprovázené **diastázou**.

Test jsme provedly třikrát. Konstantní přítomnost nerovnoměrné aktivity břišních svalů a **diastázy** jsme hodnotily odpovědí **ano**, fyziologické provedení odpovědí **ne**.

### Statistické metody zpracování dat

**Pro základní údaje charakteristiky jednotlivých souborů** jsme použily:

- aritmetický průměr,
- medián,
- směrodatná odchylka (SD),
- minimální hodnota znaku (Min),
- maximální hodnota znaku (Max),
- počet (N).

Pro zpracování dat **posturálních odchylek** jsme použily následující statistické metody:

1. Převážná část hodnocení se týká relativní četnosti odchylek.
2. Odhady byly vyjadřovány v procentech a doplněny intervalem spolehlivosti, pro  $N \leq 15$  byly použity přesné intervaly.
3. Rozdíly ve skupinách byly hodnoceny Fisherovým přesným testem. Dále byl použit McNemarův test, Cochran's a Mantel Haenszel statistik test a odhad společného OR (Odds ratio – poměr šancí).
4. Na souhrnný parametr (součet odchylek) kromě

t-testy byl aplikován Obecný lineární model. Pro posouzení na snížení odchylek bylo potřeba vytvořit souhrnný parametr charakterizující stav dítěte. Protože v literatuře žádné skóre nebylo nalezeno, použily jsme **jednoduchý součet odchylek**.

Pro popis statistické významnosti bylo použito standardní označení: statisticky významný rozdíl na hladině  $p = 0,05$ .

Ke zpracování dat byl použit program SPSS verze 11.

## VÝSLEDKY

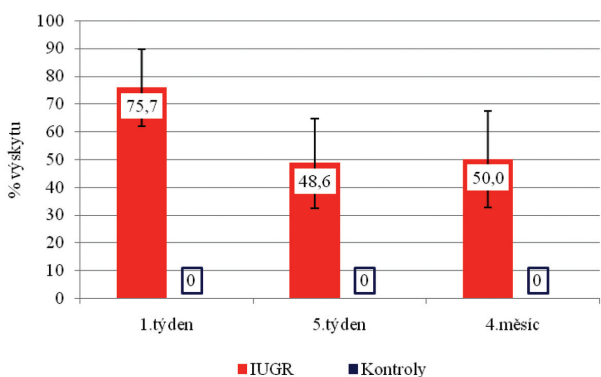
### Ad A)

### Výskyt odchylek a jejich rozdíl u souboru IUGR č. 1 a kontrolního souboru č. 3 (AGA) v časném období života

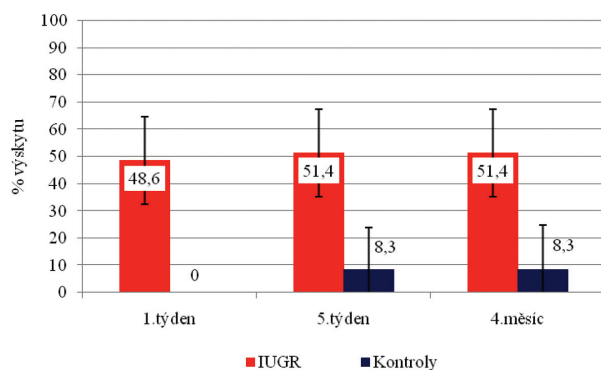
Ze sledovaných posturálních odchylek jsme zaznamenaly 4 nejvýznamnější:

#### • Hyperabdukce kyčlí

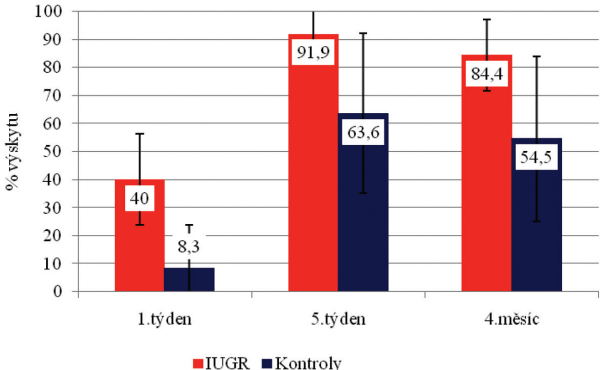
V kontrolním souboru se nevyskytla ani jednoduše hyperabdukce kyčlí. Rozdíl v přítomnosti této posturální odchylky u obou souborů byl prokázán signifikantním Fisher's exact testem 2-sided na statisticky významné hladině  $p = 0,002$ . Byl signifikantní v 5. týdnu života (graf 1).



**Graf 1.** Odchylka hyperabdukce kyčlí u souboru IUGR č. 1, 2 a kontrolního souboru č. 3, AGA.



**Graf 2.** Odchylka anteverze pánve u souboru IUGR č. 1, 2 a kontrolního souboru č. 3, AGA.



**Graf 3.** Odchylka asymetrie trupu u souboru IUGR č. 1, 2 a kontrolního souboru č. 3, AGA.

### • Anteverze pánve

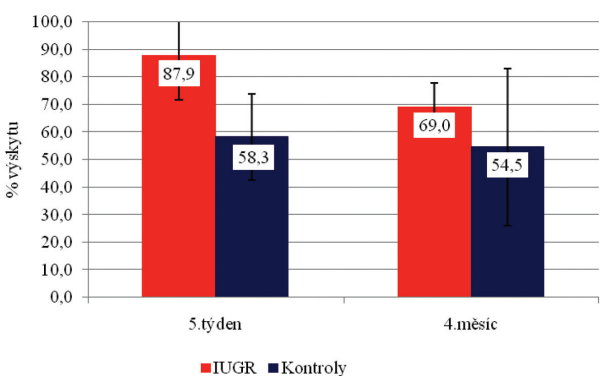
Procentuální výskyt nefyziologického držení pánve k danému korigovanému a kalendářnímu věku znázorňuje graf 2. Rozdíl v hodnocení mezi oběma soubory byl opět signifikantně prokázán v 5. týdnu Fisher's exact testem 2-sided na statisticky významné hladině  $p = 0,016$ .

### • Asymetrie trupu

Procentuální výskyt posturální odchylky nefyziologického asymetrického držení trupu k danému korigovanému a kalendářnímu věku znázorňuje graf 3. Rozdíl mezi oběma soubory byl opět signifikantně prokázán v 5. týdnu Fisher's exact testem 2-sided na statisticky významné hladině  $p = 0,039$ .

### • Protrakce ramen

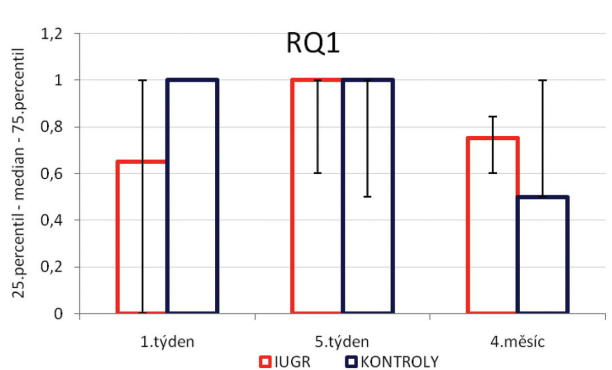
Procentuální výskyt posturální odchylky pro-



**Graf 4.** Odchylka protrakce ramen u souboru IUGR č. 1, 2 a kontrolního souboru č. 3, AGA.

**Tab. 10.** Vliv asymetrie trupu sin nebo dx v 1. týdnu na snížení retardačního kvocientu v 5. týdnu. RQ1 – výsledek posouzení kvantity posturální aktivity, RQ2 – výsledek posouzení kvality posturální aktivity.

		Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Mann Whitney test signifikance
	<b>Asymetrie trupu sin nebo dx v 1. týdnu</b>					
RQ1 v 5ti týdnech kvantitativní	ne	0,89	1	0	1	<b>0,036</b>
	ano	0,65	0,6	0	1	
RQ2 v 5ti týdnech kvalitativní	ne	0,86	1	0	1	<b>0,006</b>



**Graf 5.** Vývoj retardačního kvocientu (RQ).

trakce ramen k danému korigovanému a kalendářnímu věku znázorňuje graf 4. Rozdíl mezi oběma soubory byl opět signifikantně prokázán v 5. týdnu Fisher's exact testem 2-sided na statisticky významné hladině  $p = 0,043$ .

### Vývoj retardačního kvocientu

Retardační kvocienty nabývají hodnot 0 – 1, jejich rozložení je výrazně negaussovské. Byl zjištěn významný rozdíl ve výpočtu retardačního kvocientu mezi souborem IUGR č. 1 a kontrolním souborem č. 3. Snížení retardačního kvocientu u souboru IUGR č. 1 bylo prokázáno v 1. týdnu Mann Whitney testem exact,  $p = 0,004$ , (graf 5).

Posturální odchylka v 1. týdnu, označená jako **fixované asymetrické držení trupu**, ovlivnila **snížení retardačního kvocientu v 5. týdnu života**. Signifikance dle Mann Whitney test je  $p = 0,036$ ,  $p = 0,006$  (tab. 10).

### Hodnocení výsledků

V časném období je **výskyt sledovaných odchylek vyšší u souboru IUGR**. Dle našich výsledků za rozhodující pro porovnání výskytu odchylky u IUGR a kontrolní skupiny považujeme **5. týden života**. Srovnání v 1. týdnu a eventuálně ve 4. měsíci nemá konfirmační charakter. **Rozdíl byl prokázán u hyperabdukce kyčlí, anteverze pánve, asymetrie trupu a protrakce ramen**. Hodnotíme proto tyto odchylky jako **rizikové**.



Rozdíl **nebyl prokázán** u odchylek v držení hlavy (predilekce, reklinace, inklinace).

**Snížení retardačního kvocientu** u souboru IUGR č. 1 bylo prokázáno v 1. týdnu. Posturální odchylka v **1. týdnu**, označena jako **fixované asymetrické držení trupu**, ovlivnila **snížení retardačního kvocientu v 5. týdnu života**.

## Ad B)

**Vývoj výskytu a rozdílu odchylek u souboru IUGR č. 2 a kontrolního souboru č. 3 (AGA) od novorozeneckého věku do období kontrolního vyšetření v roce 2009**

Soubor IUGR č. 2 se neliší v žádném z výchozích parametrů – gestační týden, porodní hmotnost a délka. Neliší se ani v četnosti výskytu odchylek v časném období od 23 dětí, které se nedostavily ke kontrolnímu vyšetření v roce 2009. Uvádíme významné výsledky hodnocené ze součtu obou souborů u následujících odchylek:

### • Anteverze pánve

Signifikantní rozdíl IUGR souboru č. 1 a kontrolního souboru č. 3 v časném období (5. týden) byl prokázán na souboru IUGR č. 1 a zůstává signifikantní i v souboru IUGR č. 2 (N = 17). Rozdíl při kontrolním vyšetření je zcela nevýznamný. Zjišťujeme 35 % (IUGR), resp. 36,4 % (kontrolní skupina) výskytů anteverze pánve.

### • Nefixovaná lateroflexe trupu k jedné straně

Je zaznamenáno poměrně vysoké procento výskytu této odchylky při kontrolním vyšetření v roce 2009. Hodnota této odchylky se významně neliší oproti výskytu asymetrie trupu sin nebo dx v 5. týdnu (McNemarův test).

### Predilekce hlavy sin nebo dx

Nárůst procenta výskytu této posturální odchylky byl zaznamenán mezi 1. týdnem a 5. týdnem. Při kontrolním vyšetření v roce 2009 nebyl zaznamenán výskyt této odchylky.

### Inklinace hlavy sin nebo dx

Při kontrolním vyšetření v roce 2009 je pokles výskytu inklinace hlavy významný, signifikantně prokázáný McNemarovým testem,  $p = 0,0004$ .

### Hodnocení výsledků

V časném období se liší vyšším výskytem odchylek soubor č. 2 od kontrolního souboru č. 3.

**Při kontrolním vyšetření v roce 2009 nebyl prokázán signifikantně žádný rozdíl v četnosti odchylek mezi soubory.**

**Korelace odchylek v časném období – 5. týden - s výskytem odchylek při kontrolním vyšetření v roce 2009 u souboru IUGR č. 2 a kontrolního souboru č. 3 (AGA)**

Zaznamenaly jsme tyto významné korelace:

### • Hyperabdukce kyčlí 5. týden a anteverze pánve při kontrolním vyšetření v roce 2009

V souboru IUGR č. 2 **při kontrolním vyšetření 2009 byla potvrzena hypotéza, že hyperabdukce kyčlí je rizikovým faktorem pro anteverzi pánve** (tab. 11).

### • Anteverze pánve 5. týden a diastáza břišních svalů při kontrolním vyšetření v roce 2009

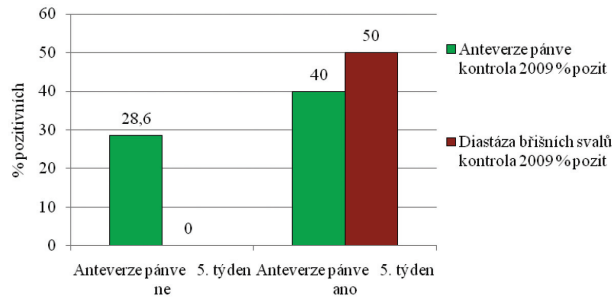
**Byl prokázán vztah anteverze pánve v 5. týdnu a diastázy břišních svalů při kontrolním vyšetření v roce 2009** Fisher's exact testem 2-sided na statisticky významné hladině  $p = 0,04$ .

**Kontrolní vyšetření 2009 prokázalo, že při anteverzi pánve v 5. týdnu se objevuje u poloviny vyšetřených diastáza břišních svalů** (graf 6).

### • Riziko reklinace hlavy v 5. týdnu a hyperextenze v ThL oblasti páteře při kontrolním vyšetření v roce 2009

Byla prokázána **podmíněná závislost reklinace v 5. týdnu a hyperextenze v ThL oblasti páteře při kontrolním vyšetření v roce 2009**, Cochran's test je  $p=0,047$ .

Podle výpočtu odhadu společného OR (Odds ratio – poměr šancí) dle Mantel-Haenszel je **5,85**



**Graf 6.** Korelace pozitivita anteverze pánve v 5. týdnu a přítomnosti diastázy břišních svalů 2009, soubor IUGR č. 2.

**Tab. 11.** Korelace hyperabdukce kyčlí v 5. týdnu a postavení pánve - anteverze 2009, soubor IUGR č. 2.

Hyperabdukce kyčlí v 5. týdnu		Anteverze pánve - kontrolní vyšetření 2009	
		ne	ano
ne	počet	6	0
	%	100	0
ano	počet	5	6
	%	45,5	54,5
		Fisher	$p=0,043$

**Tab. 12.** Porovnání změny v součtu snížení posturálních odchylek vlivem voleného způsobu fyzioterapie.

	Průměr ± SD	-0,56±1,5
Vojtova metoda N=9	Medián Minimum Maximum	-1 -2 2
Vojtova metoda + handling N=6	Průměr Medián Minimum Maximum	-2,17±1,17 -2,5 -3 0

**krát vyšší šance hyperextenze v ThL oblasti páteře při přítomnosti reklinace hlavy v 5. týdnu.** Potvrzuje to 95% interval spolehlivosti (0,92 - 37,03). OR je velmi blízko statistické významnosti,  $p = 0,0607$ .

Velikost odhadu OR a šíře intervalu spolehlivosti naznačují, že **na větším souboru** by byla přítomnost **reklince hlavy v 5. týdnu rizikovým faktorem pro hyperextenzi v ThL oblasti páteře** při kontrolním vyšetření v roce 2009.

### Ad C)

#### Vliv zahájení a způsobu fyzioterapie na snížení odchylek u souboru IUGR č. 2

Data byla zpracována u souboru probandů IUGR č. 2. Byly porovnány 2 skupiny: probandi, cvičení pouze Vojtovou metodou (N = 9) se skupinou kombinace Vojtovy metody + handlingu (N = 6). **Rozdíl ve změně součtu** odchylek probandů cvičených před 3. měsícem a po 3. měsíci (-2,14 ± 0,69 versus -1,0 ± 1,4) **není významný**. T-test je na hladině statistické významnosti  $p = 0,08$ .

**U probandů cvičených způsobem Vojtova metoda + handling bylo snížení součtu odchylek významnější** v porovnání se součtem odchylek u probandů, kteří cvičili pouze Vojtovou metodou, (tab. 12). **Efekt způsobu prováděné fyzioterapie** potvrzuje **statisticky významný rozdíl** provedený T – testem,  $p = 0,04$ .

### Hodnocení výsledků

**Rozhodujícím argumentem není, zda má být fyzioterapie zahájena před anebo po 3. měsíci života. Nebyl zjištěn významný rozdíl, zda byla uplatněna fyzioterapie před anebo po 3. měsíci. Významným faktorem pro snížení nefyziologického pohybového projevu je způsob prováděné fyzioterapie.** Byla **prokázána účinnost kombinace fyzioterapie Vojtova metoda + handling** proti skupině, která byla cvičena pouze Vojtovou metodou.

## DISKUSE

V dostupné české a zahraniční literatuře jsme nenašli práci, která by použila stejnou nebo ana-

logickou metodiku vyšetření a vývoji postury. Neměly jsme proto možnost porovnávat naši metodiku vyšetření a její výsledky se stejně prováděnými studii. Vycházely jsme z literárních pramenů, ve kterých se autoři zmiňují o problematice dětí s rizikovou anamnézou.

Z českých pediatriů - neurologů se - o toto nejvíce zasloužil Vlach (8), který sestavil standardní vyšetřovací postup. Jeho zásluhou byl rychle uveden do praxe pediatriů a dětských neurologů. Jeho práce vycházela z pozorování a hodnocení fyziologického pohybového projevu novorozence a kojence. Vlach popsal atypické projevy pohybů a vše zúročil do aktivního vyhledávání/screeningu ohrožených dětí, které podle dnešní nomenklatury tvoří skupinu rizikových novorozenců. Vlach (9) především zdůrazňuje, že v některých případech nemusí jít o očividnou hybnou abnormitu, jako je např. spasticita, ataxie, hyperkinéza, ale jen o pouhé opoždění pohybového vývoje. Tento vývojový stav označuje pojmem „prostá psychomotorické retardace“. Je si však vědom, že i za tímto pojmem se může skrývat vážné ohrožení či určité nebezpečí rozvoje těžkého postižení CNS s abnormálním pohybovým projevem dítěte a nefyziologickým vývojem motorických funkcí. Již v této době důrazně upozorňuje, že už v novorozeneckém věku je nutné věnovat zvýšenou pozornost přetrvávání predilekčního držení hlavy k jedné straně. Uvádí, že toto může být překážkou normálního symetrického vývoje kojencovy hybnosti, dokonce může vést ke strabismu a k poruše vývoje kyčelních kloubů a páteře. Dále uvádí, že nesprávným rozložením svalového tonu se může fixovat dlouhodobé asymetrické držení končetin, spojené právě s predilekci hlavy. Vojta stejný problém popisuje v letech 1971 – 1993 pod názvem centrální tonusová porucha, nebo přesněji centrální koordinační porucha (10, 11).

Vojta zavedl do fyzioterapie v dětské neurologii tři významné faktory: a) vyšetřovací postup; b) jeho kvantitativní a kvalitativní hodnocení; c) nutnost včasné zahájené adekvátní fyzioterapie, a to vzhledem k predikci budoucího motorického projevu dítěte (6, 10). Jeho vývojová kineziologie je v současnosti u nás používána v léčebné rehabilitaci jako hodnotící metoda motorických funkcí/motorického postižení (4) a současně také jako východzí bod při stanovení metodického terapeutického plánu a rozhodování adekvátně zvolené metody fyzioterapie.

Jestliže ošetřující pediatr zjistí určitou odchylku ve vývoji motorických schopností dítěte, doporučí ještě odborné vyšetření dětským neurologem. Po zhodnocení neurologického nálezu na základě pozitivního výsledku indikuje neurolog fyzioterapii. Tento postup lege artis má nejrychlejší spoje-

ní k dalším odborným vyšetřením, např. vyšetření končetin a opožděným nástupem cílené motoriky. Je proto považována za závažnou odchylku, která vždy rozhodne o neprodlené indikaci fyzioterapie, a to i u lehké centrální koordinační poruchy, u které se předpokládá v 75 % spontánní normalizace stavu (6, 10). Při našem vyšetřování se tato odchylka ve spontánním pohybovém projevu vyskytovala u dětí s IUGR v četnějším měřítku než u kontrolní skupiny.

Výsledky práce dokazují, že odchylky, zjištěné v 5. týdnu života, mají vliv na výskyt odchylek charakteristických pro dětské VDT. Významné jsou dvě odchylky: hyperabdukce v kyčlích a nefyziologické postavení pánve. Tyto dvě odchylky jsme zaznamenaly ve spontánním pohybovém projevu pouze u dětí s IUGR. Odchylka reklinace hlavy, která sice v četnosti výskytu všech odchylek v 5. týdnu života prokazovala hraniční významnost, se jeví jako odchylka, která by mohla mít významný vliv na výskyt hyperextenze v ThL oblasti páteře ve školním věku. Reklinaci jsme ve spontánním pohybu zaznamenaly jak u probandů IUGR, tak i u zdravých dětí.

Svou pozornost jsme dále soustředily na odstranění zjištěných odchylek formou adekvátně volené metodiky fyzioterapie. Přesvědčily jsme se, že můžeme použít kombinaci metod nebo jejich technik, aniž by se rušila účinnost jedné nebo druhé. Pro snížení nefyziologického pohybového projevu je kombinace handlingu (podle Bobatha) a Vojtovy metody účinnější než izolované použití Vojtovy metody.

Překvapivým a zajímavým zjištěním je fakt, že nebyl prokázán žádný významný rozdíl v četnosti odchylek oproti souboru zdravých dětí při kontrolním vyšetření v roce 2009.

Proto jsme doporučovaly zahájení fyzioterapie před 3. měsícem věku dítěte. I když klinická zkušenost (10) nás vede k tomu, že časný začátek fyzioterapie je pro pacienty výhodnější, zjištěný výsledek na tuto skutečnost neukázal. Může to být způsobeno menším počtem vyšetřených pacientů nebo použitá metodika není dostatečně citlivá. Přesvědčily jsme se, že není možné u hodnocení biologického charakteru stanovit úzkou přesnou hranici, kdy se výsledek fyzioterapie plně projeví.

Největším přínosem fyzioterapie je vypracování vyšetřovacích postupů, týkajících se odlišností v motorickém projevu dětí s CKP a CTP. Projeví se v polohových reakcích typickými odchylkami v držení tělesných segmentů. Mezi ně patří pro jednotlivé tělesné segmenty např. reklinace hlavy, hyperextenze trupu, prohlubeň v torakolumbálním přechodu, hyperabdukce stehna, retrakce paží a další.

Pakliže srovnáváme výsledky naší práce s literárními údaji Vojty (10), shodujeme se s ním v určení odchylek. Vojta (10) tyto odchylky zahrnul do hodnocení polohových reakcí pro zjištění některých forem DMO nebo stupně centrální koordinační poruchy. Práce prokázala, že odchylka zjištěná v 1. týdnu, označena jako fixované asymetrické držení trupu, ovlivnila snížení retardačního kvocientu v 5. týdnu života. I toto zjištění se shoduje s názorem Vojty. Asymetrie je odchylkou, která, pakliže není fyzioterapií korigována, se klinicky projeví v dalším motorickém vývoji dítěte nedostatečným napřímením a vzpřímením páteře, nedostatkem nebo absencí opěrných funkcí

ky. Je proto považována za závažnou odchylku, která vždy rozhodne o neprodlené indikaci fyzioterapie, a to i u lehké centrální koordinační poruchy, u které se předpokládá v 75 % spontánní normalizace stavu (6, 10). Při našem vyšetřování se tato odchylka ve spontánním pohybovém projevu vyskytovala u dětí s IUGR v četnějším měřítku než u kontrolní skupiny.

Výsledky práce dokazují, že odchylky, zjištěné v 5. týdnu života, mají vliv na výskyt odchylek charakteristických pro dětské VDT. Významné jsou dvě odchylky: hyperabdukce v kyčlích a nefyziologické postavení pánve. Tyto dvě odchylky jsme zaznamenaly ve spontánním pohybovém projevu pouze u dětí s IUGR. Odchylka reklinace hlavy, která sice v četnosti výskytu všech odchylek v 5. týdnu života prokazovala hraniční významnost, se jeví jako odchylka, která by mohla mít významný vliv na výskyt hyperextenze v ThL oblasti páteře ve školním věku. Reklinaci jsme ve spontánním pohybu zaznamenaly jak u probandů IUGR, tak i u zdravých dětí.

Svou pozornost jsme dále soustředily na odstranění zjištěných odchylek formou adekvátně volené metodiky fyzioterapie. Přesvědčily jsme se, že můžeme použít kombinaci metod nebo jejich technik, aniž by se rušila účinnost jedné nebo druhé. Pro snížení nefyziologického pohybového projevu je kombinace handlingu (podle Bobatha) a Vojtovy metody účinnější než izolované použití Vojtovy metody.

Překvapivým a zajímavým zjištěním je fakt, že nebyl prokázán žádný významný rozdíl v četnosti odchylek oproti souboru zdravých dětí při kontrolním vyšetření v roce 2009.

## ZÁVĚR

Zjistily jsme, že 5. týden je obdobím, kdy jsou posturální odchylky prokazatelně detekované. Signifikantními odchylkami jsou hyperabdukce v kyčelních kloubech, trvalé anteverzní držení pánve, fixované asymetrické držení trupu. Výsledky práce také dokazují, že tyto odchylky, zjištěné, v 5. týdnu, mají vliv na výskyt odchylek pro dětské VDT. Prokázaly jsme, že adekvátně volená fyzioterapie účinně ovlivní snížení nefyziologického pohybového projevu. Významnější účinnost jsme zaznamenaly při způsobu fyzioterapie kombinací handlingu (podle Bobatha) a Vojtovy metody. Hranice 3 měsíců se ukázala jako špatně použitelná k hodnocení efektu terapie, i když pravděpodobně zkušenost z praxe tomu nasvědčuje.

Ke zjištění a přesnému posouzení charakteru posturálních odchylek v časném věku je fyzioterapeutické vyšetření pouze posturální aktivity ne-



postradatelné a dostačující. Toto vyšetření umí odečítat a zhodnotit v průběhu pohybové aktivity vzájemnou definovanou funkcí všech tělesných segmentů.

*Podpořeno: MZOFNM2005.*

## LITERATURA

1. HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L.: Vyšetřovací metody hybného systému. Brno, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1997, s. 80-89, 121-132.
2. JANDA, V.: Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch. Brno, Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků, 1984, s. 83-95.
3. KOLÁŘ, P.: Vývojová kineziologie. In: KRAUS, J. a kol.: Dětská mozková obrna. Praha, Grada Publishing, a. s., 2005, s. 93-105.
4. KOLÁŘ, P.: Vývojová kineziologie jako hodnotící metoda motorického postižení. In: KOLÁŘ, P. et al.: Rehabilitace v klinické praxi. Praha, Galen, 2009, s. 219-220.
5. KOLÁŘ, P.: Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. Rehabilitace a fyzikální lékařství, roč. 13, 2006, č. 4, s. 155-170.

6. KOLÁŘOVÁ, J., HÁNOVÁ, P.: Včasná diagnostika hybných poruch kojenců v prvním trimestru prvního roku života. *Pediatric pro praxi*, 2007, 8(5), s. 264-267.
7. LOMMEL, E.: Händling und Behandlung auf dem Schoß. In *Anlehnung an das Bobath – Konzept*. München, Pflaum, 1999.
8. VLACH, V.: Poznámky o etiologii hybných poruch u novorozenců a kojenců. In: DITTRICH, J., LEHOVSKÝ, M., LESNÝ, I., PFEIFFER, J., VLACH, V., VOJTA, V.: *Obecná vývojová neurologie*. Praha, Avicenum/Zdravotnické nakladatelství, 1971, s. 140-145.
9. VLACH, V.: Patologické hybné syndromy. In: VLACH, V.: *Vybrané kapitoly z kojenecké neurologie*. Praha, Avicenum/Zdravotnické nakladatelství, 1979, s. 172- 187.
10. VOJTA, V.: Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku. Praha, Grada, Avicenum, 1993.
11. VOJTA, V.: Rozvoj patologických hybných syndromů kojeneckého věku. In: DITTRICH, J., LEHOVSKÝ, M., LESNÝ, I., PFEIFFER, J., VLACH, V., VOJTA, V. *Obecná vývojová neurologie*. Praha, Avicenum/Zdravotnické nakladatelství, 1971, s. 155-209.

*PaedDr. Irena Zounková, Ph.D.*  
*Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství 2. LF UK*  
*a FNM*  
*V Úvalu 84*  
*150 06 Praha 5–Motol*  
*e-mail: irena.zounkova@lfmotol.cuni.cz*

# SDRUŽENÉ POHYBY KLOUBŮ DOLNÍ KONČETINY A REVERZE POSUNU KONDYLŮ FEMURU PŘI ZATÍŽENÍ

Vařeka I.<sup>1,3</sup>, Vařeková R.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci, vedoucí katedry prof. MUDr. J. Opavský, CSc.

<sup>2</sup> Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci, vedoucí katedry prof. RNDr. M. Janura, DrSc.

<sup>3</sup> Lázně Luhačovice, a.s., Luhačovice, vedoucí lékař prim. MUDr. J. Hnátek

## SOUHRN

Nové studie o funkci kolenního kloubu při zatížení ukázaly rozdíly v kinematice oproti klasickým popisům pohybu v otevřeném řetězci. Rozdíl je zřejmě dán působením brzdných a elastických sil. Při flexi kolene po dopadu paty dochází k posunu kondylů femuru vpřed po tibiálních platů. Více se přitom posunuje mediální kondyl, takže zůstává spojení flexe v koleni s vnitřní rotací bérce, resp. zevní rotací femuru.

**Klíčová slova:** sdužené pohyby, kinematika kolene, uzavřené kinematické řetězce

## SUMMARY

Vařeka I., Vařeková R.: **United Motions of Lower Extremity Joints and Reversion of the Femur Condyle Shifts During Load**

New studies on the knee joint function during load revealed differences in kinematics as compared with classical description of motion in the open chain. The difference appears to be due to the effects of breaking and elastic strengths. At the knee flexion after impact of the heel the femur condyles are shifted frontally along the tibia plateau. The medial condyle is shifted more so that flexion in the knee joint is associated with internal rotation of the shank or external rotation of the femur.

**Key words:** joint/united motions, knee kinematics, closed kinematic chains

*Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 13–17.*

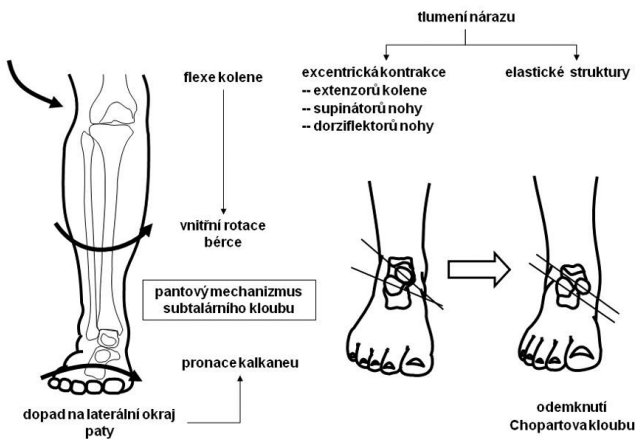
## ÚVOD

Koleno je největší kloub lidského těla a bývá někdy také označováno jako nejsložitější, i když z funkčního hlediska tento přívlastek náleží spíše dolnímu zánártnímu kloubu. V každém případě je koleno nejčastějším místem výskytu osteoartrózy. To je dáno především jeho trvalým zatížením při každodenních aktivitách, jako jsou chůze či běh, i přetížením při obezitě a sportu a některých pracovních činnostech. Dalšími důležitými faktory jsou traumata a opakovaná mikrotraumata při chronickém přetížení. Významně přispívá také specifická stavba a funkce kolenního kloubu i sdužené pohyby s ostatními klouby dolní končetiny, především klouby nohy, a to při zatížení, tedy v uzavřeném kinematickém řetězci (CKC). Právě příklady sdužených pohybů a nové poznatky o funkci kolenního kloubu jsou obsahem následujícího textu.

## SDRUŽENÉ POHYBY V KLOUBECH DOLNÍ KONČETINY

Ke sdužení pohybů dochází jak v rámci jednoho kloubu (viz níže popsané sdužení flexe a vnitřní rotace v kolenním kloubu), tak i mezi více klouby. Sdužené pohyby v kloubech dolní končetiny jsou typické nejen pro chůzi, ale dochází k nim i ve stoji, např. při rotacích trupu. Není nijak překvapující, že v uzavřeném kinematickém řetězci je pohyb v jednom kloubu spojen s pohyby v kloubech ostatních. Klasické modely jsou ale velmi zjednodušené a obvykle popisují sdužené pohyby pouze v jedné rovině, obvykle sagitální. Např. flexe v kolenním kloubu je ve stoji sdužena s dorzální flexí v kloubu hlezenním i kloubu kyčelním, protože je nutné udržet průmět těžiště do oporné báze. Pohyby ale obvykle probíhají současně ve všech třech hlavních rovinách.

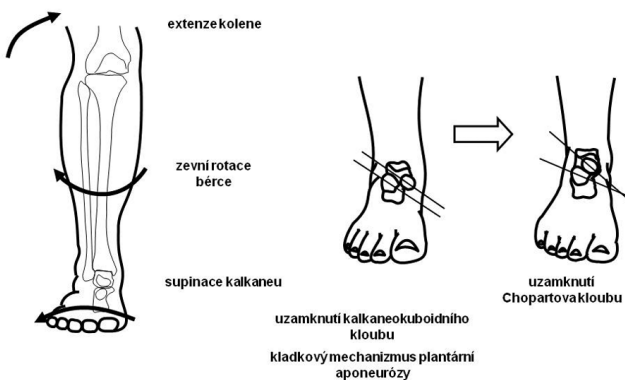
Klasickým biomechanickým příkladem je sdužení pohybů v kloubech dolní končetiny na začátku fáze opory. Po dopadu paty dochází ke sdužení pronace kalkanu v rovině frontální s addukcí talu a vnitřní rotací bérce v rovině transverzální a flexí v kolenním kloubu v rovině sagitální (obr.



Obr. 1. Sdružené pohyby v kloubech dolní končetiny na začátku fáze opory.

1) (11). K tomu navíc přistupuje dorzální flexe nohy v kloubu hlezenním v rovině sagitální a abdukce bérce v rovině frontální, resp. valgotizace kolenního kloubu a další změny. V případě supinace kalkaneu dochází k odpovídajícím, resp. opačným, změnám postavení výše uvedených segmentů. Příkladem je období střední opory (obr. 2).

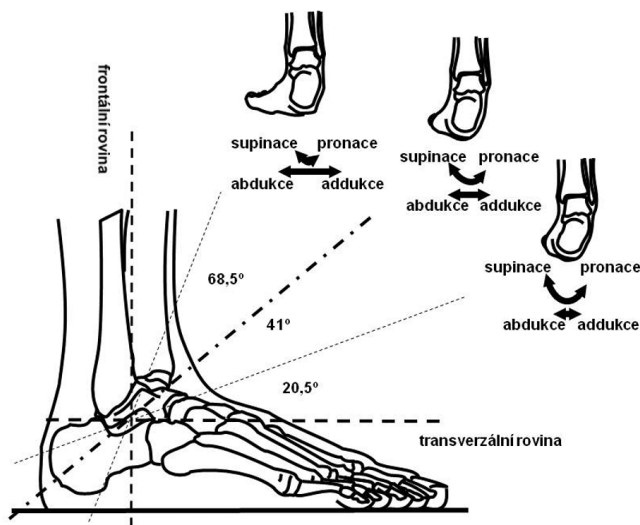
Typickým klinickým obrazem sdružených pohybů dolní končetiny je tzv. hyperpronační syndrom. Prvotní příčinou může být konkrétní funkční typ nohy, který během fáze opory krokového cyklu vyžaduje zvýšenou pronaci zánoží k zajištění plného kontaktu zánoží, a především předonoží, s povrchem. Hyperpronaace v subtalárním kloubu je spojena s výraznější vnitřní rotací bérce, semiflexí kolene, vnitřní rotací femuru, anteverzí pánve a hyperlordózou bederní páteře (8), která zásadně ovlivňuje celkovou posturu. Důsledkem je řetězení funkčních, později i strukturálních, poruch v příslušných kloubech, okolních měkkých tkáních a příslušných svalech (10). Vedle výše popsaného disto-proximálního řetězení poruchy



Obr. 2. Sdružené pohyby v kloubech dolní končetiny v období střední opory.

funkce dolní končetiny existuje i řetězení opačné, tedy proximo-distální. Příkladem může být strukturální či funkční porucha postavení pánve či funkce kyčelního kloubu, která vyvolá odpovídající změny v distálních etážích dolní končetiny, současně se změnami držení trupu, resp. celkové postury.

Výše popsané sdružení pohybů není vždy jednoznačné a pokaždé stejnou měrou vyjádřené. Je to dáno především faktem, že kloubní plochy jsou vždy více či méně nekongruentní a kloubní tkáň, především ty měkké, mají určitou míru elasticity. Významnou roli hraje i interindividuální variabilita v průběhu a postavení kloubních os (7, 9). Vzájemnému poměru vnitřní rotace bérce s pronací a kalkaneu 1:1 teoreticky odpovídá postavení kloubní osy subtalárního kloubu, která svírá  $45^\circ$  jak s rovinou pronace, tedy rovinou fron-

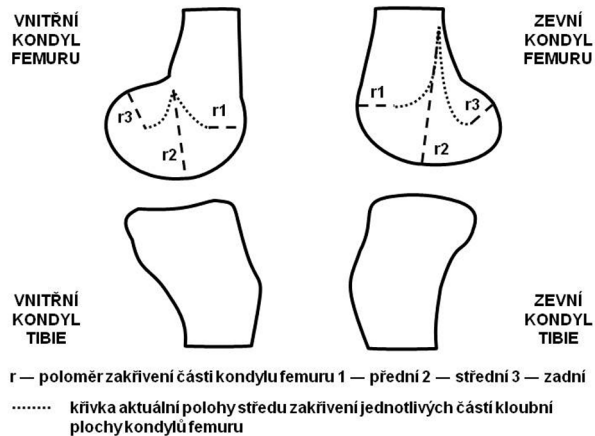


Obr. 3. Vztah osy a roviny pohybu v subtalárním kloubu (upraveno dle Magee 1992, Valmassy, 1996).

tální, tak i s rovinou vnitřní rotace, tedy rovinou transverzální (obr. 3). Existují ale poměrně velké individuální odchylky a v rámci běžných typů nohy může tato osa svírat s transverzální rovinou úhel  $20,5^\circ$  -  $68,5^\circ$ . Přitom platí pravidlo, že čím menší úhel svírá osa s danou rovinou, tím menší je rozsah pohybu kolem této osy v dané rovině. Čím více se tedy bude osa blížit např. rovině frontální, tím menší bude rozsah pohybu kalkaneu v této rovině, tedy pronace. Poměr vnitřní rotace bérce a pronace kalkaneu se přesune ve prospěch vnitřní rotace bérce. Chybějící část pronace v kalkaneu je nahrazena jeho addukcí v transverzální rovině, s níž bude osa rotace svírat úhel více se blížíci možnému maximu, což je  $90^\circ$ . Pokud se bude osa naopak blížit rovině transverzální, bude situace opačná.

Považujeme za nutné připomenout, že i když je pronace kalkaneu při zatížení spojena s jeho ad-

dukci v rovině transverzální (3), tak v rovině frontální je spojena s valgotizací paty, tedy s abdukci. Jde o jeden z typických terminologických problémů v oblasti nohy, jejichž příčinou je vývojově daný pronatorní zkrut a dorziflexe distální části dolní končetiny (11). Ostatně kalkaneus při pronaci, která provází zatížení, addukuje méně než talus (3), takže při zachování anatomického způsobu popisu pohybu, tedy pohybu distálního segmentu vůči proximálnímu, kalkaneus relativně abdukuje i v rovině transverzální.



Obr. 4. Zkřivení kloubních ploch femuru a tibie v sagitální rovině (upraveno dle Kapandji, 1987).

## KLASICKÁ KINEZILOGIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub sestává ze skloubení patelofemorálního a tibiofemorálního, které má část mediální a laterální. Osteoartróza se vyskytuje jak ve skloubení patelofemorálním, tak i tibiofemorálním, a to především v mediální části. Z hlediska sdružených pohybů je zajímavější skloubení tibiofemorální, kterému se budeme dále věnovat.

Kineziologie kolenního kloubu je částečně popsána v učebnicích anatomie (1, 2) a vyčerpávajícím způsobem ji popisuje Kapanjdi (3). Právě Kapandjiho práce, kterou vřele doporučujeme všem zájemcům o hlubší poznání této problematiky, je hlavním zdrojem informací v následujícím popisu klasické kineziologie kolenního kloubu.

Tibiofemorální skloubení je v sagitálním průřezu nekongruentní v obou jeho částech (obr. 4). Kondyly femuru jsou konkávní ve frontální i sagitální rovině. V sagitální rovině se jejich zakřivení výrazně mění - nejvýraznější je v zadní části a dále v části přední, která je ale součástí skloubení patelofemorálního. Ve střední části je sagitální konvexita zakřivena podstatně méně, resp. má větší poloměr. Sagitální zakřivení mediálního kondylu je ve všech částech výraznější, největší rozdíl je právě ve střední části. Naopak křivka kloubní plochy laterálního kondylu je delší. Na laterálním kondylu je také největší rozdíl mezi zakřivením střední a zadní části, tedy i největší rozdíl v okamžité kongruenci s tibiálním plató. Vzájemná nekongruence kloubních ploch je zmírňována vmezeženými menisky (3). Sagitální zakřivení tibiálního plató je v mediální části ploše konkávní, zatímco v laterální části ploše konvexní. Tento popis laterální části je v rozporu s anatomickými učenicemi i s tím, co vidíme na anatomických preparátech tibie, u nichž není žádná konvexita laterálního plató zřetelná. Kapandji (3) ale připomíná, že tyto preparáty jsou částečně deformovány preparačními postupy a odvolává se na pozorování při sekci čerstvého materiálu.

Recentní studie autorů Koo a Andriacchi (4), založená na metodě nukleární magnetické rezonan-

ce (NMR), potvrdila konvexitu kloubní plochy laterálního kondylu tibie v sagitálním průřezu. Studie také potvrdila, že výše popsaná nekongruence se týká jen sagitální roviny, protože ve frontální rovině jsou kloubní plochy femuru a tibie naopak poměrně dobře kongruentní. Oba kondyly femuru jsou v této rovině konvexní a obě části tibiálního plató naopak konkávní, i když na laterální straně je rozdíl v zakřivení kloubních partnerů výraznější než na straně mediální.

Základními (hlavními) pohyby v kolenním kloubu jsou flexe a extenze v sagitální rovině. Během pohybu z extenze do flexe se v klasickém modelu (3) pohybují kondyly femuru vzad po tibiálním plató. Rotace kondylů při flexi je spojena s valivým pohybem ve směru rotace, tedy dozadu. Současně ale dochází ke smykovému pohybu ve směru opačném, tedy dopředu, takže výsledný posun kondylů vzad je menší, než by odpovídalo rozsahu rotace. Díky tomu může flexe proběhnout v plném rozsahu (3). Flexe a extenze v rovině sagitální jsou doprovázeny vnitřní či zevní rotací femuru, resp. opačnou rotací bérce, v rovině transverzální. Kapandjiho vysvětlení sdružení flexe s vnitřní rotací bérce vychází z rozdílného zakřivení mediálního a laterálního kondylu a z dvojí sagitální konvexity v laterální části kloubu. Laterální kondyl femuru proto více roluje dozadu při pohybu z extenze do flexe a femur se tak zároveň stáčí zevně proti tibiálnímu plató, resp. tibie dovnitř proti kondylům femuru. Kinematika vzájemného pohybu obou segmentů je přitom dána jak tvarem kloubních ploch, tak i umístěním úponů vazů, především zkrřížených, a jejich napětím.

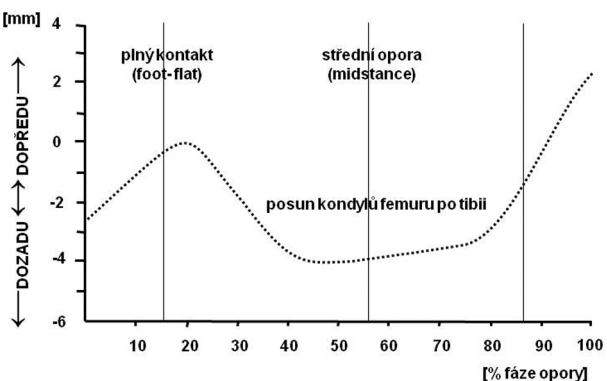
## ZMĚNA POMĚRU VALIVÉ A SMYKOVÉ SLOŽKY POHYBU PŘI ZATÍŽENÍ

Pohyby nejsou vyvolány či omezeny pouze svalovou kontrakcí a jejich trajektorie není dána pou-

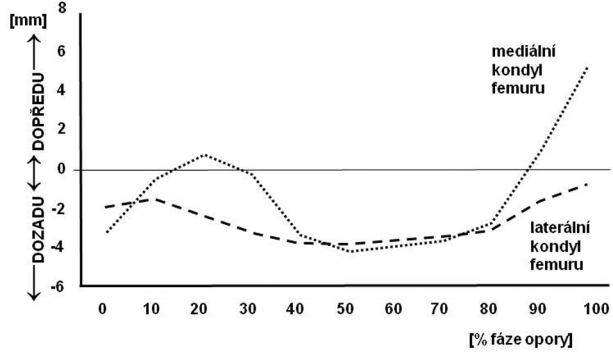


ze tvarem kloubních ploch a napětím vazů či dalších měkkých tkání. Významné jsou také vnější síly, především síla tíhová, které mimo jiné uzavírá dolní končetinu do uzavřeného kinematického řetězce. Při chůzi je také důležitý efekt setrvačných sil. Způsob popisu pohybů v uzavřeném řetězci se může lišit od těch v řetězci otevřeném na základě změny punctum fixum - punctum mobile. Mnohem důležitější je skutečná změna vzájemného pohybu segmentů. Např. výše popsaný klasický průběh flexe v kolenním kloubu dle Kapandjiho (3) spočívá v rolování kondylů femuru po tibiálním plátě dozadu, částečně vyrovnávaném skluzem vpřed, zatímco extenze je spojena s jejich rolováním dopředu a skluzem vzad. Více se přitom vždy posouvají laterální kondyl, což má za následek zevní rotaci femuru (resp. vnitřní rotaci bérce) při flexi a opačnou rotaci při extenzi. I když to Kapandji výslovně neuvádí, je velmi pravděpodobné, že vzhledem k možnostem tehdejší zobrazovací techniky šlo o pohyby v otevřeném kinematickém řetězci.

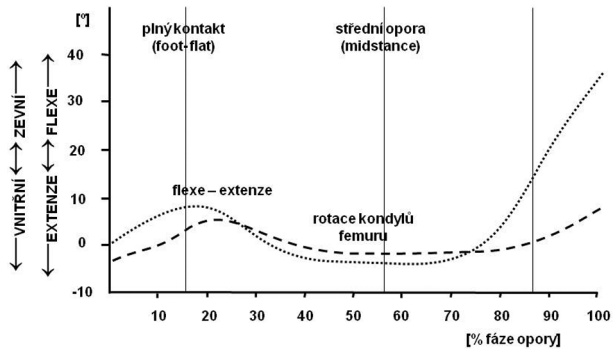
Novější sledování pohybů v uzavřeném kinematickém řetězci (6) ukázalo opak. Studie byla založená na kombinaci 3D modelu kolenního kloubu, vytvořeného na základě NMR vyšetření, a duální skioskopie během chůze na běžícím pásu. Ukázalo se, že kondylů femuru se při flexi posouvají vpřed a při extenzi vzad. Na začátku oporné fáze dochází k flexi kolene během brzdění po dopadu paty, což je v grafu 1 spojeno s posunem kondylů femuru dopředu. Následuje pohyb do extenze spojený s posunem kondylů dozadu před dosažením střední opory. Současně se, na rozdíl od Kapandjiho klasického modelu, více posouvají vnitřní kondyl (graf 2). Zůstává tak zachováno sdružení flexe v kolenním kloubu s vnitřní rotací bérce, resp. zevní rotací femuru proti bérce (graf 3). I nadále proto platí předpoklady pro sdružení flexe v kolenním kloubu s vnitřní rotací bérce, pronací v kloubu subtalárním a odemknutém kloubu Chopartova na začátku oporné fáze kroko-



**Graf 1.** Směr posunu kondylů femuru po tibiálním plátě během oporné fáze krokového cyklu (upraveno dle Kozanek a spol., 2009).



**Graf 2.** Předozadní posuny mediálního a laterálního kondylu femuru ve fázi opory krokového cyklu (upraveno dle Kozanek a spol., 2009).



**Graf 3.** Sdružené pohyby v kolenním kloubu v sagitální a transverzální rovině (upraveno dle Kozanek a spol., 2009).

vého cyklu (obr. 1) (11). Dalším zajímavým výsledkem výše uvedené studie je prokázání mírné hyperextenze kolene (průměrně 3,8°) v období střední opory (graf 3). To je v rozporu s klasickým modelem, založeným na videografické analýze, ve kterém během fáze opory se u zdravých osob neobjevuje ani plná extenze (9). Tento rozdíl je nejspíše dán rozdílnou metodou hodnocení, případně velmi malým výzkumným vzorkem novější studie (n=8).

S výše uvedenými výsledky je ve shodě i jiná recentní studie (5), založená na 3D videografické analýze oporné fáze s využitím zevních markerů připevněných na kůži femuru a tibie. Vyšetření 23 zdravých osob ukázalo, že u všech 46 kolen se sumarizované centrum rotace v transverzální rovině nacházelo laterálně, mimo kolenní kloub. Poloha okamžitého centra rotace se během pohybu neustále měnila a v necelých 25 % případů se nacházela po určitou dobu i mediálně, ale průměrná poloha byla 9 cm laterálně od centra tibiálního plátě (SD 3,7; medián 8,7 cm). Po převážnou dobu trvání oporné fáze tedy vykonával větší dráhu mediální kondyl, což je opět v rozporu s klasickým Kapandjiho modelem. Po dopadu paty se kondylů femuru stáčely do zevní rotace.

V Kapandjiho klasickém modelu se kondylů femuru valí při flexi vzad a jejich posun je částečně kompenzován smykovým pohybem dopředu,

nicméně výsledným pohybem je posun kondylů femuru vzad. Pokud novější studie ukazují, že při flexi dochází posunu kondylů femuru dopředu, musí to být dáno významným zvýšení smykové složky pohybu. Nemůže jít o obrácení valivého pohybu, protože ze své podstaty vždy směřuje ve směru rotace, tedy dozadu v případě flexe. Pohyb kondylů femuru vpřed při flexi kolene po dopadu paty je zřejmě způsoben setrvačností trupu a femuru, zatímco bérec je zabrzděn pevnějším spojením se zatíženou nohou. Opačný pohyb kondylů femuru při extenzi je zřejmě dán elastickým tahem měkkých tkání, především zkřížených vazů, protažených během posunu vpřed při flexi po dopadu.

## ZÁVĚR

V žádném případě nelze tvrdit, že uzavření kinematického řetězce vede vždy k reverzi valivé a smykové složky pohybu v každém kloubu. Výše popsany příklad byl zatím prokázán pouze u kolenního kloubu a v omezeném úhlovém rozsahu, který je využit během oporné fáze krokového cyklu. Nicméně tento příklad dobře dokumentuje skutečnost, že i zdánlivě jednoduché pohyby v kloubech jsou při bližším zkoumání podstatně složitější a je nutné brát v úvahu nejen anatomické faktory.

Zkoumání vzájemné provázanosti pohybů v kloubech a vlivu zevních sil na jejich průběh je nejen zajímavé, ale i důležité pro kineziologický rozbor či správnou interpretaci biomechanických dat. Platí to především pro sdružené pohyby v transverzotarzálním, subtalárním, hlezenním a kolenním kloubu.

*Studie vznikla za podpory Ministerstva školství, mládeže a tělovýchovy České republiky při řešení vý-*

*zkumného záměru „Pohybová aktivita a inaktivita obyvatel České republiky v kontextu behaviorálních změn“ s identifikačním kódem: MSM6198959221.*

## LITERATURA

1. BOROVSANĚKÝ, L.: Soustava kosterní. In L. Borovanský (Ed.): Soustavná anatomie člověka. Díl 1. (vyd. 5., opravené a z části pozměněné). Praha, Avicenum, 1976.
2. ČIHÁK, R.: Anatomie 1 (druhé upravené a doplněné vydání). Praha, Grada, 2001.
3. KAPANDJI, I. A.: The physiology of joints. Lower limb. London, Churchill Livingstone, roč. 2, 1987.
4. KOO, S., ANDRIACCHI, T. P.: A comparison of the influence of global functional loads vs. local contact anatomy on articular cartilage thickness at the knee. J. Biomech., roč. 40, 2007, č. 13, s. 2961-2966.
5. KOO, S., ANDRIACCHI, T. P.: The knee joint center of rotation is predominately on the lateral side during normal walking. J. Biomech., roč. 41, 2008, č. 6, s. 1269-1273.
6. KOZANEK, M., HOSSEINI, A., FANG, L., VAN DE VELDE, S. K., GILL, T. J., RUBASH, H. E., GUOAN, L.: Tibiofemoral kinematics and condylar motion during the stance phase of gait. J. Biomech., roč. 42, 2009, č. 12, s. 1877-1884.
7. MAGEE, D. J.: Orthopaedic physical assessment. 2<sup>nd</sup> ed. Philadelphia, W. B. Saunders, 1992.
8. MICHAUD, T. C.: Foot orthoses and other forms of conservative foot care. Baltimore, M. D., Williams & Wilkins, 1993.
9. VALMASSY, R. L.: Pathomechanics of lower extremity function. In R. L. Valmassy (Ed.): Clinical biomechanics of the lower extremities St. Louis: Mosby, 1996, s. 59-84.
10. VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R.: Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. Rehabil. fyz. Lék., roč. 8, 2001, č. 1, s. 33-37.
11. VAŘEKA, I., VAŘEKOVA, R.: Kineziologie nohy. UP v Olomouci, 2009.

*MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.  
Katedra fyzioterapie FTK UP  
Tř. Míru 115  
771 11 Olomouc  
e-mail: ivan.vareka@seznam.cz*

# OVlivNĚNÍ VENTILAČNÍCH PLICNÍCH PARAMETRŮ KOAKTIVACÍ BRÁNICE S OSTATNÍMI SVALY TRUPU

Hellebrandová L.<sup>1</sup>, Šafářová M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Katedra kinantropologie UK FTVS, Praha,  
vedoucí pracoviště, prof. Ing. V. Bunc, CSc.

<sup>2</sup> Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství UK 2. LF a FN Motol, Praha,  
přednosta doc. PaedDr. P. Kolář, CSc.

## SOUHRN

Uvedený příspěvek se zabývá propojením dechových a posturálních funkcí v rámci určité patologie respiračního systému. Studie probíhala na souboru probandů, kteří byli vybráni na základě spirometrického vyšetření. Vybraní jedinci měli některé spirometrické parametry na hranici normy nebo mimo normu referenčních hodnot. Patologie měla charakter obstrukčního typu respirační insuficience. Vyšetření plicních funkcí bylo korelováno s klinickým vyšetřením fyzioterapeutem. Jedna skupina podstoupila čtyřměsíční intervenci, druhá skupina byla kontrolní. Při terapii jsme vycházeli z předpokladu, že se nejedná o respirační insuficienci z důvodu patologie plicních funkcí, ale z důvodu porušené harmonizace dechové a posturální funkce. Terapie byla zaměřena právě na harmonizaci dechové-posturální funkce. Výsledky studie poukazují na souvislost mezi dechovou a posturální funkcí.

**Klíčová slova:** bránice, dechově-posturální funkce, plicní funkce, zóna apozice, svalová koordinace

## SUMMARY

Hellebrandová L., Šafářová M.: *Affecting of Respiratory Parameters by Co-activation of Diaphragm with other Trunk Muscles*

The paper deals with the connection between respiratory and postural functions within certain pathology of respiratory system. The study was carried out using a group of probands, who had been selected according to the spirometric examinations. The examination of pulmonary functions was compared with a clinical examination carried out by a physiotherapist. The probands were divided into two groups; the probands of the first group underwent 4 months taking physiotherapist program, while the second group was considered as a control. We assume that the respiratory insufficiency isn't caused by pathology of pulmonary functions, but it is influenced by disrupted muscular coordination in trunk area and by abnormal harmonization of respiratory and postural function. Therapy was especially focused on a harmonization of respiratory and postural functions. The results showed the connection between postural and respiratory system.

**Key words:** diaphragm, respiratory-postural function, lung function, zone of apposition, muscle coordination

*Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 18–24.*

## ÚVOD

Dechová funkce je úzce spjata s funkcí posturální. Hlavním dechovým svalem je bránice, která má významný podíl na stabilizační funkci páteře, zejména v bederní oblasti (4, 6, 11). Je-li porušena stabilizační funkce bránice, můžeme očekávat, že nebude optimální ani její hlavní – dechová funkce.

U pacientů s obstrukčním respiračním onemocněním je hrudník v nádechovém postavení, bránice je ve zkráceném, dolním postavení a je zmenšena zóna apozice (1, 17). Zóna apozice je definována jako vertikální část bránice, která odděluje dolní žebra od obsahu břišní dutiny a je zásadní pro inspirační činnost bránice. Při kontrakci bránice během nádechu ztrácí zóna apozice kontakt s hrudníkem, zmenšuje se a snižuje, čímž stlačuje obsah břišní dutiny a zvyšuje nitrobřišní tlak. Vedle aktivity bránice a mezižebních svalů přispívá k laterolaterálnímu rozšíření hrudníku právě zvýšený nitrobřišní tlak. Ten se prostřednictvím zóny apo-

zice přeneše na dolní žebra a ty se pohybují laterokraniálně, což je typický inspirační fenomén. Současně dochází ke snížení nitrohrudního tlaku (2).

Existuje lineární vztah mezi velikostí bránice a velikostí zóny apozice na úrovni celkové plicní kapacity a na úrovni reziduálního objemu, kdy na úrovni reziduálního objemu zóna apozice prakticky zmizí (17). Zóna apozice je více než postavením bránice ovlivněna postavením hrudníku a žeber. U pacientů s nádechovým postavením hrudníku, které je typické pro pacienty s obstrukčním plicním onemocněním, ale také pro některé pacienty s chronickými vertebrogenními obtížemi, je zóna apozice v důsledku těchto změn zmenšena. Postavení hrudníku a žeber je ovlivněno mj. funkcí břišních svalů, které během nádechu pracují excentricky, čímž fixují hrudník a zajišťují změnu punctum fixum bránice během nádechu. Na začátku nádechu je punctum fixum na úponech bránice a centrum tendineum se pohybuje kaudálně, což zvětšuje objem hrudní dutiny. Současně dochází





**Tab. 1.** Hodnoty spirometrického vyšetření skupiny zařazené do terapie. (Tučně jsou vyznačeny hodnoty průměrů, které se změnily statisticky významně. Za statisticky významnou hodnotu je považováno  $p < 0,05$ .)

PROBAND	FVCpre [L]		FVCpost [L]		FEV1pre [L]		FEV1post [L]		FEV1/FVCpre [%]	
	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
1	5,32	5,68	5,21	5,61	4,87	5,08	5,16	5,11	92	90
2	3,78	4,58	3,93	4,42	3,77	4,06	3,73	4,26	100	89
3	3,23	3,31	3,17	3,13	2,75	2,73	2,45	2,67	85	83
4	4,39	4,89	4,2	5,11	3,78	4,17	3,71	4,31	86	86
5	7,26	7,3	7,12	7,48	6,16	6,25	6,56	6,5	85	86
6	4,24	4,96	4,38	4,9	3,77	4,21	3,85	4,44	89	85
7	2,85	3,12	3,12	3	2,34	2,56	2,54	2,48	82	82
8	5,22	5,05	5,21	4,79	4,72	4,14	3,81	4,32	90	82
9	3,1	3,84	3,24	3,5	2,49	3,21	2,65	2,96	80	83
10	3,43	4,14	3,24	3,79	2,93	3,54	2,98	3,18	86	85
11	3,37	3,36	3,09	3,24	2,99	2,96	2,95	2,78	89	88
12	4,68	4,72	4,52	4,6	4,18	4,16	4,14	4,18	89	88
<b>Průměr</b>	<b>4,2</b>	<b>4,6</b>	<b>4,2</b>	<b>4,5</b>	3,7	3,9	<b>3,7</b>	<b>3,9</b>	87,8	85,6
Hladina významnosti	<b>p - 0,006</b>		<b>p - 0,027</b>		p - 0,078		<b>p - 0,020</b>		p - 0,079	

**Tab. 2.** Hodnoty spirometrického vyšetření skupiny zařazené do terapie. (Tučně jsou vyznačeny hodnoty průměrů, které se změnily statisticky významně. Za statisticky významnou hodnotu je považováno  $p < 0,05$ .)

PROBAND	FVCpre [L]		FVCpost [L]		FEV1pre [L]		FEV1post [L]		FEV1/FVCpre [%]	
	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
1	99	91	8,54	8,54	8,79	9,55	5,11	5,62	5,24	5,55
2	95	96	8,23	8,73	8,06	9,04	3,83	4,59	3,77	4,05
3	84	85	4,52	5,02	5,12	5,23	3,04	3,26	3,11	3,11
4	88	85	7,11	8,26	7,03	8,08	4,46	4,72	4,41	4,82
5	92	87	11,15	12,43	10,4	12,48	7,13	6,46	6,96	6,96
6	88	91	6,97	8,25	6,88	9,48	4	4,93	4,19	5
7	82	83	4,17	4,52	4,7	4,32	2,73	3,07	2,88	3,01
8	73	90	8,58	8,41	8,33	7,54	4,92	5,07	4,54	4,76
9	82	85	4,32	6,39	4,4	6,3	3,15	3,82	3,27	3,39
10	92	84	4,92	6,56	4,66	6,68	3,45	3,2	3,36	2,6
11	96	86	4,81	5,22	5,5	4,29	2,51	3,13	2,24	3,05
12	92	91	7,04	7,17	6,96	7,26	4,34	4,59	4,07	4,16
<b>Průměr</b>	88,6	87,8	<b>6,7</b>	<b>7,5</b>	<b>6,7</b>	<b>7,5</b>	<b>4,1</b>	<b>4,4</b>	4	4,2
Hladina významnosti	p - 0,724		<b>p - 0,003</b>		<b>p - 0,048</b>		<b>p - 0,031</b>		p - 0,115	

**Tab. 3.** Hodnoty spirometrického vyšetření kontrolní skupiny. (Tučně jsou vyznačeny hodnoty průměrů, které se změnily statisticky významně. Za statisticky významnou hodnotu je považováno  $p < 0,05$ .)

PROBAND	FVCpre [L]		FVCpost [L]		FEV1pre [L]		FEV1post [L]		FEV1/FVCpre [%]	
	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
1'	4,37	4,62	4,63	4,62	4,31	3,91	4,2	4,51	99	85
2'	2,38	2,65	2,4	2,57	2,34	2,61	2,34	2,5	98	98
3'	5,38	5,34	5,11	5,47	4,74	4,75	4,72	4,86	88	89
4'	4,15	4,3	4,16	4,29	3,84	4,03	4,04	4,1	93	94
5'	3,09	3,2	3,07	3,29	2,29	2,39	2,35	2,49	74	75
6'	2,6	2,61	2,6	2,67	2,4	2,39	2,42	2,39	92	92
7'	4,24	4,4	3,96	3,53	3,29	3,79	3,61	2,77	78	86
8'	2,87	2,9	2,76	2,82	2,36	2,45	2,24	2,44	82	84
9'	3,22	3,21	3,27	3,3	3,01	2,96	3	2,87	93	92
<b>Průměr</b>	<b>3,6</b>	<b>3,7</b>	3,6	3,6	3,2	3,3	3,2	3,2	88,6	88,3
Hladina významnosti	<b>p - 0,025</b>		p - 0,385		p - 0,371		p - 0,992		p - 0,911	

Tab. 4. Hodnoty spirometrického vyšetření kontrolní skupiny. (Tučně jsou vyznačeny hodnoty průměrů, které se změnilly statisticky významně. Za statisticky významnou hodnotu je považováno  $p < 0,05$ .)

PROBAND	FVCpre [L]		FVCpost [L]		FEV1pre [L]		FEV1post [L]		FEV1/FVCpre [%]	
	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup	vstup	výstup
1'	97	98	8,29	6,42	7,98	7,1	4,5	3,76	4,2	3,55
2'	97	97	5,78	5,77	5,56	5,56	2,53	2,68	2,4	2,56
3'	92	89	8,32	8,18	9,23	8,42	5,41	5,11	4,97	5,35
4'	97	96	7,79	7,9	7,95	8,21	3,85	4,04	3,63	4,16
5'	76	76	4,41	4,8	5,18	5,19	2,93	3,06	2,83	3,05
6'	93	90	5,35	5,34	5,65	5,65	2,45	2,55	2,47	2,58
7'	91	78	4,57	5,58	4,33	4,53	4,06	4,35	3,7	3,58
8'	81	86	5	5,23	4,95	5,11	2,91	2,9	2,79	2,76
9'	92	87	5,08	5,1	4,82	4,9	3,1	3,2	2,93	2,9
<b>Průměr</b>	90,7	88,6	6,1	6	6,2	6,1	3,5	3,5	3,3	3,4
Hladina významnosti	p - 0,240		p - 0,910		p - 0,467		p - 0,927		p - 0,589	

o 0,2 L neprokazuje statistickou významnost ( $p = 0,078$  SD 0,34), stejně tak zvýšení FVC po zátěži o 0,2 L ( $p = 0,115$ , SD 0,41). Statisticky nevýznamné zhoršení nastalo proti vstupnímu vyšetření u parametrů FEV1/FVC před zátěží o 2,2 procentních bodů ( $p = 0,079$ , SD 3,8) a FEV1/FVC po zátěži o 0,8 procentních bodů ( $p = 0,724$ , SD 7,17). Toto zhoršení připisujeme změně poměru mezi FVC a FEV1, kdy se parametr FVC výrazně zvýšil, čímž se snížil poměr FEV1/FVC. Tento poměr FEV1/FVC však byl i nadále u všech jedinců v rámci referenčních norem (tab. 1, tab. 2).

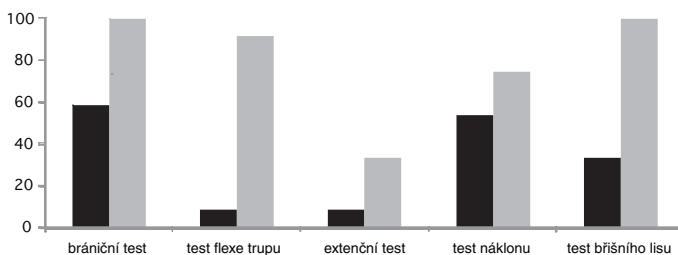
### Výsledky spirometrického vyšetření u kontrolní skupiny

Při výstupním vyšetření došlo k statisticky významnému zlepšení FVC o 0,1 L ( $p = 0,025$  SD 0,11) proti vstupnímu vyšetření. Zvýšení FEV1 před zátěží o 0,1 L neprokazuje statistickou významnost ( $p = 0,371$ , SD 0,25), stejně jako parametr FVC po zátěži, který se zvýšil při výstupním vyšetření oproti vstupnímu vyšetření o 0,1 L ( $p = 0,589$ , SD 0,34). Statisticky nevýznamné zhoršení výstupního vyšetření oproti vstupnímu vyšetření je u parametru FEV1/FVC před zátěží, průměrně o 0,3 procentních bodů ( $p = 0,911$ , SD 1,78) a u stejného parametru po zátěži průměrně o 2,1 procentních bodů ( $p = 0,240$ , SD 4,99). (tab. 3, tab. 4)

### Výsledky testů hodnotících funkci HSSP

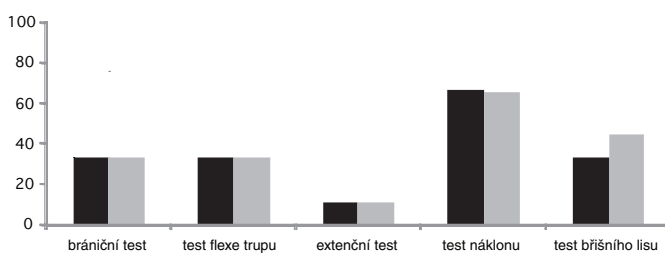
Při hodnocení funkce hlubokého stabilizačního systému páteře měli jedinci nejčastěji insufienci při testu flexe trupu a při extenčním testu, kdy ve skupině zařazené do terapie prokazovalo insufienci 11 z 12 jedinců u obou testů, v kontrolní skupině 6 z 9 jedinců.

Extenční test se ukázal také jako nejméně ovlivněný během čtyřměsíční fyzioterapeutické



Graf 1. Znázornění vstupního a výstupního vyšetření testů hodnotících funkci HSSP u skupiny zařazené do terapie.

■ % optimálně provedených testů při vstupním vyšetření  
 ■ % optimálně provedených testů při výstupním vyšetření



Graf 2. Znázornění vstupního a výstupního vyšetření testů hodnotících funkci HSSP u kontrolní skupiny.

■ % optimálně provedených testů při vstupním vyšetření  
 ■ % optimálně provedených testů při výstupním vyšetření

intervence u skupiny zařazené do terapie. Optimální provedení při výstupním vyšetření jsme mohli pozorovat pouze u 3 z původně 11 jedinců s insuficientním provedením. Nejlepší výsledky při testování HSSP byly zhodnoceny u obou skupin při bráničním testu, což ukazuje na schopnost těchto jedinců změnit dechový stereotyp, navzdory tomu, že volně využívaný dechový stereotyp neodpovídá optimálnímu provedení. Ve skupině zařazené do terapie došlo ke zlepšení u všech jedinců s původním dysfunkčním provedením bráničního testu (graf 1, graf 2).

Skupina, ve které probíhala studie, byla vybrána na základě spirometrického vyšetření, kdy daní jedinci měli některé spirometrické parametry mimo normu referenčních hodnot. Součástí klinického vyšetření bylo hodnocení stabilizačních funkcí v oblasti trupu.

Při hodnocení těchto testů vycházíme z kineziologie posturální ontogeneze 1. roku života, kdy sledujeme charakteristické odchylky ve stabilizační funkci ve srovnání s vývojovým vzorem či vzorem, který můžeme mimovolně vyvolat při reflexní lokomoci podle Vojty. Sledujeme zapojení svalů v konkrétní situaci pomocí testů, které hodnotí kvalitu způsobu náboru svalů během stabilizace (10). Při hodnocení testů HSSP musíme brát na vědomí problém objektivizace funkčního vyšetření. Vzhledem k tomu, že se jedná o hodnocení svalové koordinace, tedy funkce řídící, je obtížné tyto testy přesněji objektivizovat. Vlastní hodnocení je závislé na aktuálním stavu vyšetřovaného jedince, kdy se svalová koordinace může snižovat např. s únavou či aktuálním psychickým stavem. V neposlední řadě je hodnocení funkčních testů závislé na schopnostech a zkušenostech terapeuta.

Ve skupině zařazené do terapie došlo k zlepšení u všech jedinců s původně dysfunkčním provedením bráničního testu. Při hodnocení funkce hlubokého stabilizačního systému páteře měli jedinci nejčastěji insuficienci při testu flexe trupu a při extenčním testu. Extenční test se ukázal také jako nejméně ovlivněný během čtyřměsíční fyzioterapeutické intervence u skupiny zařazené do terapie. Tento výsledek svědčí o náročnosti dané funkce, kdy při insuficienci HSSP dochází nejčastěji k přetížení oblasti bederní a křížové vlivem převahy aktivity extenzorů i s jejími důsledky na strukturu. Insuficience při testu flexe trupu u vyšetřovaných skupin byla ve velké části způsobena porušenou koordinací, kdy aktivita přímého břišního svalu předbíhala aktivitu ostatních svalů, které se při optimální situaci mají podílet na dané funkci. Není možné odfiltrovat jedince, kteří prodělali neideální vývoj během prvního roku života, ale neméně závažný faktor této porušené koordinace vidíme v tréninku jednotlivců, kdy je kladen důraz na analytické posílení přímého břišního svalu. U jedinců, u kterých se porušená koaktivace ventrodorzální muskulatury projevuje ve smyslu hyperaktivity přímého břišního svalu, dochází k nekoordinované aktivitě celé břišní muskulatury, kdy přímý břišní sval předbíhá aktivitou ostatní svaly účastníci se na dechové a posturální funkci. Svou hyperaktivitou stahuje oblast dolních žeber a neumožňuje tak bránici uplatnit její funkci v celém rozsahu. Současně je patrna

hyperaktivita horních částí mm. obliqui abdominuli externi při insuficienci mm. obliqui abdominuli interni a specifických částí m. transversus abdominis, které tuto dysfunkci v koordinaci svalů celé trupové oblasti ještě zvýrazňují. Tento typ insuficience se vyskytoval u 10 z 12 probandů skupiny zařazené do terapie a u 6 z 9 probandů kontrolní skupiny. V druhém případě je tato koordinace porušená tak, že chybí jakákoli aktivita ventrální muskulatury. Spatřujeme typickou vývojovou absenci ventrodorzální svalové koordinace na osovém orgánu, kdy bránici chybí punctum fixum pro vykonávání dechové a posturální funkce. Respirační a posturální funkce nejsou v souladu, dochází k pohybu sternu kраниokaudálním směrem a k následné nadměrné aktivitě auxilárních dechových svalů a extenzorů páteře, které kompenzují tuto koordinační poruchu bránice tak, jak to popisuje Kolář (11). Paralelu tohoto motorického vzoru můžeme najít u dítěte v novorozeneckém období, kdy ještě není ve funkci koaktivace ventrální a dorzální muskulatury, což se projeví také na dechovém vzoru. Hrudník je v nádechovém postavení, bránice plní pouze funkci dechovou. Tuto insuficienci jsme vyšetřili u 2 z 12 probandů skupiny zařazené do terapie a u 3 z 9 probandů kontrolní skupiny. V obou případech dochází k nesouladu mezi respirační a stabilizační funkcí, což se projeví jak na funkci HSSP, tak na parametrech respiračních funkcí.

Výsledky klinického vyšetření, kdy se u skupiny zařazené do terapie všechny testy posunuly směrem k optimálnímu provedení se statistickou významností, korelují s výsledky spirometrického vyšetření. Výsledky naší studie rovněž potvrzují to, co uvádějí ve svých publikacích Hagberg a spol. (5) a McArdle a spol. (16), tedy že výkonnost a fyzický trénink nemají vliv na parametry plicních funkcí. Jak skupina zařazená do terapie tak kontrolní skupina se skládaly z aktivních sportovců trénujících 4x a více týdně. Na to, že změna parametrů plicních funkcí nebyla ovlivněna sportovním tréninkem, poukazují studie výše zmíněných autorů a s tímto tvrzením korelují i výsledky spirometrického vyšetření skupiny zařazené do terapie a kontrolní skupiny. Mezi frekvencí tréninků u obou skupin nebyly významné rozdíly. Z těchto výsledků můžeme usuzovat na efekt terapie, která byla zaměřena na koordinaci bránice s ostatními svaly trupu. Terapie zaměřená na zlepšení stabilizační funkce se současně projevila na funkci dechové, to dokazuje propojení těchto funkcí.

Souvislostmi mezi respiračním a posturálním systémem se zabývají práce věnující se konkrétní patologii v oblasti deformit osového orgánu (14, 18). Na významnost harmonizace dechové a posturální funkce poukazuje ve svých pracích Kolář (10, 11, 12, 13), Čápková (3), Hodges a spol. (7, 8) a Kro-



bot (15). Kolář (12) ve své práci poukázal na korelaci mezi pohybem bránice, resp. jeho rozsahem, při dechové a posturální funkci a spirometrickými parametry u zdravých jedinců. Unal a spol. (21) prokázali u pacientů s chronickou obstrukční plicní nemocí významné korelace mezi parametry exkurze bránice (získané pomocí MR fluoroskopie) a ukazatelem funkce plic FEV1. Na souvislost mezi posturální a dechovou funkcí se zaměřili ve své studii Smith a spol. (20), kdy dokázali, že dechové obtíže a inkontinence souvisí více s výskytem bolestí zad než s obezitou a nízkou pohybovou aktivitou. Stejně jako my vidí příčinu v porušené koordinaci svalů thorakoabdominální oblasti, která participuje na posturální a respirační funkci a současně, prostřednictvím ovlivňováním nitrobřišního tlaku, také na kontingenci.

Studie zabývající se efektem rehabilitačních programů na parametry plicních funkcí nejsou průkazné. Na druhou stranu Niederman a spol. (19) došli k závěru, že fyziologické a psychologické benefity, které přináší respirační fyzioterapie pacientům s respiračním onemocněním, nejsou příliš závislé na parametrech plicních funkcí a respirační fyzioterapie je tedy nedílnou součástí terapeutické péče všech pacientů s respiračním onemocněním nebo plicní dysfunkcí.

Vědecké práce (EBM – evidence based medicine), zabývající se souvislostmi mezi posturální a dechovou motorikou a jejich vlivem na plicní funkce, prakticky neexistují. Respirační fyzioterapie, tak jak je pojmána ve většině studií, se nevěnuje přímým souvislostem mezi těmito dvěma funkcemi. Dle našeho názoru je důležité dívat se na tyto funkce v rámci jejich propojení a z tohoto pohledu přistupovat také k diagnostice a terapii.

## ZÁVĚR

Výsledky studie prokázaly souvislost mezi posturálním a dechovým systémem. U skupiny zařazené do terapie došlo k statisticky významnému zlepšení jak v testech při klinickém vyšetření, tak u šesti parametrů spirometrického vyšetření (FVC před i po zátěži, FEV1 po zátěži, FEFmax před i po zátěži a FIVC před zátěží). U kontrolní skupiny došlo k statisticky významné změně jen u parametru FVC (usilovné výdechové kapacity), ostatní parametry a klinické vyšetření zůstaly beze změny.

Studie byla prováděna na jedincích s mírnou patologií plicních funkcí, kterou však nemůžeme označit za onemocnění s primární či sekundární respirační insuficiencí. Otázkou zůstává, do jaké míry lze tímto přístupem ovlivnit parametry plicních funkcí u onemocnění s respirační insuficien-

ci. Práce nabízí jeden z přístupů, kterým lze hypoteticky respirační funkce ovlivnit.

*Poděkování: Na tomto místě bychom chtěly poděkovat MUDr. Matoušovi a Jitce Hanzlíkové, bez jejichž spolupráce by studie nemohla být realizována.*

## LITERATURA

1. CASSART, M., PETTIAUX, N., GENEVENOIS, P., PAIVA, M., ESTENNE, M.: Effect of chronic hyperinflation on diaphragm length and surface area. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.*, 156, 1997, s. 504-508.
2. CLUZEL, P., SIMIŁOWSKI, T., CHARTRAND-LEFERBLE, C., DEENNE, J. P., GRENIER, P.: Diaphragm and chest wall: Assessment of the inspiratory pump with MR imaging – preliminary observations. *Radiology*, 215, 2000, s. 574–583.
3. ČÁPOVÁ, J.: Terapeutický koncept Bazální programy a podprogramy. Ostrava, 2008.
4. GANDEVIA, S. C., BUTLER, J., HODGES, P. W., TAYLOR, J.: Balancing acts: Respiratory sensations, motor control and human posture. In *Experimental Biology 2001 Symposium on Somatic Sensation During Movement and its Role in Autonomic Control*. USA, 2001, s. 118-121.
5. HARGBERG, J. M., YERG, J. E., SEALS, D. R.: Pulmonary function in young and older athletes and untrained men. *J. Appl. Physiol.*, 65, 1988, s. 101-105.
6. HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C., RICHARDSON, C.: Contractions of specific abdominal muscles in postural tasks are affected by respiratory maneuvers. *J. Appl. Physiol.*, 83, 1997, s. 753-760.
7. HODGS, P. W., GANDEVIA, S. C.: Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *The Journal of Physiology*, 522, 2000, 1, s. 165-175.
8. HODGES, P. W., HEIJNEN, I., GANDEVIA, S. C.: Postural activity of the diaphragm is reduced in humans when respiratory demand increases. *J. Physiol.*, 537, 2001, s. 999-1008.
9. KAPANDJI, I. A., D'AUBIGNE, R. M.: The physiology of the joints. The trunk and the vertebral column. Edinburgh, Churchill Livingstone, 3, 2002, s. 146-152.
10. KOLÁŘ, P., LEWIT, K.: Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*, 2005, 5, s. 270-275.
11. KOLÁŘ, P.: Facilitation of agonist-antagonist co-activation by reflex stimulation methods. In: *Rehabilitation of the spine - A practitioners manual 2*. Craig Liebenson. Los Angeles Lippincott Williams&Wilkins, 2006, s. 531-565.
12. KOLÁŘ, P.: Analýza zobrazení pohybu bránice magnetickou rezonancí v kombinaci se spirometrickým vyšetřením. Dizertační práce na 2. LF UK, Praha, 2009.
13. KOLÁŘ, P.: Rehabilitace v klinické praxi. Praha, Galén, 2009.
14. KOUMBOURLIS, A.: Scoliosis and the respiratory system. *Pediatr. Respir. Rev.*, 2006, 7, s. 152-160.
15. KROBOT, A.: Lokální konfigurační průvodce v kineziologii a rehabilitaci. In: *Zlaté Hory, 2007, prezentace*.
16. McARDLE, W. D., KATCH, F. I., KATCH, V. L.: Exercise physiology: energy, nutrition, and human performance. Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins, 2007, s. 228-231.
17. McKENZIE, D. K., GANDEVIA, S. C., GORMAN, R. B., SOUTHERN, F. C. G.: Dynamic changes in the zone of apposition and diaphragm length during maximal respiratory efforts. *Thorax* 49, 1994, s. 634-638.

18. MITIĆ–MILIKIĆ, M.: Respiratory failure caused by chest wall changes. *Spine*, 15, 2005, 30 (14), s. 1610-1615.
19. NIEDERMAN, M. S., CLEMENTE, P. H., FEIN, A. M., FEINSILVER, S. H., ROBINSON, D. A.: Benefits of a multidisciplinary pulmonary rehabilitation program. Improvements are independent of lung function, 99, 1991, s. 798-804.
20. SMITH, M. D., RUSSEL, A., HODGES, P. W.: Disorders of breathing and continence have a stronger association with back pain than obesity and physical activity. *Australian Journal of Physiotherapy*, 52, 2006, s. 11-16.
21. UNAL, O., ARSLAN, H., UZUN, K. et al.: Evaluation of diaphragmatic movement with MR fluoroscopy in chronic obstructive pulmonary disease. *Clin. Imaging*, 24, 2000, 6, s. 347-350.

*Lenka Hellebrandová*  
*Katedra kinantropologie FTVS UK*  
*J. Martího 32*  
*162 52 Praha 6*  
*e-mail: lenka.hellebrandova@gmail.com*

# EMG AKTIVITA M. BICEPS BRACHII A M. TRICEPS BRACHII PŘI DRŽENÍ VIBRAČNÍ ČINKY

Pavlů D., Pánek D., Čemusová J.

Katedra fyzioterapie UK FTVS, Praha,  
vedoucí katedry doc. PaedDr. D. Pavlů, CSc.

## SOUHRN

V předložené pilotní studii bylo provedeno srovnání EMG aktivity m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrující činky s frekvencí 36 Hz o hmotnosti 1,5 kg a při držení nevibrující činky o shodné hmotnosti. Šetření prokázalo nárůst aktivity 1,5 - 2,9krát při držení vibrující činky oproti držení činky nevibrující. Rovněž bylo ověřeno, že povrchová EMG je metodou vhodnou pro analýzu cviků s využitím činek, které jsou zdrojem vibrací.

**Klíčová slova:** EMG, vibrační činky, m. biceps brachii, m. triceps brachii

## SUMMARY

Pavlů D., Pánek D., Čemusová, J.: EMG Activity of Brachial M. Biceps and M. Triceps in Holding the Vibration Dumbbell

In the present pilot study the authors performed a comparison of EMG activity of brachial m. biceps and m. triceps in holding the vibration dumbbell with 36 Hz frequency and 1.5 kg weight and in holding the non-vibrating dumbbell of the same weight. The investigation proved 1.5 to 2.9-fold increased activity with the vibration tool as compared to non-vibrating dumbbell. Moreover, the authors verified the surface EMG as suitable method for analysis of exercise with the use of dumbbells serving as vibration sources.

**Key words:** EMG, vibration dumbbells, m. biceps brachii, m. triceps brachii

Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 25–29.

## ÚVOD

V oblasti terapie a sportovního tréninku patří postupy, které pracují na bázi mechanických vibrací, mezi stále hojněji využívané metody. Aplikace těchto vibračních stimulů je využívána buď ve formě celotělového působení, nebo působení na dílčí části těla.

Studii, které poukazují na to, že vibrační trénink přináší pozitivní efekt v oblasti psychické, neuromuskulární, hormonální či metabolické, existuje v současné době již značný počet. Významné shrnutí je provedeno v práci Albasiniho a spol. (1). Tyto studie se však dotýkají především využití vibračního tréninku, resp. celotělového vibračního tréninku - WBVT (Whole Body Vibrations Training). Studii, které by analyzovaly vliv vibrací, které využívají působení dílčího, resp. lokálního, je možné nalézt pouze sporadicky. Rovněž tak jsme nenalezli v dosavadním písemnictví studie, které by k hodnocení efektu či účinku lokálního působení vibračního tréninku využívaly povrchovou elektromyografii. Proto cílem naší pilotní studie bylo ověřit vhodnost použití povrchové elektromyografie pro hodnocení svalové aktivity při tréninku s vibrační činkou a následně porovnat EMG aktivitu m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení nevibrující činky o hmotnosti 1,5 kg a činky vibrující o shodné hmotnosti.

## VIBRAČNÍ ČINKY

Vibrační činky představují jednu z nových terapeutických či tréninkových pomůcek, které jsou zdrojem mechanických vibrací. V Evropě jsou nejvíce rozšířené vibrační činky D1 Body Vib, které jsou německým produktem. Tyto činky jsou vyráběny ve 3 hmotnostech: 1,5 kg; 2,8 kg a 4,6 kg (obr. 1). Všechny tři hmotnosti jsou vyráběny s frekvencí 36 Hz.

Dle výrobce a jeho manuálu (2), kde jsou uvedeny účinky při využití vibračních činek, je možné efektivně využít vibrační činky k ovlivnění:

- svalové síly,
- koordinačních schopností,
- kožního reliéfu,
- celulitidy ve smyslu redukce,
- vnímání těla v pozitivním slova smyslu,
- trofiky svalů,
- neuromuskulární stimulace,
- kostních struktur,
- či redukci bolestivých stavů zad a kloubů,
- prokrvení těla,
- látkové výměny a jiné.

Uvedené účinky, jak je zřejmé, jsou velmi široké a shodně jako je tomu u působení celotělových vibrací, ovšem nejsou všechny účinky dostatečně





**Obr. 1.** Vibrační činky o hmotnostech 1,5; 2,8 a 4,5 kg.

prokázány spolehlivými výzkumy (5). V dosavadním písemnictví sledujeme pouze sporé důkazy, které by výše uvedené účinky jednoznačně prokázaly. Většina tvrzení či deklarovaných účinků vychází z obecných účinků působení vibrací na lidský organismus, nebo vychází z účinků, které jsou uváděny u působení celotělových vibrací. Studie, které se zabývají účinky vibračních činek, je skutečně velmi málo. Z významných pro terapii můžeme jmenovat např. studii Trippa a spol. (6), kteří se zabývali ohodnocením efektu vibračního tréninku s využitím vibrujících činek na schopnost vnímat pozici v loketním kloubu. Studie provedená u 31 probandů naznačila, že tento neuromuskulární trénink může ovlivnit pozitivně schopnost vnímání pozice v kloubu. Autoři jsou však velmi obezřetní v závěrech a vyzývají k provedení dalších studií s využitím vibračního tréninku pomocí činek, a to za využití vibrací při rozdílné době jejich aplikace, frekvence a rovněž tak využití či aplikace u pacientů.

Další studie, která si zaslouží být uvedena, je poměrně rozsáhlé šetření provedené Kleinöderem a spol. (2). Tato skupina se zacílila na hodnocení vlivu vibračního tréninku za použití vibrujících činek na parametry síly, výkonnosti a prokrvení svalů. Studie byla provedena u 30 probandů po dobu 4 týdnů a prokázala signifikantní změny v pozitivním slova smyslu u všech sledovaných parametrů. Zdá se tedy, že vibrační trénink lokálního charakteru přináší pozitivní výsledky. Je však nutné konstatovat, že několik málo studií, které byly provedeny, nemohou plně prokázat deklarované účinky.

## METODIKA

Jedná se o případovou studii, kde u 2 probandů – zdravých žen (věk 23 a 24) byla pomocí povrchové



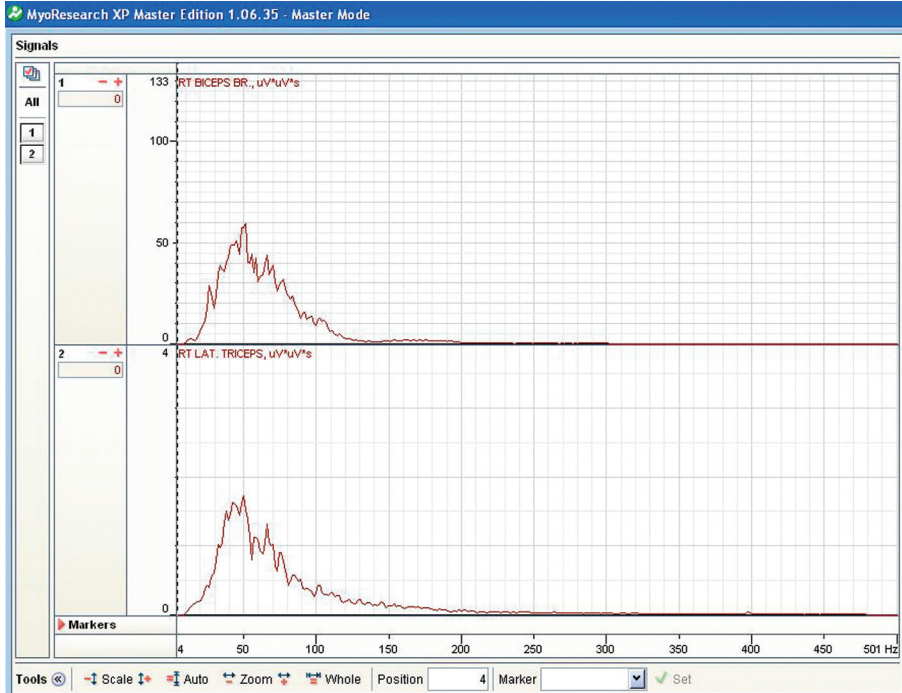
**Obr. 2.** Výchozí pozice a držení činky, u které bylo provedeno hodnocení.

vé elektromyografie snímána aktivita m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrující a nevibrující činky. K pořízení dat byl použit povrchový telemetrický EMG přístroj TelemetryMini 16 od výrobce Neurodata, vzorkovací frekvence stanovena na 1500 Hz, pásmová propust 5 – 500 Hz.

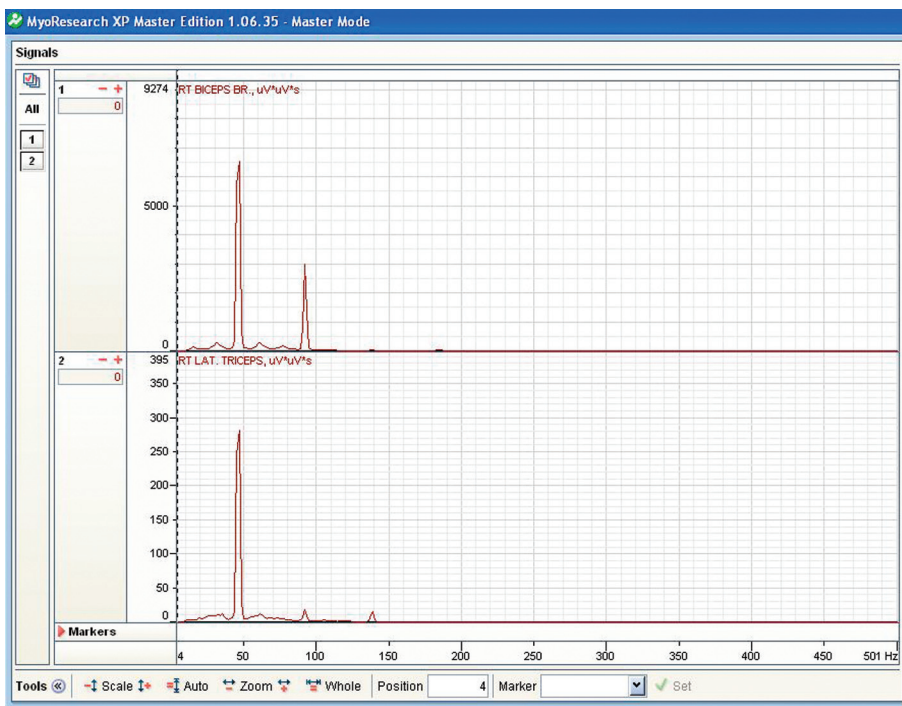
Po nalepení elektrod do oblasti motorických bodů obou svalů (m. biceps brachii a m. triceps brachii) dominantní horní končetiny bylo provedeno vyhodnocení MVC (maximální volní kontrakce). Následně jsme u obou probandů registrovali EMG aktivity v průběhu izometrické kontrakce ve výchozí pozici stoj, v pozici 90stupňové flexe v loketním kloubu, se supinací předloktí, při držení nevibrující činky po dobu 2 minut (obr. 2). Poté následoval odpočinek 20 minut a následně ve shodné výchozí pozici jsme registrovali EMG aktivity při držení vibrující činky opět v průběhu 2 minut. Na grafu 1 je demonstrován EMG záznam při držení činky se zapnutým vibračním modem.

Vyhodnocení EMG křivek bylo provedeno pomocí originálního softwaru MyoResearch XP master Edition. Při zpracování výsledků bylo použito 10 s ustáleného EMG záznamu vybraného ze závěrečných 30 s každého 2minutového intervalu. Vzhledem k předpokládané přítomnosti vibračního artefaktu jsme nejdříve vyhodnotili frekvenční charakteristiku sledovaných úseků EMG signálu, vyhodnocených pomocí rychlé Fourierovy transformace pro oba případy (graf 1, graf 2).

V případě izometrické kontrakce při aktivované vibraci (při držení činky) se nachází typický artefakt ve frekvenčním pásmu 46 Hz v harmonické řadě v průběhu celého registrovaného spektra. Tento artefakt jsme pomocí digitálního filtru s pásmovou propustí 40-50 Hz odstranili. Následně jsme vypočetli plochu pod křivkou, kterou jsme



Graf 1. Rychlá Fourierova transformace u probanda č. 1 při izometrické kontrakci bez aktivované vibrace činky.



Graf 2. Rychlá Fourierova transformace u probanda č. 1 při izometrické kontrakci při zapnutém vibračním modu činky.

normalizovali vzhledem k maximální volní kontrakci (MVC). Jednotlivé hodnoty jsme mezi sebou intraindividuálně porovnali.

## VÝSLEDKY

Získané normalizované hodnoty pro oba probandy jsou uvedeny v tabulkách 1 a 2. EMG ak-

tivita u obou probandů u 2 hodnocených svalů při držení vibrující činky vzrostla, což bylo v souladu s naším očekáváním. Nárůst aktivity při držení vibrující činky oproti držení s činkou nevibrující bylo u probanda 1,48x vyšší pro m. biceps brachii a 2,47x vyšší u m. triceps brachii. U probanda č. 2 jsme našli 2,28x vyšší aktivitu v průběhu vibrace pro m. biceps brachii a 2,97x vyšší u m. triceps brachii. Příklady nativ-

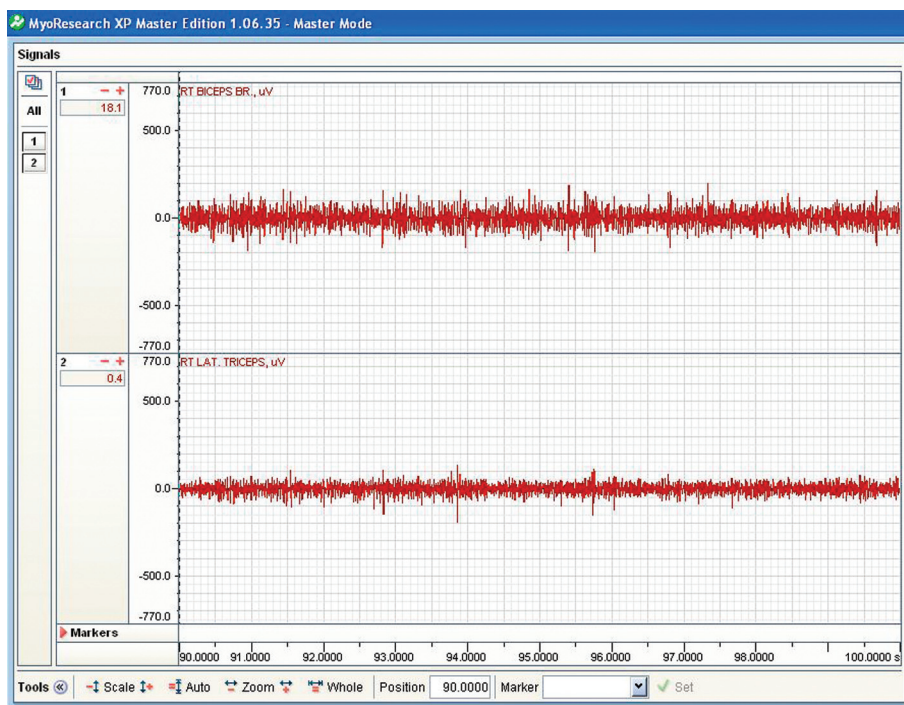


**Tab. 1.** Proband č. 1 – relativní hodnoty plochy pod křivkou pro statickou zátěž vyjádřené v procentech MVC s vibrací a bez vibrace.

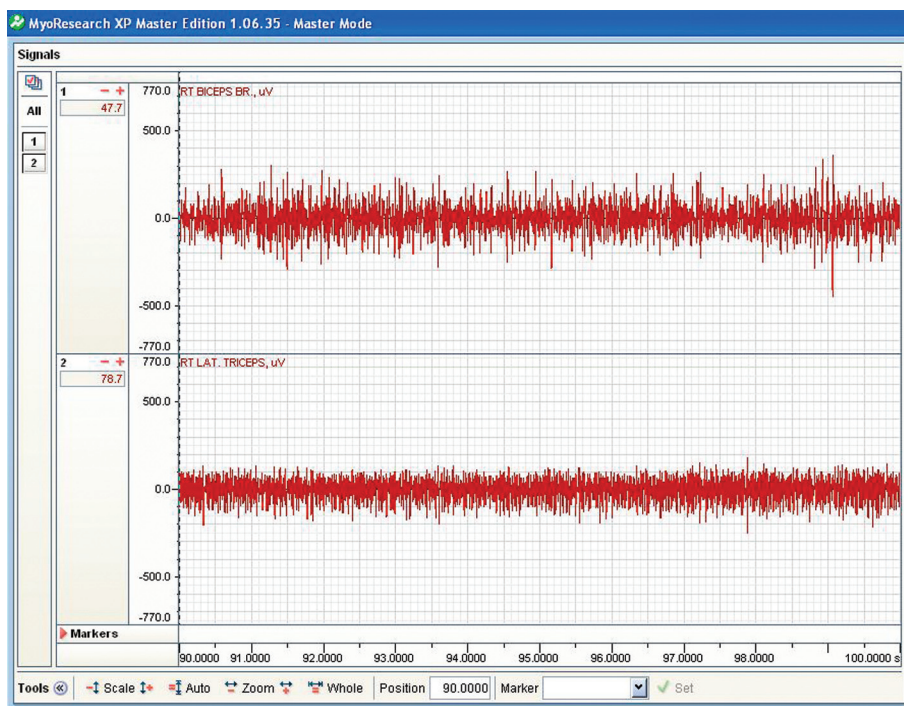
	Bez vibrace [% MVC]	S vibrací [% MVC]	Nárůst aktivity při vibraci
m. biceps brachii	21,3	31,6	1,48x
m. triceps brachii	10,3	25,5	2,47x

**Tab. 2.** Proband č. 2 – relativní hodnoty plochy pod křivkou pro statickou zátěž vyjádřené v procentech MVC s vibrací a bez vibrace.

	Bez vibrace [% MVC]	S vibrací [% MVC]	Nárůst aktivity při vibraci
m. biceps brachii	12,8	29,2	2,28x
m. triceps brachii	3,1	9,2	2,97x



**Graf 3.** Příklad nativního EMG m. biceps brachii (horní záznam) a m. triceps brachii (dolní záznam) při držení činky bez aktivované vibrace.



**Graf 4.** Příklad nativního EMG m. biceps brachii (horní záznam) a m. triceps brachii (dolní záznam) při držení činky při zapnutí vibračního modu.

ního EMG při držení činky s i bez zapnutí vibračního modu jsou uvedeny na grafech 3 a 4.

## DISKUSE

Lze konstatovat, že využití povrchové elektromyografie se jeví vhodným pro analýzu cviků, kde je využívána pomůcka, která je zdrojem vibrací (vibrační činky). Přítomnost vibračního artefaktu nečiní technické problémy při dalším zpracování získaných elektromyografických dat, je však nutné provést jejich odfiltrování.

Námi předložená případová studie představuje pouze drobný příspěvek k objektivizaci účinků lokálních vibrací, které by mohly být přínosné ve fyzioterapii či tréninku, i přesto však můžeme říci, že námi shledané výsledky naznačují shodnost či podporu výsledkům autorů, kteří o efektu vibračních činek hovoří (2, 3, 4).

## ZÁVĚR

1. Na základě provedené pilotní studie se ukazuje, že metoda povrchové EMG analýzy bude použitelná jako hodnotící nástroj také u cvičení, která využívají tzv. vibrační činky.
2. Provedené šetření naznačuje, že aktivace m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrující činky roste oproti držení nevibrující činky 1,5-2,9x.
3. Provedené šetření považujeme za iniciální šet-

ření, kterým byla ověřena možnost využití EMG analýzy při použití lokálních vibrací a nyní bude nutné pokračovat v ověřování chování se svalů v rámci různých tréninkových či terapeutických režimů.

*Příspěvek vznikl s podporou VZ MŠMT ČR MSM 0021620864.*

## LITERATURA

1. ALBASINI, A., KRAUSE, M., REMBITZKI, I.: Using whole body vibration in physical therapy and sport. Churchill Livingstone, Edinburg, 2010, 202 s., ISBN 978-0-7020-3173-1.
2. KLEINÖDER, H., WORTMANN, L., BEHRINGER, M., MESTER, J.: Abschlussbericht zur Vibrationshantel Bofy Vib D1., manuál Vib D1, dostupné také z: <http://www.vibrationshantel.de/de/topic/36.wissenschaft.html>
3. LUO, J., McNAMARA, B., MORAN K.: The use of vibration training to enhance muscle strength and power. Sports Med., 35, 2005, 1, s. 23-41.
4. Manuál Vib D1: dostupné také z: <http://www.vibrationshantel.de/de/topic/36.wissenschaft.html>
5. PAVLU, D., STRACHOTOVÁ, H.: Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, 3, s. 138-144.
6. TRIPP, B. L., FAUST, D., JACOBS, P.: Elbow joint position sense after neuromuscular training with handheld vibration. J. Athl. Train, 44, 2009, 6, s. 617-623.

*Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.  
Katedra fyzioterapie UK FTVS  
J. Martího 31  
162 52 Praha 6  
e-mail: dagmarpavlu@iol.cz*

# VLIV CVIČENÍ S VIBRAČNÍ ČINKOU NA AKTIVITU M. TRAPEZIUS

*Pavlů D., Pánek D., Loučková Z., Musálek M.*

Katedra fyzioterapie UK FTVS, Praha,  
vedoucí katedry doc. PaedDr. D. Pavlů, CSc.

## SOUHRN

V předložené studii byla pomocí metody povrchové elektromyografie hodnocena elektrická aktivita m. biceps brachii, m. triceps brachii a především m. trapezius – pars superior a m. trapezius – pars inferior při držení vibrující činky a při držení nevibrující činky. Výsledky prokázaly nárůst elektrické aktivity u všech svalů, v případě m. biceps brachii a m. triceps brachii byl nárůst signifikantní, v případě m. trapezius nikoliv. Autoři upozorňují na možné nebezpečí vysoké aktivity horní části m. trapezius, ke které při cvičení s vibrující činkou může dojít, jelikož experiment naznačuje proporcionální nárůst elektrické aktivity ve všech svaích. Zvláště doporučují uvážit vhodnost využití vibračních činek a konkrétních cviků u jedinců, kteří trpí zvýšenou aktivitou horní části m. trapezius.

**Klíčová slova:** EMG, vibrační činky, m. trapezius

## SUMMARY

**Pavlů D., Pánek D., Loučková, Z., Musálek M.: Effect of Exercise with Vibration Dumbbell on the Activity of Trapezius Muscle**

The present study evaluated electric activity of brachial m. biceps and m. triceps and, especially, trapezius muscle pars superior and pars inferior in holding the vibrating dumbbell as well as the non-vibrating dumbbell. The results demonstrated a increase of electric activity in all muscles, which was significant in the case of brachial m. biceps and m. triceps but insignificant in the case of the trapezius muscle. The authors draw attention to the possible danger of high activity of the trapezius muscle pars superior, which can develop with the vibrating dumbbell, since the experiment indicates a proportional increase of electric activity in all muscles. It is particularly recommendable to consider the use of vibration dumbbells and specific exercise in individual who suffer for increased activity of trapezius muscle pars superior.

**Key words:** EMG, vibration dumbbells, m. trapezius

*Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 30–34.*

## ÚVOD

Vibrační činky se stávají pomůckou, která je stále hojněji zařazována jak do terapeutických tak tréninkových procesů. O možných účincích při využití vibračních činek jsme informovali v některých z našich předchozích prací (10, 12). Jelikož držení či cvičení s činkami – ať již vibrujícími nebo nevibrujícími – klade značné nároky také na m. trapezius a především jeho horní část, rozhodli jsme se zhodnotit a porovnat změny EMG aktivity vybraných svalů horní končetiny a pažního pletence při držení vibrující a nevibrující činky. Nami provedená studie navazuje na šetření (12), které bylo pouze případovou studií s hodnocením EMG aktivity m. biceps a m. triceps brachii. V naší předkládané nynější studii jsme se pokusili ohodnotit, zda elektrická aktivita horní části m. trapezius se zvyšuje proporcionálně se zvyšující se aktivitou m. biceps a m. triceps brachii ve srovnání situace s vibrující a nevibrující činkou, a zda u skupiny probandů budou výsledky odpovídat závěrům, ke kterým jsme dospěli v případové studii (12).

## M. TRAPEZIUS

Značná část naší populace trpí obtížemi spojenými s hyperaktivitou horních vláken trapézového svalu. Tuto hyperaktivitu nadále podporují nevhodné pohybové stereotypy a dnešní životní styl. I ve fyzioterapeutických ambulancích se často setkáváme s obtížným ovlivněním této hyperaktivity při cvičení s pacienty a při prováděných cvičeních se snažíme této zvýšené aktivitě vyhnout. Otázka stupně svalové aktivity se v podstatě zabývá tím, jaký podíl práce či úsilí vykonávají některé svaly při různých cvičeních či úkolech. Tento druh hodnocení je právě důležitý k přípravě terapie nebo tréninku. Proto se hodnocením aktivity horní části m. trapezius při různých cvičeních a rovněž s různými pomůckami zabývala a stále zabývá řada autorů (např. 1, 2, 3, 4, 6, 8). Pokud platí, že při tréninku s využitím vibračních činek dochází k nárůstu svalové aktivity oproti cvičení se shodnými činkami bez vibrací (12), naskytá se otázka, jak se při cvičeních s vibrujícími činkami bude chovat m. trape-



zius a konkrétně jeho horní část. Zda a jak bude docházet ke zvyšování jeho aktivity tak, jak se děje u svalů paže, nebo zda m. trapezius jako sval vzdálený od působení vibrující činky (při držení v ruce) se bude chovat odlišně.

## METODIKA

### Charakter studie a použitá aparatura

Jedná se o pilotní studii, kde byl analyzován stupeň svalové aktivity u m. trapezius - horní vlákna, m. trapezius - dolní vlákna, m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrující a nevibrující činky. Zvolenou objektivizační metodou byla povrchová elektromyografie. Byl použit telemetrický EMG přístroj TelemetryMini 16 od výrobce Neurodata, vzorkovací frekvence byla stanovena na 1500 Hz, pásmová propust 5 – 500 Hz. Použity byly 4 párové elektrody a jedna elektroda zemnicí. V průběhu celého měření byl pořizován současně videozáznam kamerou Canon MVX300. Naměřená data byla zpracována pomocí originálního softwaru MyoResearch XP Master Edition firmy Noraxon. Výzkumný soubor tvořilo 9 žen. Jednalo se o záměrně vybrané ženy průměrného věku 23 - 26 let, které představují zdravý vzorek populace. Základním kritériem výběru byla nepřítomnost úrazů nebo onemocnění s dopadem na pohybový aparát v anamnéze. Rovněž tak podmínkou zařazení bylo, že žádná z probandek se nevěnuje závodní sportovní činnosti a silovému tréninku.

### Charakteristika vibrační činky (obr. 1)

Pro experiment byla použita vibrační činka D1 Body VIB o hmotnosti 1,5 kg. Frekvence vibrací činky je 36 Hz. Tato je daná výrobcem, rovněž tak amplituda kmitů. Vibrační činka představuje moderní pomůcku, která umožňuje kombinaci klasické činky a moderního vibračního tréninku, tří-



Obr. 1. Vibrační činka, použitá při experimentu (hmotnost 1,5 kg).

dimenzionální dynamické cvičení, s působením přídatných impulzů - vibrací. Kromě toho je pro cvičení výhodou, že činka umožňuje cvičení bez externích zdrojů energie, čímž je zajištěna dokonalá mobilita pomůcky.

### Průběh měření

Elektrody byly v souladu s manuálem výrobce aplikovány do oblastí motorických bodů m. biceps brachii, m. triceps brachii, m. trapezius – pars superior a m. trapezius pars inferior na pravé straně těla. Před zahájením měření bylo provedeno vyšetření MVC (maximální volní kontrakce) pro všechny měřené svaly za použití definovaných pozic dle Jandova svalového testu.

Vlastní měření se odehrávalo ve výchozí pozici stoj, kde při pozici pravé horní končetiny – nulové postavení v kloubu ramenním, 90° flexe v loketním kloubu se supinací předloktí drželi probandi nejprve nevibrující činku a poté vibrující činku. Pozice byla zvolena zcela shodně, jako v případě našeho předchozího experimentu (12).

Měření při držení nevibrující činky probíhalo po dobu 2 minut, poté následovalo držení vibrující činky opět po dobu 2 minut. Mezi držením nevibrující a vibrující činky byla však zařazena přestávka v době trvání 20 minut, což je dostatečně dlouhý čas k odstranění eventuální únavy.

Naměřená data byla následně zpracovávána v originálním programu MyoResearch XP Master Edition. Při zpracování naměřených dat bylo použito shodných postupů jako v případě naší předchozí studie, která hodnotila efekt vibračního tréninku (12). Byl vybrán 10s úsek ustáleného záznamu z 2. minuty každého měření, následně byly odfiltrovány vibrační artefakty. Byla vypočtena plocha pod křivkou pro každé měření, které byly normalizovány vzhledem k maximální volní kontrakci (MVC). Tyto hodnoty byly interindividuálně porovnány pro jednotlivé svaly.

## VÝSLEDKY

Výsledky, vztažené ke všem čtyřem hodnoceným svalům, jsou uvedeny v tabulkách 1 - 4. Naměřená data byla zpracována pomocí statistického softwaru NCSS 2007 a následně analyzována prostřednictvím parametrických testů, kde byla

Tab. 1. M. biceps brachii – výsledek ukazuje signifikantní rozdíl (hladina statistické významnosti  $p < 0,05$ ) v aktivaci svalu při držení vibrující činky oproti držení nevibrující činky.

m.biceps brachii	N	průměr	SD
bez vibrace	9	20,38	4,18
s vibrací	9	44,82*	16,01

$p < 0,05$ \* (zjištěn signifikantní rozdíl)

**Tab. 2. M. biceps brachii** – výsledek ukazuje významný rozdíl (hladina statistické významnosti  $p < 0,05$ ) v aktivaci svalu při držení vibraující činky oproti držení nevibraující činky.

m.biceps brachii	N	průměr	SD
bez vibrace	9	11,85	8,14
s vibrací	9	<b>31,17*</b>	17,19

$p < 0,05*$  (zjištěn signifikantní rozdíl)

**Tab. 3. M. trapezius – pars superior** – výsledek neukazuje signifikantní rozdíl (hladina statistické významnosti  $p < 0,05$ ) v aktivaci svalu při držení vibraující činky oproti držení nevibraující činky.

m. trapezius - pars superior	N	průměr	SD
bez vibrace	9	18,39	18,31
s vibrací	9	27,86	26,26

**Tab. 4. M. trapezius – pars inferior** – výsledek neukazuje signifikantní rozdíl (hladina statistické významnosti  $p < 0,05$ ) v aktivaci svalu při držení vibraující činky oproti držení nevibraující činky.

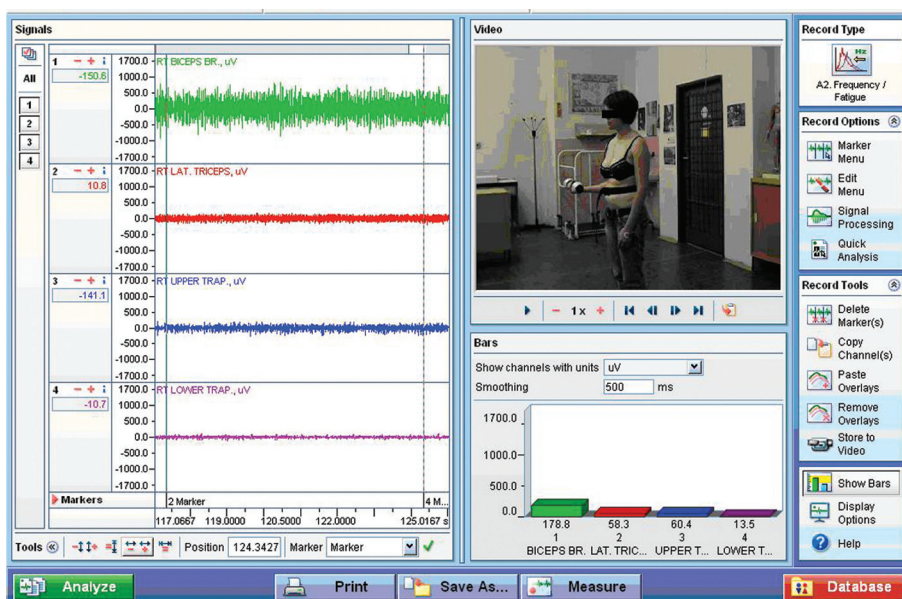
m. trapezius - pars inferior	N	průměr	SD
bez vibrace	9	33,07	6,93
s vibrací	9	45,72	11,41

nejprve ověřena normalita rozložení dat. K následnému zjištění signifikantnosti rozdílu (aktive svalů) vybraného svalu při držení činky nevibraující a činky vibraující byl použit jednovýběrový T-Test se stanovenou hladinou statistické významnosti  $p < 0,05*$ .

Lze konstatovat, že aktivita **m. biceps brachii** a **m. triceps brachii** se při držení vibraující činky oproti držení nevibraující činky zvyšuje, a to sig-

nifikantně. Toto zjištění je v souladu s námi provedeným pilotním šetřením (12). U všech devíti probandů došlo ke zvýšení aktivity jak u m. biceps brachii tak u m. triceps brachii. Toto zvýšení ve skupině bylo signifikantní (hladina statistické významnosti  $p < 0,05$ ). Uvažujeme-li hodnotu aktivit v % MVC, u jednotlivých probandů nejnižší aktivita činila 25 % a nejvyšší 70 % MVC. Tyto hodnoty představují zvýšení aktivity při držení vibraující činky v m.biceps brachii oproti držení nevibraující činky 1,5x–3x. U m. triceps brachii byla aktivita při držení vibraující činky vyhodnocena v rozmezí 10–70 % MVC. Rovněž u tohoto svalu se jedná o nárůst aktivity oproti držení nevibraující činky v průměru ca 3x.

Pokud však hodnotíme aktivaci **m. trapezius – horní část** při držení vibraující činky oproti držení nevibraující činky, byl rovněž sledován ve skupině probandů jako celku nárůst aktivity tohoto svalu, avšak zde nebyl prokázán statisticky významný rozdíl. Ve skupině devíti probandů došlo k nárůstu aktivity u sedmi probandů, u dvou probandů však došlo k reverzním hodnotám, tj. že byl naopak vyhodnocen pokles aktivity. U probandů, kde došlo k nárůstu aktivity při držení vibraující činky, byla vyhodnocena aktivita mezi 10–90 % MVC. Tato aktivita představovala zvýšení aktivity oproti aktivitě tohoto svalu při držení nevibraující činky 2–3x. Ke shodnému nálezu jsme dospěli i v případě hodnocení aktivity **m. trapezius – dolní část**. Ve skupině devíti probandů došlo k nárůstu aktivity, ne však statisticky významnému. U pěti probandů došlo k nárůstu svalové aktivity, u tří probandů byly vyhodnoceny reverzní hodnoty, tj. pokles aktivity při držení vibraující činky oproti držení činky nevb-



**Obř. 2.** Ukázka EMG záznamu a pozice probanda při provedeném měření s činkou při vypnutém vibračním modu.



ující. Jeden z probandů, který vykazoval reverzní hodnoty u m. trapezius – pars inferior, vykazoval reverzní hodnoty rovněž u m. trapezius – pars superior.

Na základě ohodnocení EMG křivek bylo dále sledováno, že při držení vibrující činky se objevuje ve všech sledovaných svalech patologická frekvence v 50 Hz a jejích násobcích. V neposlední řadě je nutné u výsledků připomenout, že držení vibrující činky bylo všemi probandy hodnoceno jako nepříjemné (vibrace se šířila až do hlavy). Hodnocení subjektivních pocitů však nebylo cílem našeho šetření a probandi na toto nebyli ani dotazováni. Uvedená výpověď byla spontánně vyšetřovanými uváděna, a proto zaznamenána do vyšetřovacího protokolu (obr. 2).

## DISKUSE

Lze říci, že výsledky naší studie jsou v souladu se studii jiných autorů (např. 7) a rovněž tak v souladu s našimi předchozími experimenty (12), pokud jde o potvrzení nárůstu svalové aktivity při držení vibrující činky. V případě naší studie se tento závěr statisticky významně potvrdil u m. biceps brachii a m. triceps brachii. Můžeme tedy tímto závěrem snad i podpořit dosavadní názory, že práce s vibrující činkou bude přispívat ke zlepšení výkonnosti. Pokud však jde o názory, že práce s vibrující činkou zlepšuje i koordinaci a prokrvení, jakož i řadu dalších zdravotně podporujících efektů (7), bude nutné toto analyzovat v dalších experimentech. Na základě našich výsledků lze se rovněž domnívat, že vibrační činky mohou ve srovnání s klasickým využitím činek (nevibrujících) vést ke zintenzivnění terapie či tréninku, což by na druhé straně mohlo mít pozitivní efekt i vzhledem k délce cvičení. Vibrační činky jsou vyráběny v několika hmotnostních variantách. Námi použitá činka byla jednou z nejlhčích, které na trhu existují, a naše výsledky mohou samozřejmě být vztaheny pouze k této čince (1,5 kg). Naskytá se tedy také otázka, jak by mohly být ovlivněny výsledky při použití činek o jiných hmotnostech. Ve své studii Kleinöder a spol. (7) prezentují experimenty s činkami o hmotnosti vyšší než tomu bylo v našem případě a výsledky rovněž poukazují na pozitivní vliv činek, který kromě obecných závěrů autoři spatřují i v pozitivním ovlivnění lymfatického systému, vazivových struktur, zlepšení kožního krytu a na prvním místě v zásadním ovlivnění výkonnosti. Tyto závěry jsou dle našeho mínění až příliš odvážné a troufáme si tvrdit, že ne všechny studie těchto autorů je jednoznačně potvrzují.

Stěžejním cílem naší studie však bylo ohodnotit aktivitu horní části m. trapezius při držení

vibrující činky. Naše výsledky naznačily, že aktivita tohoto svalu roste, obdobně jako je tomu v případě m. biceps a m. triceps brachii. Námi nalezený výsledek však nebyl signifikantně významný. Důvodem byly, jak uvádíme ve výsledcích, reverzní hodnoty u dvou probandů. Je otázkou, proč u 2 probandů z devíti došlo při držení vibrační činky k poklesu hodnocené EMG aktivity. Vědomé ovlivnění ze strany probandů s velkou pravděpodobností můžeme vyloučit, jelikož instrukce pro držení činky byla pro všechny probandy shodná, vyloučit můžeme i vliv nadměrné zátěže probandů, pramenící ze sportovní činnosti či z povolání. Jediným vysvětlením by zatím mohl být individuální pohybový vzor, který by takto zásadně mohl výsledek ovlivnit. Další úvaha by mohla směřovat k volbě cviku. Využili jsme pouze statickou zátěž – tedy držení činky. Je tedy otázkou, jak by se chovala aktivita horní části m. trapezius u probandů, kde došlo k poklesu aktivity tohoto svalu při pohybu horní končetinou a samozřejmě jak by se námi hodnocený sval choval u probandů ostatních. Zajímavou skutečností je i fakt, že u probandů, kde došlo při držení vibrující činky k poklesu aktivity horní části m. trapezius, byla aktivita toho svalu značně vysoká v porovnání s ostatními při držení nevibrující činky. Možná, že i tento náález by mohl podpořit naši úvahu s individualitou pohybových vzorů, tak jak se již opakovaně potvrdilo v mnoha studiích, které analyzovaly aktivitu či timing svalů při nejrůznějších cvičeních, ať již s pomůckami nebo bez nich (11). Pokud by individualita hrála podstatnou či dokonce rozhodující roli i při cvičení s využitím vibrací (hlavně u svalů vzdálenějších o místa působení vibrace), tak jak je dokumentováno a doporučováno v řadě studií (např. 5, 9), nebylo by možné na „vibrační cvičení“ pohlížet paušálně, ale bylo by zcela nezbytné volit vysoce individuální přístup. Pro potvrzení této úvahy bude zapotřebí provést další výzkumy, které budou analyzovat využití činek různých hmotností při nejrůznějších variantách cviků, ať již u zdravé populace tak u pacientů.

Manuály, které výrobce dodává k vibračním činkám, uvádějí kromě pozitivních účinků ve smyslu ovlivnění aktivity svalů či svalové síly také účinek relaxační. Naskytá se tedy otázka, kdy je možné očekávat, že u svalu, na který působí vibrace při použití činky, nastane relaxace, a kdy naopak zvýšení aktivity či tonu. Námi prezentovaná studie pracovala pouze s jednorázovým použitím činky a hodnotila efekt právě při jejím použití. Další studie, které by mohly pomoci odpovědět na otázku, kdy nastupuje relaxace a kdy by tedy vibrující činka mohla být za tímto účinkem v praxi použita, musejí být postaveny na dlouhodobější aplikaci této pomůcky.

Na základě provedené studie lze říci, že při držení vibrující činky dochází k nárůstu elektrické aktivity v m. biceps brachii, m. triceps brachii a v m. trapezius pars superior i inferior.

Vzhledem k nárůstu aktivity svalstva paže lze považovat trénink či cvičení svalstva předloktí s vibračními činkami za přínosné, rovněž tak lze tato cvičení považovat za přínosná pro aktivaci m. trapezius pars inferior. Diskutabilní však zůstává poměrně vysoká aktivace horní části m. trapezius. V tomto případě je nutné upozornit na možné nebezpečí vysoké aktivity horní části m. trapezius, ke které při cvičení (v našem případě pouhé držení pomůcky), s vibrující činkou může dojít, tak jak naznačil námi provedený experiment. Zvláště je doporučeno pečlivě uvážit vhodnost využití vibračních činek a konkrétních cviků u jedinců, kteří trpí zvýšenou aktivitou horní části m. trapezius a všude tam, kde se zvýšení aktivity tohoto velmi důležitého svalu, jehož dysfunkce ve smyslu příliš zvýšeného napětí může být mimo jiné příčinou bolestivých stavů hlavy a krční páteře, snažíme předejít.

Námi uvedené závěry jsou platné pouze pro cvik který byl analyzován – držení činky. Proto, aby bylo možné zevšeobecnit naše tvrzení, bude nutné provést analýzu dalších cviků.

*Příspěvek vznikl s podporou  
VZ MŠMT ČR MSM 0021620864.*

### **LITERATURA:**

1. ANDERSEN, L. L., ANDERSEN, CH. H., MORTENSEN, O. S., POULSEN, O. M., BJORN LUND, I. B. T., ZEBIS, M. K.: Muscle activation and perceived loading during rehabilitation exercises: Comparison of dumbbells and elastic resistance. *Physical Therapy*, 90, 2010, 4, s. 538-549.
2. COOLS, A. M., DEWITTE, V., LANSZWEERT, F., NOTEBAERT, D., ROETS, A., SOETENS, B., CAGNIE,

- B., WITVROUW, E. E.: Rehabilitation of scapular muscle balance. Which exercises to prescribe? *Am. J. Sports Med.*, 35, 2007, 10, s. 1744-1751.
3. COOLS, A. M., DECLERCQ, G. A., CAMBIER, D. C., MAHIEU, N. N., WITVROUW, E. E.: Trapezius activity and intramuscular balance during isokinetic exercise in overhead athletes with impingement symptoms. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 17, 2007, s. 25-33.
4. DE MEY, K., CAGNIE, B., VAN DE VELDE, A., DANNEELS L. A., COOLS A. M.: Trapezius muscle timing during selected shoulder rehabilitation exercises. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 39, 2009, 10, s. 743-752.
5. HAYDEN, J. A., VAN TULDER, M. W., TOMLINSON, G.: Systematic review: Strategies for using exercise therapy to improve outcomes in chronic low back pain. *Ann. Intern. Med.*, 142, 2005, 9, s. 776-785.
6. HOLLÄNDEROVÁ, D.: Hodnocení EMG aktivity svalů v oblasti pletence pažního při cvičení s Thera-Bandem ve vodním prostředí a na suchu. Diplomová práce na Univerzitě Karlově v Praze, FTVS. Obhájena 2011, vedoucí práce doc. dr. Dagmar Pavlů, CSc.
7. KLEINÖDER, H., WORTMANN, L., BEHRINGER, M., MESTER, J.: Abschlussbericht zur Vibrationskzrzshantel Bofy Vib D1., manuál Vib D1, dostupné také z: <http://www.vibrationshantel.de/de/topic/36.wissenschaft.html>
8. McCANN, P. D., WOOTTEN, M. E., KADABA, M. P., BIGLIANI, L. U.: A kinematic and electromyographic study of shoulder rehabilitation exercises. *Clin. Orthop. Related Research*, 288, 1993, s. 179-188.
9. MYSLINSKI, M. J.: Evidence-based exercise prescription for individuals with spinal cord injury. *Journal of Neurologic Physical Therapy*, 29, 2005, 2, s. 104-106.
10. PAVLU, D., STRACHOTOVÁ, H.: Terapie a trénink s využitím vibrací: současný trend nebo účinný prostředek? *Rehabil. fyz. Lék.*, 18, 2011, 3, s. 138-144.
11. PAVLU, D., PÁNEK, D.: EMG – analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti odporu elastického tabu. *Rehabil. fyz. Lék.*, 15, 2008, 4, s. 167-173.
12. PAVLU, D., PÁNEK D., ČEMUSOVÁ: EMG aktivita m. biceps brachii a m. triceps brachii při držení vibrační činky. *Rehabil. fyz. Lék.*, 19, 2012, 1, s. 25-29.

*Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.  
Katedra fyzioterapie UK FTVS  
J. Martího 31  
162 52 Praha 6  
e-mail: dagmarpavlu@iol.cz*

# HODNOCENÍ EMG AKTIVITY HORNÍ ČÁSTI M. TRAPEZIUS PŘI CVIKU PROTI PRUŽNÉMU ODPORU VE VODNÍM PROSTŘEDÍ A NA SUCHU

*Holländerová D., Pavlů D., Pánek D.*

Katedra fyzioterapie UK FTVS, Praha,  
vedoucí katedry doc. PaedDr. D. Pavlů, CSc.

## SOUHRN

Jedná se o případovou studii, která se zabývá analýzou stupně svalové aktivity a timingu horních a dolních vláken m. trapezius a střední části m. deltoideus u 4 zdravých žen (24 let  $\pm$  1 rok) v průběhu abdukce v ramenním kloubu proti odporu pružného tahu (žlutý Thera-Band) ve vodě a na suchu. Jako objektivizační metoda byla zvolena povrchová elektromyografie modifikovaná pro registraci svalové aktivity ve vodním prostředí, tzv. water surface EMG (WaS EMG). Výsledky ukazují na výrazné snížení stupně svalové aktivity horní části m. trapezius ve vodním prostředí. Nepotvrdilo se, že by se horní část m. trapezius ve vodě aktivovala později než na suchu. Timing vybraných svalů byl ve vodním prostředí individuální.

**Klíčová slova:** m. trapezius horní část, vodní povrchová elektromyografie, WaS EMG, vodní prostředí, Thera-Band

## SUMMARY

**Holländerová D., Pavlů D., Pánek D.: Evaluation of EMG Activity of Upper Trapezius by Exercise against Elastic Resistance in Aquatic Environment and on Land**

Paper present a case of study, where is analyzed and then evaluated the degree of muscle activity and the onset of activation of the upper trapezius muscle, lower trapezius muscle and deltoid muscle during abduction in the shoulder, resisted by elastic band (yellow Thera-Band) in the aquatic environment and on land by 4 healthy women aged 24 y. As an objectification method was chosen surface electromyography, modified for registration of muscle activity in water environment - water surface EMG (WaS EMG). The degree of muscle activity of upper trapezius muscle in the aquatic environment significantly decreased. It wasn't confirmed, that the upper trapezius muscle is activated later in the water than on land. Timing of selected muscles in the aquatic environment is individual.

**Key words:** upper trapezius muscle, water surface electromyography, WaS EMG, water environment, Thera-Band

*Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 35–41.*

## ÚVOD

V dnešní době se stále častěji využívá vodní prostředí k pohybové aktivitě, ať už pro komerční nebo léčebné využití jeho příznivých účinků na pohybový aparát. Již méně se setkáme s ověřením těchto tvrzení za pomoci některé z objektivizačních metod.

Voda jako prostředí pro cvičení pronikla v posledních několika desetiletích i do fyzioterapeutických cvičebních programů. Zejména je snahou přinést pacientovi výhodnější cvičební podmínky. Avšak vzduch a voda jsou dvě naprosto odlišná prostředí, která mají svá specifika hlavně v oblasti fyzikálních vlastností, a proto je třeba je při cvičení zohlednit. Zejména proto se v poslední době začaly objevovat práce snažící se objektivizovat vliv vodního prostředí na pohybový aparát. Existuje několik prací, zabývajících se problematikou snímání povrchového EMG ve vodním prostředí, tzv. WaS EMG – Water Surface Electromyography (1, 2, 3, 8, 13, 15, 18, 20, 22). K otázce ovlivně-

ní aktivity svalů při využití voděodolné pásky můžeme přihlídnout například ve výzkumech od Veneziana (22) či od Rainoldiho (18). Povrchová elektromyografie je využívána ve vodním prostředí i u prací snažících se o zhodnocení svalové aktivity. Tyto práce se zabývají především chůzí či aktivitou svalů na dolních končetinách (10, 11, 16, 17). Ovšem nacházíme práce, kdy pomocí vodní povrchové EMG (WaS EMG) byly hodnoceny i svaly v oblasti ramenního pletence při různých pohybech (4, 8, 14, 19).

Velká část naší populace má obtíže spojené s hyperaktivitou horních vláken trapézového svalu a tuto hyperaktivitu nadále podporují nevhodné pohybové stereotypy a dnešní životní styl. Ve fyzioterapeutických ambulancích se často setkáváme s obtížným ovlivněním této hyperaktivity při cvičení s pacienty. Je proto na místě zjistit, zda by změna prostředí alespoň částečně nepomohla tento problém vyřešit. Hlavním cílem tohoto experimentu je tedy zjistit, jaký je stupeň svalové aktivity horní části trapézového svalu a dalších

vybraných svalů v vodním prostředí a na suchu a dané hodnoty porovnat. Dále zjistit, zda se aktivuje m. trapezius horní část ve vodním prostředí později než na suchu, oproti ostatním vybraným svalům.

## METODY A POSTUP ŘEŠENÍ

V této práci je využit výzkum charakteru případové studie, kde je analyzován a poté hodnocen stupeň svalové aktivity a počátek aktivace horních vláken m. trapezius a dalších vybraných svalů, při provedení abdukce v ramenním kloubu ve dvou prostředích s využitím odporu pružného tahu.

V rámci měření byl prováděn aktivně pohyb v ramenním kloubu do abdukce proti odporu pružného tahu, a to s využitím Thera-Bandu® žluté barvy. Tento typ byl zvolen vzhledem ke slabému odporu, který se volí pro začátečníky. Pro zatížení probandů ve vodním prostředí byl použit potápěcí pás, na kterém byla připevněna 4 závaží, každé o hmotnosti 5 kg.

K pořízení dat byl použit povrchový, telemetrický EMG přístroj TelemetryMini 16 od výrobce Neurodata, modifikovaný pro registraci svalové aktivity ve vodním prostředí (speciální bipolární povrchové elektrody, krycí přelepky pro vodní prostředí, voděodolný vak); kamera Canon MVX300; běžný notebook. Vzorkovací frekvence byla 1500 Hz, pásmová propust 5–500 Hz. Data byla následně zpracována pomocí originálního softwaru MyoResearch XP Master Edition formy Moraxon.

### Výzkumný soubor

Měření bylo provedeno na 4 probandech. Jednalo se o záměrně vybrané ženy ve věku 24 let  $\pm$  1 rok, které představují vzorek běžné, zdravé populace. Při jejich výběru byla věnována pozornost anamnéze, ve které nebyly shledány žádné úrazy ani žádná onemocnění s dopadem na pohybový aparát. Základní vzorek tvořily 3 studentky fyzioterapie, ze kterých žádná závodně nesportuje, a jedna studentka pedagogiky, hrající závodně

lakros. Všechny mají pravostrannou dominanci a byly toho času bez zdravotních komplikací, které by jim bránily účasti na měření. Základní charakteristika výzkumného souboru je uvedena v tabulce 1.

## PRŮBĚH MĚŘENÍ

### Polyelektromyografické vyšetření

Všechna měření proběhla v jeden den. Bipolární elektrody byly umístěny dle metodiky snímání povrchového EMG – WaS EMG (13, 15) do oblasti motorických bodů horní porce m. trapezius, mediální části m. deltoideus a dolní části m. trapezius. Veškerá EMG měření na suchu i ve vodě proběhla s přelepením elektrod krycími přelepky. V úvodu měření bylo na suchu provedeno vyšetření MVC pro všechny měřené svaly za použití definovaných pozic dle Jandova svalového testu. Umístění elektrod je uvedeno v tabulce 2.

V rámci měření byl prováděn aktivně pohyb v ramenním kloubu do abdukce proti odporu pružného tahu, a to s využitím Thera-Bandu® žluté barvy. Vzhledem k indikaci pacientů při běžném cvičení v ambulancích byly i zde probandky poučeny o nutnosti kontroly pohybu v ramenním kloubu tak, aby při abdukci nedocházelo k elevaci ramene. Měření bylo nejprve prováděno na suchu a poté ve vodě.

**Výchozí poloha:** Měření se provádělo v korigovaném sedu, při 90° flexi v koleních a kyčelních kloubech, dolní končetiny byly v pozici na šířku pánve, plošky položeny na zemi. Horní končetina v addukci (připážená k tělu), loketní kloub v extenzi, předloktí v supinaci (obr. 1). Poloha probanda byla při měření v obou prostředích stejná. Při měření v bazénu byly probandky vybaveny pásem pro potápění, aby bylo možné udržet výchozí polohu. Nejvýhodnější se jevila aplikace pásu okolo horní části stehna.

**Provedení pohybu:** Abdukce v ramenním kloubu byla prováděna u každého probanda pravou horní končetinou, která byla zároveň domi-

Tab. 1. Základní charakteristika výzkumného souboru.

Probandka č. 1	Probandka č. 2	Probandka č. 3	Probandka č. 4
173 cm	163 cm	168 cm	175 cm
58 kg	63 kg	50 kg	75 kg
24 let	25 let	24 let	24 let

Tab. 2. Popis umístění elektrod.

Sval	Umístění elektrod
m. trapezius horní část	uprostřed linie spojující processus spinosus C7 a akromion
m. deltoideus střední část	na střed svalového bříška mezi akromion a tuberositas deltoidea
m. trapezius dolní část	uprostřed transverzální linie spojující dolní úhel lopatky a páteř





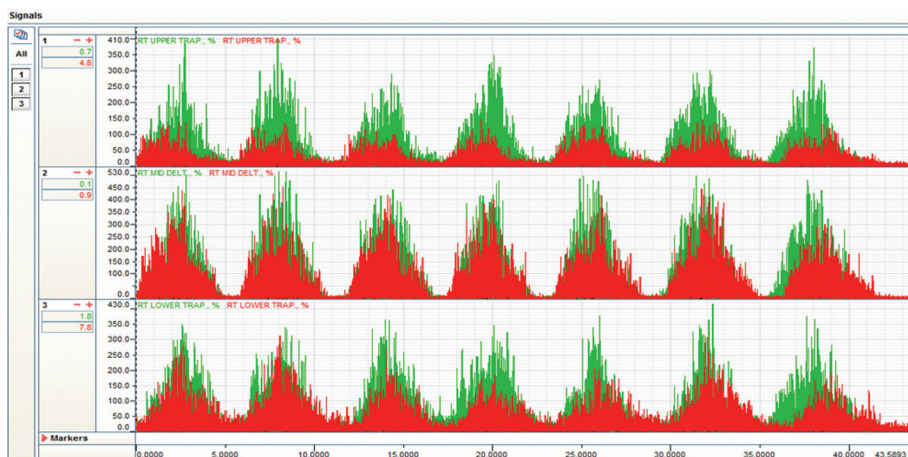
**Obr. 1.** Poloha probanda a provedení pohybu na suchu a ve vodním prostředí.

nantní. Pohyb byl prováděn do 90° vždy směrem za palec, rychlostí 30°/s jak ve vodním prostředí, tak na suchu. Pro ověření správného provádění pohybu v dané rychlosti byl použit metronom. Před vlastním měřením si každý proband 3x vyzkoušel provedení pohybu dle metronomu v obou prostředích. Míra ponoření probanda ve vodním prostředí byla cca do poloviny krční páteře. Výchozí poloha a provedení pohybu demonstruje obrázek 1.

## ANALÝZA DAT

Při opakovaném pohybu by se měla hodnotit vždy stejná perioda (cyklus) pohybu. Podle Huga (6) bylo prokázáno, že 6 - 10 cyklů je dostatečný počet opakování k vytvoření reprezentativního vzoru. V našem případě jeden cyklus tvoří abdukci v ramenním kloubu do 90°. Pohyb

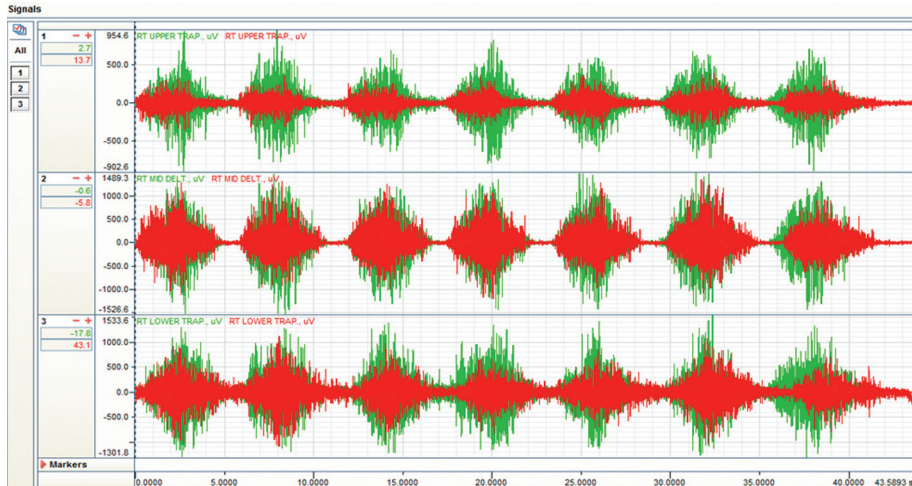
je prováděn rychlostí 30°/s, takže jeden cyklus trvá 6 sekund. Nejprve tedy bylo vybráno 7 sobě jdoucích cyklů v každém záznamu. Teprve poté byly křivky upravovány a hodnoceny. Pro samotné zhodnocení stupně svalové aktivity byly křivky nejprve filtrovány. Pro odstranění frekvencí nižších než 20 Hz a vyšších než 500 Hz byla použita funkce bandpass filtering. Dále byl signál rektifikován a následně byla vypočtena plocha pod křivkou pro jednotlivé intervaly, které byly normalizovány vzhledem k MVC (maximální volní kontrakci). K výpočtu timingu byla použita metodika podle Huga (6): hranice počáteční aktivity svalu byla stanovena na 20 % maximálního peaku EMG signálu trvajícího minimálně 0,25 s. Pro zhodnocení timingu byla použita funkce Standard Timing Analysis, výsledky této analýzy byly dále kontrolovány pomocí videozáznamu vizuálně. Ukázky EMG záznamu demonstrují grafy 1 a 2.



**Graf 1.** Ukázka upravené křivky pro zhodnocení stupně svalové aktivity (Standard Analysis - porovnání).

Červeně je zobrazena abdukce v ramenním kloubu ve vodním prostředí, zeleně na suchu. Svislá osa zobrazuje elektrickou aktivitu svalu v  $\mu V$ , podélná osa znázorňuje čas, ve kterém byly jednotlivé cykly pohybu provedeny v sekundách.





**Graf 2.** Ukázka EMG záznamu pro zhodnocení timingu (Standard Timing Analysis – porovnání).

Červeně je zobrazena abdukce v ramenním kloubu ve vodním prostředí, zeleně na suchu. Svislá osa zobrazuje elektrickou aktivitu svalu v  $\mu\text{V}$ , podélná osa znázorňuje čas, ve kterém byly jednotlivé cykly pohybu provedeny v sekundách.

## VÝSLEDKY

Do této práce byly zařazeny 4 probandky. Žádná nemusela být vyloučena z vyhodnocení a výsledky byly stanoveny na základě všech záznamů. Avšak probandky č. 1, 2 a 3 tvořily základní skupinu pro hodnocení. Probandka č. 4 se lišila od výzkumného souboru povoláním a sportovní aktivitou, což podle výsledků výrazně ovlivnilo jak stupeň svalové aktivity, tak timing.

## Hodnocení stupně svalové aktivity

Stupeň svalové aktivity byl hodnocen ve vztahu k MVC. Výsledky z hodnocení stupně svalové aktivity ukazují, že svalová aktivita ve vodním prostředí je u všech zkoumaných svalů nižší než na suchu. U probandky č. 1, 2 a 3 se hodnoty v procentech relativně shodují. U probandky č. 4 došlo také ke snížení svalové aktivity, ovšem procentuální rozdíl se pohyboval v mnohem vyšších hodnotách. Přesné hodnoty stupně svalové aktivity jsou uvedeny v tabulce 3.

**Tab. 3.** Hodnocení stupně svalové aktivity.

Hodnoty jsou uvedeny v jednotkách  $\mu\text{V}\cdot\text{s}$ . První sloupec zachycuje hodnoty naměřené ve vodním prostředí, druhý sloupec na suchu a třetí sloupec procentuální rozdíl voda versus suchu.

Stupeň svalové aktivity			
proband č. 1			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	654.3	1520.8	o 57% méně
m. deltoideus - pars medialis	1638.0	2046.9	o 19% méně
m. trapezius - dolní část	1309.9	2086.7	o 37% méně
proband č. 2			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	1621.9	3409.2	o 53% méně
m. deltoideus - pars medialis	1184.4	1487.6	o 20% méně
m. trapezius - dolní část	1213.2	1688.6	o 28% méně
proband č. 3			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	1144.7	2179.2	o 47% méně
m. deltoideus - pars medialis	3614.1	2784.8	o 22% méně
m. trapezius - dolní část	1839.9	1312.7	o 29% méně
proband č. 4			
	voda	sucho	voda vs. sucho
m. trapezius - horní část	93.8	941.5	o 90% méně
m. deltoideus - pars medialis	259.0	517.6	o 50% méně
m. trapezius - dolní část	625.8	1134.5	o 45% méně

## Hodnocení timingu

U probandek č. 1, 2 a 3 se ukázalo, že timing svalů na suchu při cvičení s Thera-Bandem odpovídá tomu, jak je popsán stereotyp abdukce v ramenním kloubu v literatuře (5, 7, 12, 21). Jako první se při pohybu zapojuje m. deltoideus – střední část, dále se zapojí m. trapezius – horní část a jako poslední se do pohybu přidává m. trapezius – dolní část. U probandky č. 4 se timing svalů lišil, ukázal se zde vliv individuálního motorického stereotypu. Jako první se do pohybu zapojuje m. trapezius – dolní část, dále se zapojí m. deltoideus – střední část a nakonec m. trapezius – horní část. Pravděpodobnou příčinou odlišnosti motorického stereotypu je závodní hraní lakrosu, při kterém se zvyrazňuje aktivita dolních fixátorů lopatek.

Timing svalů ve vodním prostředí při cvičení s Thera-Bandem byl u každé probandky rozdílný. EMG záznam a jeho vyhodnocení ukazuje, že v tomto případě je timing svalů vysoce individuální. Přehled timingu svalů ve vodním prostředí a na suchu je uveden v tabulce 4.

## Shrnutí výsledků

Vyhodnocením elektromyografických křivek byly stanoveny následující výsledky:

- Při cvičení abdukce v ramenním kloubu s Thera-Bandem ve vodním prostředí celkově dochází ke snížení stupně svalové aktivity.
- K nejvýraznějšímu snížení stupně svalové aktivity dochází u m. trapezius horní část, a to u většiny probandů o cca 50 %.

- Timing svalů na suchu u většiny probandů odpovídá literatuře: jako první se zapojuje m. deltoideus střední část, poté se zapojuje m. trapezius horní část a nakonec m. trapezius dolní část.

- Timing svalů ve vodním prostředí je u všech probandů naprosto individuální.

## DISKUSE A ZÁVĚR

Tento experiment byl koncipován tak, aby na suchu co nejvíce odpovídal cvičení pro získání/obnovení svalové síly, tak jak je běžně prováděn v ordinaci fyzioterapeuta. A dále takto nastavený pohyb jsme pouze přenesli do vodního prostředí, abychom mohli co nejlépe porovnat vliv vody na stupeň aktivity a počátek aktivace horních vláken m. trapezius.

Jelikož jsou ve výsledcích zhodnoceny údaje z velmi malého počtu probandů, lze z nich pouze naznačit možný směr chování svalů při porovnání cvičení na suchu a ve vodním prostředí. Výše popsané výsledky tedy nelze zobecnit, avšak navádějí nás na další možné typy experimentu. Vzhledem k odlišnostem ve výsledcích u probandky č. 4 by se zvláštní pozornost mohla věnovat konkrétním skupinám sportovců nebo pacientů v rámci jednotlivých diagnóz. Vzhledem k charakteru a typu výzkumu bych navrhovala například pacienty po luxacích ramenního kloubu, nebo po frakturách v oblasti pažního pletence, což by moh-

**Tab. 4.** Přehledová tabulka dokumentující timing hodnocených svalů ve vodním prostředí a na suchu.

Timing		
proband č. 1		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	1	2
m. deltoideus pars medialis	2	1
m. trapezius dolní část	3	3
proband č. 2		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	1	2
m. deltoideus pars medialis	3	1
m. trapezius dolní část	2	3
proband č. 3		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	2	2
m. deltoideus pars medialis	1	1
m. trapezius dolní část	3	3
proband č. 4		
	voda	sucho
m. trapezius horní část	3	3
m. deltoideus pars medialis	1	2
m. trapezius dolní část	2	1

do fyzioterapie přinést přesné indikace ke cvičení ve vodním prostředí.

Byl stanoven cíl zjistit, jaký je stupeň svalové aktivity horní části trapézového svalu a dalších vybraných svalů ve vodním prostředí a na suchu a dané hodnoty porovnat. Z výsledků vyplývá, že vliv vodního prostředí celkově způsobuje snížení stupně svalové aktivity v oblasti pažního pletence a zároveň že se tato tendence nejvíce ukazuje u m. trapezius horní část.

Druhým cílem této práce bylo zjistit, zda se aktivuje m. trapezius horní část ve vodním prostředí později než na suchu, oproti ostatním vybraným svalům. Tento předpoklad není možné na základě výsledků potvrdit, neboť timing vybraných svalů (m. trapezius horní část, m. deltoideus střední část a m. trapezius dolní část) se ve vodním prostředí jeví jako individuální – u každého probanda byl timing odlišný. Tyto výsledky nás vrací k původní otázce, zda je vodní prostředí výhodnější pro cvičení s jedinci, u nichž nalézáme hyperaktivitu a hypertonií m. trapezius horní část. U většiny terapií, zabývajících se tímto okruhem obtíží, je jistě jedním z cílů, aby se horní vlákna m. trapezius nezapojovala při abdukci v ramenním kloubu jako první. Tato skutečnost by tedy v porovnání s výsledky mluvila spíše proti vodnímu prostředí. Avšak pokud se vrátíme ke stupni svalové aktivity m. trapezius horní část, vidíme, že se ve vodním prostředí výrazně snižuje i přes jeho počáteční zapojení. Další skutečností, podporující výhodnost vodního prostředí, je slovní hodnocení probandů. Všichni probandi hodnotili cvičení ve vodě s Thera-Bandem jako pocitově snadnější, s lepší koordinací. Což jsme mohli také následně zhodnotit a potvrdit na videozáznamu nahrávaném současně se záznamem EMG.

*Práce vznikla s podporou  
VZ MŠMT ČR MSM 0021620864.*

## LITERATURA

1. CLARYS, J. P., ROBEAUX, R., DELBEKE, G.: Telemetrical versus conventional EMG in air and water. Biomechanics IX, Champaign, IL: Human Kinetics, 1985, 564 s. (s. 286-294), ISBN: 0-931250-52-8.
2. DA SILVA CARVALHO, R. G., AMORIM, C. F., PERÁCIO, L. H. R., COELHO, H. F., VIEIRA, A. C., MENZEL, H. J. K., SZMUCHROWSKI, L. A.: Analysis of various conditions in order to measure electromyography of isometric contractions in water and on air. Journal of Electromyography and Kinesiology, 20, 2010, 5, s. 988-993, ISSN 1873-5711.
3. DIETZ, V., COLOMBO, G.: Effects of body immersion on postural adjustments to voluntary arm movements in humans: role of load receptor input, The Journal of Physiology, 497, 1996, 3, s. 849-856.
4. FUJISAWA, H., SUENAGA, N., MINAMI, A.: Electromyographic

5. HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L.: Vyšetřovací metody hybného systému, 1. vyd., Brno, NCO NZO, 2005, 135 s., ISBN 80-7013-393-7.
6. HUG, F.: Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?, Journal of Electromyography and Kinesiology, 10, 2011, 21, s. 1-12, ISSN:1347-5355.
7. KAPANDJI, I., A.: The fysiology of the joints: Volume pne upper limb. 6. vyd., Edinburg: Livingstone, 2007. 372 s., ISBN 978-0-443-10350-6.
8. KELLY, B. T., ROSKIN, L. A., KIRKENDALL, D. T., SPEER, K. P.: Shoulder muscle activation during aquatic and dry land excises in monimpaired subjects. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy, 30, 2000, 4, s. 204-210, ISSN 0190-6011.
9. MASUMOTO, K., MERCER, J. A.: Biomechanics of human locomotion in water: An electromyographic analysis: Methodological considerations for quantifying muscle activity during water locomotion. Exercise and Sport Sciences Reviews, 36, 2008, 3, s. 160-169, ISSN 1538-3008.
10. MASUMOTO, K., TAKASUGI, S., HOTTA, N., FUJISHIMA, K., IWAMOTO, Y.: Electromyographic analysis of walking in water in healthy humans. Journal of Electromyography and Kinesiology, 23, 2004, 4, s. 119-127, ISSN:1347-5355.
11. MIYOSHI, T., SHIROTA, T., YAMAMOTO, S., NAKAZAWA, K., AKAI, M.: Effect of the walking speed to the lower limb joint angular displacements, joint moments and ground reaction forces during walking in water. Disability and Rehabilitation, 26, 2004, 12, s. 724-732.
12. NEUMANN, D., A.: Kinesiology of the musculoskeletal systém – Foundations for rehabilitation. 2 vyd., USA, Mosby, 2010, 752 s., ISBN 9780323039895.
13. PÁNEK, D., JURÁK, D., PAVLŮ, D., KRAJČA, V., ČEMUSOVÁ, J.: Metodika snímání povrchového EMG ve vodním prostředí. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 17, 2010, 1, s. 21-25, ISSN 1211-2658.
14. PAVLŮ, D., PÁNEK, D.: EMG analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti odporu elastického tahu. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 15, 2008, 4, s. 167-173, ISSN 1211-2658.
15. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.: Water surface electromyography, EMG methods for evaluating muscle and nerve function, Mark Schwartz (Ed). InTech, 2012, s. 455-470, ISBN: 978-953-307-793-2 Available from: <http://www.intechopen.com/articles/show/title/water-surface-electromyography>.
16. PÖYHÖNEN, T., KESKINEN, K. L., HAUTALA, A., SAVOLAINEN, J., MÄLKIÄ, E.: Human isometric force production and elektromyogram activity of knee extensor muscles in water and on dry land. Eur. J. Appl. Physiol., 80, 1999, s. 52-56.
17. PÖYHÖNEN, T., KESKINEN, K. L., KYRÖLÄINEN, H., HAUTALA, A., SAVOLAINEN, J., MÄLKIÄ, E.: Neuromuscular function during therapeutic knee exercise under water and on dry land. Arch. Phys. Med. Rehabil., 82, 2001, 10, s. 1446-1442.
18. RAINOLDI, A., CESCONE, C., BOTTIN, A., CASALE, R., CARUSO, I.: Surface EMG alterations induced by underwater recording. Journal of Electromyography and Kinesiology, 14, 2004, 3, s. 325-331, ISSN 1873-5711.
19. ROUARD, A. H., CLARYS, J. P.: Cocontraction in the elbow and shoulder muscles during rapid cyclic movements in an aquatic environment. Journal of Electromyography and Kinesiology, 5, 1995, 3, s. 177-183, ISSN 1873-5711.
20. SILVERS, W. M., DOLNY, D. G.: Comparison and reproducibility of EMG during manual muscle testing on land

- and in water. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 2011, 1, s. 95-101, ISSN 1873-5711.
21. VÉLE, F.: *Kineziologie*. 2. vyd., Triton, 2007, 376 s., ISBN: 978-80-7254-837-8.
22. VENEZIANO, H. W., DA ROCHA A. F., GONCALVSES C. A., PENA A. G., CARMO J. C., NASCIMENTO F. A. O., RAINOLDI A.: Confounding factors in water EMG recor-

dings: an approach to a definitive standard. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 44, 2006, s. 348-351, ISSN s11517-006-0039-z.

*Mgr. Dita Holländerová*  
*Katedra fyzioterapie UK FTVS*  
*J. Martího 31*  
*162 52 Praha 6*

# AKTIVACE HLUBOKÉHO STABILIZAČNÍHO SYSTÉMU S VYUŽITÍM MODERNÍCH FITNES POMŮCEK (BOSU®, FLOWIN®, TRX®)

Honová K.

SurGal Clinic s. r.o., Brno

SOUHRN

V následující práci bych ráda přiblížila nové pomůcky, které jsou v současné době využívány převážně v oblasti fitness a jejichž potenciál v rehabilitaci není zatím plně využit. Nezastupitelnými jsou v rehabilitaci profesionálních sportovců, ale stejně dobře je lze využít i v terapii běžných pacientů. Jejich využitím ve spojení s aktivací hlubokého stabilizačního systému v polohách dle vývojové kineziologie můžeme docílit pro pacienta komfortnějšího a v terapii zvýšeného facilitačního účinku, spolu s velkou rozmanitostí výchozích poloh.

**Klíčová slova:** hluboký stabilizační systém, vývojová kineziologie, centrace kloubu, BOSU – TRX – FLOWIN

## SUMMARY

**Honová K.: Activation of the Deep Stabilization System with the Use of Modern Fitness Aids (BOSU®, FLOWIN®, TRX®)**

In the present contribution the authors would like to inform about the new aids or tools which are presently used predominantly in the fitness area although their potential in rehabilitation has not been so far adequately used.

These are indispensable in rehabilitation of active sportsmen and sportswomen, but it is equally will to use them in the treatment of common patients. The application associated with the activation of deep stabilization system in positions according to developmental kinesiology can bring about more conform to the patient as well as increase facilitation effect, together with a vast diversity of starting positions.

**Key words:** deep stabilization system, developmental kinesiology, joint centration, BOSU – TRX – FLOWIN

*Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 42–46.*

## ÚVOD

Hluboký stabilizační systém (dále jen HSS) představuje svalovou souhru, která zabezpečuje stabilizaci páteře během všech pohybů. Svaly HSS jsou aktivovány i při jakémkoliv statickém zatížení. Správně fungující HSS páteře ji chrání proti působícím silám (4). Stabilizační funkce se uplatňuje jako významný prvek v držení těla (posturální funkce), dynamické stability páteře, je klíčová pro zajištění tzv. posturální báze pohybu a je výrazně provázána s dechovou funkcí (2). Pro praxi důležitým poznatkem je zjištění, že způsob zapojení svalů do stabilizace a jejich funkčnost jsou rozhodujícími vlivy, které určují rozsah kompenzace poruchy v pohybovém aparátu, a to i při značných morfologických nálezech (8).

Činnost HSS je automatická a u většiny lidí s velmi omezeným volným vstupem. Týká se to zejména hlubokých svalů, které jsou pro posturální funkci obzvlášť důležité (3). Poruchy této činnosti jsou významným etiopatogenetickým faktorem vedoucím ke vzniku vertebrogenních obtíží. Při vzniku patologie je zásadní poznatek, že ki-

neziologický vzor posturální stabilizace páteře je integrovaný do všech našich pohybů.

Nejčastějším problémem je nedostatečnost přední flexorové složky stabilizace páteře a naopak převaha extenční aktivity povrchových zádoových svalů (5). V pojetí jiného konceptu je tato situace popisována převahou globálních stabilizátorů, a to bez primárního zapojení lokálních stabilizátorů (8). Podrobnější výklad lze nalézt v odborné literatuře.

Posturální vzor svalové stabilizace páteře je ve svém kineziologickém obsahu uložen v mozku ve formě programu (5). Profesor Vojta již v 50. letech minulého století vyslovil myšlenku, že motorika člověka vznikla z vrozených programů, které vznikají při vývoji druhově specifické posturální ontogeneze, jejímž vrcholem je u člověka bipedální lokomoce (7).

## VÝVOJOVÁ KINEZIOLOGIE

Vývojová kineziologie se zabývá sledováním posturálního vývoje dítěte v průběhu kojeneckého věku a aplikací jeho fyziologických vzorů do te-



apie. Vyrábání centrálního nervového systému (ontogeneze motoriky) je charakterizováno vývojovými stupni. Každý vývojový stupeň je obsažen v následujícím vyšším vývojovém stupni, což dokazuje kineziologická analýza těchto globálních motorických vzorů. Vývojová kineziologie nás seznamuje nejen s přesným architektonickým vyjádřením každého motorického vývojového stupně, ale zabývá se hlavně kineziologickým obsahem každého motorického vývojového vzoru, který je charakteristický pro určitý věk dítěte (10).

U většiny dospělých pacientů, kteří mají potíže s chronickými bolestmi zad, probíhal v kojeneckém věku tento vývoj neoptimálním způsobem. Během prvního roku života dítěte, které je ohrožené poruchou fyziologického motorického vývoje, dochází ke vzniku abnormálních vzorů posturální aktivity, které nacházíme v jeho spontánní motorice a při vyšetření také v posturální reaktivitě a primitivních reflexech. Tyto poruchy raného motorického vývoje označujeme jako centrální koordinační poruchu. Habituace na náhradní vzory však nemusí být definitivní. Jako produkt CNS zůstává ve spontánní motorice tak dlouho, dokud je uzavřen přístup k dokonalejšímu, vývojově vyššímu vzoru (7). Pokud jsou odchylky od fyziologického průběhu velké, nebo neléčené již v tomto věku, dochází ve většině případů ke vzniku obrazu dětské mozkové obrny. Menší odchylky vedou v následujících letech ke vzniku posturálních poruch jako je vadné držení těla a z něj plynoucí nežádoucí následky jako jsou bolesti zad, degenerativní změny na páteři a jiné.

Kineziologie posturální ontogeneze je tedy základním poznatkem, ze kterého vycházíme k určení svalové souhry, která zajišťuje držení při optimálním biomechanickém zatížení kloubních struktur (5). Pokud posturální ontogeneze probíhá fyziologicky, dochází během vzpřimovacího procesu zákonitě k centraci klíčových kloubů (7).

## CENTRACE KLOUBU

Tímto pojmem rozumíme takové postavení kloubních ploch vůči sobě, které zajišťuje optimální statické zatížení, tedy rovnoměrnou distribuci tlaku na kloubní plochy. V tomto postavení jsou kloubní pouzdra a vazy v minimálním napětí (10).

Pokud tato regulace funguje správně, minimalizují se poškození kloubu vznikající nadměrným asymetrickým zatížením, který vede například ke vzniku artritických změn na kloubních chrupavkách.

V terapii se snažíme dosáhnout centrace v kloubech nácvikem jejich správného postavení, které vidíme ve fyziologickém vývoji kojence. Popis těchto fází je nad rámeček tohoto článku, ve zkrat-

ce je však možno uvést, že vyšetřením pacienta zkonstatujeme, ve které vývojové fázi se fyziologický motorický vývoj kvalitativně „zastavil“ (a dále pokračoval pouze kvantitativním způsobem – tzn. že prošel dalšími vývojovými fázemi, ale již s neoptimálními svalovými souhrami) a tuto polohu trénujeme. Po zvládnutí směřujeme k polohám vyšším – motoricky náročnějším.

Nemělo by nás překvapit, když během rozbouřování již fixovaných svalových souher a pohybových stereotypů dojde k přechodnému poklesu výkonu u sportovců. Ke zlepšení motorického výkonu dochází na základě automatizování pohybu na subkortikální úrovni (8).

Pokud se aktivace HSS v dané vývojové poloze daří, je možné ještě před vstupem do vyšší polohy tuto aktivaci lépe zafixovat zvýšením náročnosti pohybu využitím odporu nebo zlabilněním oporné baze. Uvedené postupy lze v upravené míře použít i v opačném případě – pokud pacient není schopen provést plánovanou hybnost „neví jak to provést, které svaly zapojit“ je možné tuto svalovou souhru facilitovat výše uvedenými postupy. V některých terapeutických případech mohou tyto pomůcky také udržení uvedené polohy zjednodušit a učinit ji tak pro pacienta snadnějšími. V následujícím textu představím tři pomůcky – BOSU, FLOWIN a TRX.

## BALANČNÍ PŮLMÍČ – BOSU

BOSU je zkratka pro „both sides up“, což znamená obě strany nahoru. Lze jej používat rovnou stranou nahoru nebo dolů. Je to půlmíč nahuštěný vzduchem, který je upevněn v kruhovém rámu (obr. 1). Kopule je tím pádem pružná a její vlastnosti se dají ovlivnit mírou nafouknutí – čím více nafouknuté – tím pevnější a stabilnější (platí pro pozici kopulí nahoru) a naopak.



Obr. 1. Balanční půlmíč – BOSU.

Příklad použití: Stabilizace lopatky v poloze na břiše s oporou o obě HKK.



Obr. 2. Výchozí poloha.



Obr. 3. Varianta s tlakem.



Obr. 4. Stabilizace v úchopovém postavení.

Odpovídá vývojovému modelu konce 1. a začátku 2. trimenonu.

**Výchozí poloha:** Leh spodní partií břicha/symfýzou (dle výšky pacienta) na bosu, a to tak, aby pánev byla v neutrální poloze. Paže k hrudníku zaujmají úhel 90°. Ramena centrovat. Předloktí jsou v opoře o mediální epikondyly a ulnární stranu. Lokty jsou od sebe více vzdáleny než ramena. Ruce jsou v dorzální flexi a simulují úchop (představa držení malého míčku). Nohy jsou zapřeny o špičky. Hlava je v prodloužení páteře. Během cvičení je stálá aktivace transversu abdominis (dále jen TA) (obr. 2). Optimální postavení lopatky je dle Čáповé lopatka, která je dynamicky stabilizovaná ve frontální rovině a vypadá jako „zanořena do svaloviny“ a téměř není vidět (1). Pokud pacient dosáhne tohoto stavu, lze cvičení ztížit snahou terapeuta o vychýlení trupu tlakem nebo impulzy (obr. 3).

**Variace:** Ve stejném nastavení lze provést nárok jednou DKK do max. úhlu 90° v kyčli spolu s odlehčením homolaterální HK a přípravou k úchopu (obr. 4). V této poloze je ztížená situace pro stabilizaci kontralaterální lopatky, kterou lze v této pozici velice kvalitně trénovat.

Tato poloha odpovídá motorickým schopnostem dítěte v polovině 2. trimenonu.

## FLOWIN

Flowin je plastová deska, na které kloužou končetiny podložené speciálními podložkami (obr. 5). Jedná se o tréninkový koncept, který využívá odporu působeného vahou těla a posiluje tak hluboké svalstvo. Cvičení je založeno na přirozených a plynulých pohybech bez doskoků a nepřiměřeného zatížení kloubů (9).

**Příklad použití:** Aktivace svalů HSS v poloze na čtyřech.

Poloha kopíruje vývojový model posturální ontogeneze v 9. měsíci.

**Výchozí poloha:** Klek v poloze na čtyřech, kolena mimo flowin, ruce položeny na podložkách na flowinu. Základní výchozí poloha respektuje správné nastavení lopatek a aktivace TA. Pomalým přenosem váhy na jednu horní končetinu odlehčíme druhou, kterou posunujeme vpřed. Zatlačíme do podložky a za stálého silného tlaku pomalu vrátíme zpět. Hlídáme postavení lopatek a aktivaci TA. Tímto cvičením výborně aktivujeme dolní fixátory lopatek (obr. 6).

**Variace:** Obě ruce kloužou zároveň vpřed a zpátky. Lze využít i polohu na předloktích (lehčí verze – obr. 7) nebo polohu na čtyřech s otevřeným úhlem v kyčelních kloubech (těžší verze –



Obr. 5. Cvičební podložka flowin.





Obr. 6. Stabilizace lopatek v poloze na čtyřech.



Obr. 7. Stabilizace na předloktcích.



Obr. 8. Stabilizace v náklonu vpřed.

obr. 8). Během cvičení hlídáme polohu v kyčelních kloubech, která se nemění. Častou chybou je aktivace flexorů kyčelního kloubu.

## TRX

TRX je zkratkou označující total-body rezistence exercises, tedy cvičení celého těla využívající odpor. TRX je jednoduchá pomůcka, která se skládá ze dvou nastavitelných nepružných popruhů



Obr. 9. Závěsný systém TRX.

(obr. 9). Samotné cvičení probíhá tak, že část těla je zavěšena na TRX a přenosem váhy a sklonem těla vůči podložce se dá jednoduše manipulovat se zátěží. Každý pohyb je proveden za pomoci zpevnění celého těla a cvičením se zlepšuje koordinace a rovnováha (11).

Příklad použití: Nácvik stabilizace kolenního kloubu v poloze rytíře.

Poloha odpovídá vertikalizačním schopnostem dítěte ve 4. trimemenu.

*Výchozí poloha:* Jednu dolní končetinu umístíme do závěsu a extendujeme v kyčelním kloubu. Druhá dolní končetina je v trojflečném postavení. Dáváme pozor, aby dolní končetiny nebyly v zákrutu. Pánev je v neutrálním postavení. Sledujeme aktivaci TA. Horní končetiny jsou v náznaku úchopového postavení. Taktálně se snažíme vychýlit koleno přední nohy do stran a pacient se snaží udržet výchozí pozici. Pracujeme s tlakem i impulzy (obr. 10).



Obr. 10. Stabilizace kolene v poloze rytíře.



Obr. 11. Podložení chodidla podložkou.



Obr. 12. Propriofoot – detail.

*Variace:* Přidáme pomalou rotaci trupu nebo ke ztížení výchozí polohy lze využít podložení chodidla přední nohy balanční podložkou propriofoot (obr.11, obr.12).

Uvedené pomůcky jsou využívány převážně v oblasti fitness, a to jak v dynamických hodinách (označení cardio nebo dynamic), které jsou zaměřeny na dynamický kardiovaskulární a koordinační trénink, tak i v hodinách zaměřených na posilování svalů středu těla (označení hodin core).

Používáním pomůcek uvedených v článku rozšiřujeme spektrum výchozích poloh, kterými facilitujeme optimální funkci hlubokého stabilizačního systému v polohách dle vývojové kineziologie. Využití je vhodné nejen v terapii funkčních poruch pohybového aparátu, ale i v rámci preventivních kompenzačních cvičení u sportovců.

## LITERATURA

1. ČÁPOVÁ, J.: Terapeutický koncept „Bazální programy a podprogramy“. Ostrava, Repronis, 2008, s. 119. ISBN 978-80-7329-180-8.
2. ČECH, Z.: Svaly hlubokého stabilizačního systému u bederní páteře aneb „vypouklá břicha“ u kulturistů. Dostupné na: [http://svajgl.sweb.cz/cech/svaly\\_hlubokeho\\_stabilizacniho\\_systemu\\_bederni\\_patere.htm](http://svajgl.sweb.cz/cech/svaly_hlubokeho_stabilizacniho_systemu_bederni_patere.htm).
3. KOLÁŘ, P.: Funkční poruchy pohybového systému. In: Pohybový systém a zátěž. Praha, Grada, 1997, s. 252, ISBN 80-7169-258-1.
4. KOLÁŘ, P., LEWIT, K.: Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. In: Neurologie pro praxi, 5, 2005, s. 270-275, ISSN 1213-1814.
5. KOLÁŘ, P.: Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2006, č. 4, s. 155-170, ISSN 1211-2658.
6. KOLÁŘ, P. et al.: Rehabilitace v klinické praxi. Praha, Galén, 2009, s. 713, ISBN 978-80-7262-657-1.
7. MAREŠOVÁ, E., JOUDOVÁ, P., SEVERA, S.: Dětská mozková obrna. Možnosti a hranice včasné diagnostiky a terapie. Praha, Galén, 2011, s. 154, ISBN 978-80-7262-703-5.
8. ŠPRINGROVÁ PALAŠČÁKOVÁ, I.: Funkce, diagnostika, terapie hlubokého stabilizačního systému. Nakladatelství Ingrid Palaščíková Špringrová, 2010, s. 67, ISBN 978-80-254-7736-6.
9. [www.flowin.cz](http://www.flowin.cz)
10. [www.RL-corporus.cz](http://www.RL-corporus.cz)
11. [www.trxzlin.cz/trx.php](http://www.trxzlin.cz/trx.php)

Bc. Kateřina Honová  
Nížkovice 96  
684 01 Slavkov u Brna  
e-mail: [honova@centrum.cz](mailto:honova@centrum.cz)



# KULTURNÍ A FILOZOFICKÉ ROZDÍLY V EVROPĚ SE ODRÁŽEJÍ V REHABILITAČNÍ LÉČBĚ (FYZIOTERAPII) NEUROLOGICKY NEMOCNÝCH

Řasová K.<sup>1</sup>, Hogenová A.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV, Praha

<sup>2</sup> Pedagogická fakulta Univerzity Karlovy v Praze,  
přednostka doc. MUDr. D. Jandová

## SOUHRN

V tomto článku popisujeme rozdílné přístupy v rehabilitaci a fyzioterapii neurologicky nemocných a pokoušíme se je vysvětlit na základě odlišností v kultuře a filozofii v různých evropských zemích.

**Klíčová slova:** fyzioterapie, facilitace, vyšetření, filozofie, anglosaské a kontinentální myšlení

## SUMMARY

Řasová K. Hogenová A.: Rehabilitation Treatment (Physiotherapy) of Neurological Patients Reflect Cultural and Philosophical Differences in Europe

In this article, different approaches in rehabilitation and physiotherapy of neurological diseases are described and explained based on differences in culture and philosophy in different European countries.

**Key words:** physiotherapy, facilitation, examination, philosophy, Anglo-Saxon and continental thinking

Rehabil. fyz. Lék., 19, 2012, No. 1, pp. 47–49.

Spolupráce se zahraničními pracovišti nám vždy přinesla mnoho cenných poznatků a zkušeností. Vždy jsme si uvědomovaly určité rozdíly v přístupu k nemocným, ale považovaly jsme je za přirozené a ne za příliš důležité, vzhledem k tomu, že jsme předpokládaly, že budou mít stejný efekt na zdravotní stav pacientů.

Postupně jsme si však začaly uvědomovat, jak moc jsou tyto přístupy rozdílné a rozhodly jsme se na ně upozornit. V této rozvaze se zabýváme pouze rozdíly v myšlení a léčebných přístupech v různých evropských zemích. Jde o rozdíly v celé koncepci rehabilitace, ale i v aplikaci neurofyziologických metod ve fyzioterapii. Přijetí některých poznatků by mohlo výrazně zlepšit účinnost rehabilitační léčby, respektive fyzioterapie.

V rozdílných terapeutických přístupech se odráží rozdílné filozofické myšlení, které je zde od nepaměti. Nejprve se o tomto rozdílu hovoří jako o gigantomachii – boji gigantů, kdy proti sobě bojovali světelní bohové a bohové země. Dále se tento rozdíl projevil v tzv. gigantomachii pere tas usiás, tzv. boji o podstatu, kdy Platón položil základy covitas a Aristoteles základy haecceitas (haecce – totost) (6).

V současném anglosaském a americkém myšlení je podstatou haecceitas, tedy to, na co se dá

ukázat prstem. Tento způsob myšlení vede k empirismu, který se stal základem současného pojetí přírodních věd. (Experimentální myšlení je vedeno ideou nápodoby přírody samé, výsledek pak potvrdí předpoklad či nikoliv.) Jde v podstatě o analytické myšlení, v němž je celek chápan jako soubor jednotlivých částí. Významnými představiteli tohoto filozofického směru jsou například Baken, Lock, Hume. Později se z této myšleny rozvinul směr nominalismus, jehož zastánci byli například Scotus a Occam, ještě později se rozvinul směr novopozitivismus (6).

Tyto filozofické základy se odrážejí v současném přístupu k nemocným i léčbě v anglosaských zemích. Ty jsou známy vysokou úrovní vyšetřujících postupů. Problém popisují z mnoha hledisek, na sběru dat se podílí celý tým, data jsou sbírána kvalitně a systematicky s cílem co nejobjektivněji hodnotit účinek léčby a na jejich základě modifikovat další léčbu. Vyšetřovací, ale i terapeutické postupy jsou striktně dodržovány a vycházejí z jasně popsaného modelu (například The International Classification of Functioning Disability and Health – ICF (18) Goal Attainment Scaling – GAS (7), Patient Related Outcomes Measurement System - PROMS). Péče o nemocné je systematická, založená na spolupráci různých odbor-

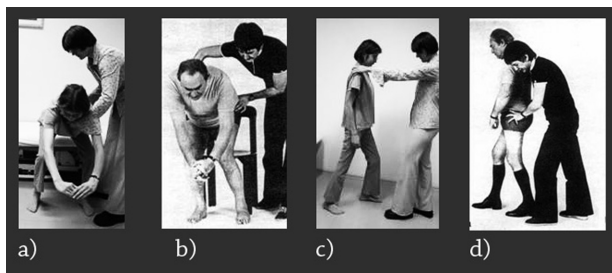
níků (využívá využití jako interdisciplinárního, tak multidisciplinárního modelu) (3). Ti společně stanovují cíle (goal setting), které by měly být tzv. SMART (“specific, measurable, achievable, realistic/ relevant and timed”) - tj. specifické, měřitelné, dosažitelné, realistické a vhodně načasované (1). Pohled na celek jako na soustavu jednotlivých částí se odráží v kvalitně a systematicky rozpracované symptomatické léčbě (16).

Naopak podstatou tzv. kontinentálního myšlení, které se rozšířilo ve Francii, Německu a České republice, je tzv. quidditas (covitost). Toto myšlení se nespokojuje pouze s popisem povrchu, ale snaží se porozumět podstatě věcí a najít, co je všem věcem společné. Tato myšlenka byla později rozvinuta filozofy Tomášem Akvinským, Janem Husem či Jerolímem Pražským v realismu, který předpokládal, že podstata věci někde reálně existuje. Tato myšlenka byla dále rozvinuta ve fenomenologii filozofy Patočkou, Heidegrem, Havlem. Snaží se vynést do neskrytosti to, co je skryté (alétea) (6).

Tyto filozofické základy se odrážejí především v aplikaci neurofyziologických metod, které se od šedesátých let dvacátého století (Bobath, Brunnstrom, Fay, Kabat, Rood, Perfetti) až do současnosti rozšířily jak v anglosaských, tak kontinentálních zemích (4). Ačkoliv vycházejí ze stejných neurofyziologických poznatků (hlavně díky rozvoji internetu jsou všechny nové poznatky dostupné všem přibližně ve stejnou dobu), jsou tyto poznatky pochopeny a do praxe aplikovány v jiném kontextu (13). Předpokládáme, že na pochopení informací mají velký význam filozofické a kulturní základy každé země. Jde například o pochopení a využití termínu facilitace. Fyzioterapeutické postupy na neurofyziologickém podkladě využívají různých podnětů (aferentních vstupů z periferie) k normálnímu provedení pohybu. Tyto podněty mohou být aplikovány tak, aby ulehčily provedení pohybu (Bobath koncept) (2), nebo tak, aby ovlivnily práh dráždivosti neuronů, což vede k tomu, že jinak slabý a nedostatečný podnět pohyb spustí (motorické programy aktivující terapie) (10). Ačkoliv jsou v obou případech používány stejné podněty se stejným cílem (dosažení co nejkvalitnějšího provedení pohybu), jsou používány v jiném kontextu. Chceme-li například v terapii zlepšit zvedání se ze sedu do stoji u pacienta se spasticou paraparézou, můžeme použít dva zcela odlišné přístupy: indukce pohybu pomocí aktivace motorického programu uloženého v centrálním nervovém systému při zajištění funkční centrace kloubů (obr. 1a), anebo biomechanickým usnadněním pohybu (obr. 1b). Podobně, pokud například chceme zapojit hemiparetickou dolní končetinu při chůzi, můžeme použít odpor o vysoké intenzitě (prudký postrk) ve směru plánovaného provedení

dení pohybu (například v oblasti hýždí) (obr. 1c), anebo tzv. adaptabilní odpor (intenzita se neustále přizpůsobuje napětí svalu tak, aby byla zajištěna plynulost pohybu) proti směru provedení pohybu (v oblasti spina iliaca anterior) (obr. 1d). V prvním případě je práce vykonána terapeutem za postižený sval, ve druhém případě podnět aktivuje postižený sval a nutí ho aktivně zareagovat na mírný odpor. Oba podněty vedou k nároku postiženou (hemiparetickou) končetinou. První podnět vede k prudké změně těžiště, takže dolní končetina víceméně pasivně nakročí, druhý podnět vede k zajištění stabilní postury ve stoji, mírnému přesunu těžiště těla dopředu a v rámci možností k aktivnímu nakročení postiženou končetinou.

Anglosaský způsob myšlení (ve kterém se odráží i voluntarismus) umožnil dokonalý rozvoj vyšetřovacích metod, týmové spolupráce a symptomatické léčby. A bylo by velice užitečné, kdyby se tyto poznatky staly součástí systému zdravotnické péče po celé Evropě. Přeceňování tohoto způsobu myšlení by však mohlo vést (jak ve vědě, tak v léčbě) ke stereotypním činnostem (popisovat věci podle daného protokolu, aniž by byly kladeny otázky vedoucí k předporozumění), k přeceňování technologií nad myšlením a opomenutí idey, ačkoliv právě ta je základem vědecké (i experimentální) práce (6).



**Obr. 1.** Rozdílný přístup ve fyzioterapii při nácvičku zvedání se ze sedu a nároku.

Fotografie a, c jsou převzaty z knížky K. Řasové, 2007, fotografie b, d z knížky P. Davies, 1993.

Současné technické možnosti (například rozvoj zobrazovacích metod) umožňují sledovat, kvantifikovat a verifikovat jevy na takových úrovních, o kterých se nám donedávna nesnilo. Přesto existuje celá řada jevů, které nejsou dosavadními vyšetřovacími metodami jednoznačně prokazatelné. Nejsou však ani vyvratitelné. Jde například o existenci programů v centrálním nervovém systému. Zatím byla vědecky prokázána pouze existence programů na nižších úrovních řízení (5), ale přesto jsme na základě nepřímých důkazů (spontánní motorický ontogenetický vývoj) přesvědčeni, že existují i na nadkmenové úrovni (9) a jsou aktivně používány v některých terapeutických přístu-

pech. Například u Vojtově reflexní lokomoci (17), v metodě reflexní stimulace (9), v motorických programech aktivujících terapii (11) v tzv. kontinentální části Evropy. Vědecky však bylo prokázáno, že využití těchto „v současné době neuchopitelných a nevysvětlitelných“ principů ve fyzioterapii nemocných, má signifikantní vliv na imipriment, aktivitu, participaci a kvalitu života neurologicky nemocných (12), ale i na mozkovou aktivitu vyšetřovanou pomocí funkční magnetické rezonance (10, 14, 15), mikrostrukturu mozku (8) imunitní systém.

To, co víme o existenci programů uložených v CNS, můžeme přirovnat Heidegrovo pozadí, které je dokonale skryto v inaktualitě. My o těchto programech víme a využíváme je, ale nedokážeme je popsat, vědecky ověřit, rozumově si je vysvětlit. Jsme přesvědčeni, že porozumění programů uložených v CNS, jejich aktivní využití k cílené přestavbě poškozené neuronální sítě a cílené využití plasticity CNS v rehabilitaci, by mělo být v popředí vědeckého zájmu. K porozumění však nestačí pouze popis toho, co je vidět (i když s využitím dokonale rozvinuté metodologie a technologie), ale najít skrytost (vyladit se, vyharmonizovat se na podstatu věci).

Věříme, že tento příspěvek bude přijat s porozuměním, že vyvolá polemiku a diskusi, a případně povede ke spolupráci na plánovaných projektech, které by pomohly naši teoretickou hypotézu potvrdit. Jde o mezinárodní dotazníkové šetření, které bude mapovat jaké vyšetřovací a terapeutické postupy jsou používány ve fyzioterapii v různých centrech a v různých zemích. Dále plánujeme multicentrickou srovnávací studii, ve které bychom rády za jasně daných metodologických podmínek chtěly porovnat efektivnost různých fyzioterapeutických postupů u neurologicky nemocných.

## LITERATURA

- BOVEND'EERDT, T. J. H., BOTELL, R. E., WADE, D. T.: Writing SMART rehabilitation goals and achieving goal attainment scaling: A practical guide. *Clin. Rehabil.*, 23, 2009, s. 352-361.
- DAVIES, P. M.: Steps to follow. A Guide to the treatment of adult hemiplegia. Based on the concept of K. and B. Bobath. Springer-Verlag, Berlin, 1993, s. 18-23.
- EDWARDS, S. G., THOMPSON, A. J., PLAYFORD, E. D.: Integrated care pathways: disease-specific or process-specific? *Clin. Med.*, 4, 2004, 2, s. 132-135.
- FAISSNER, A., KETTENMANN, H., TROTTER, J.: A critical review of contemporary therapies. In: *Comprehensive human physiology* (Greger, R., Windhorst, U., eds.) Springer-Verlag, Berlin, 1996, s. 96-108.

- GRILLNER, S.: Neurobiological bases of rhythmic motor acts in vertebrates. *Science*, 228, 1985, s. 143-149.
- HOGENOVÁ, A.: Areté, základ olympijské filosofie. Karolinum, Praha, 2000.
- HURN, J., KNEEBONE, I., CROPLEY M.: Goal setting as an outcome measure: A systematic review. *Clin. Rehabil.*, 20, 2006, s. 756-772.
- IBRAHIM, I., TINTERA, J., SKOCH, A., JIRŮ, F., HLUSTIK, P., MARTINKOVA, P., ZVARA, K., RASOVA, K.: Fractional anisotropy and mean diffusivity in the corpus callosum of patients with multiple sclerosis: the effect of physiotherapy. *Neuroradiology*, 2011, DOI: 10.1007/s00234-011-0879-6.
- KOLAR, P.: Facilitation of agonist-antagonist co-activation by reflex stimulation methods. (in *Rehabilitation of the Spine*, ed. Craig Liebenson) Lippincott Williams & Wilkins, 2007, s. 532-565.
- MORGEN, K., KADOM, N., SAWAKI, L., TESSITORE, A., OHAYON, J., MCFARLAND, H., FRANK, J., MARTIN R., COHEN, L. G.: Training-dependent plasticity in patients with multiple sclerosis. *Brain*, 127, 2004, 11, s. 2506-2517.
- RASOVA, K.: Physiotherapy in neurological diseases (aimed at multiple sclerosis). Ceros o.p.s, Praha, 2007, s. 6-75. (in Czech).
- RASOVA, K., BRANDEJSKY, P., HAVRDOVA, E., ZALISOVA, M., FOUBIKOVA, B.: Comparison of the influence of different rehabilitation programs on clinical spirometric and spiroergometric parameters in patients with multiple sclerosis. *Mult. Scler.*, 12, 2006, s. 227-234.
- RASOVA, K., FEYS, P., HENZE, T., HERBENOVA, A., TONGEREN V, H., CATTANEO, D., JONSDOTTIR, J.: Emerging evidence-based physical rehabilitation for multiple sclerosis – Towards an inventory of current content across Europe. *Health Qual Life Outcomes*, 2010, s. 8-76.
- RASOVA, K., KRASENSKY, J., HAVRDOVA, E., OBENBERGER, J., SEIDEL, Z., DOLEZAL, O., REXOVA, P., ZALISOVA, M.: Is it possible to actively and purposefully make use of plasticity and adaptability in the neuro-rehabilitation treatment of multiple sclerosis patients? Pilot Project. *Clin Rehabil.*, 19, 2005, s. 170-181.
- RASOVA, K., BRANDEJSKY, P., TINTERA, J., KRASENSKY, J., ZIMOVA, D., MEDOVA, E., HERBENOVA, A., KALISTOVA, H., SOBOTKOVA, L., JECH, R., RASOVA, M., ZEMANOVA, P., ZEMAN, J., IBRAHIM, I., MARTINKOVA, P., DOLEZIL, D., JANDOVA, D.: Bimanual tandem motor task with multiple sclerosis in functional magnetic resonance imaging: Effect of physiotherapeutic techniques – a pilot study. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie, Cesk. Slov. Neurol. Neurochir.*, 72, 2009, 4, s. 350-359.
- THOMPSON, A. J.: Symptomatic management and rehabilitation in multiple sclerosis. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 71, 2001, Suppl 2, s. 22-27.
- VOJTA, V, PETERS. A.: The principle of Vojta. Grada, Praha, 1995.
- World Health Organization. International classification of functioning, Disability and health (ICF) Pocket-sized Book, 2001, ISBN-139789241545440.

*PhDr. Kamila Řasová, Ph.D.*

*Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV*

*Šrobárova 50*

*100 34 Praha 10*

*e-mail: kamila.rasova@centrum.cz*

## RECENZE KNIHY

**Raudenská J., Javůrková A.: Lékařská psychologie ve zdravotnictví**

Grada Publishing, Praha, 2011, 304 stran.

Přehledná učebnice lékařské psychologie je přínosem pro klinické pracovníky, kteří přicházejí do přímého kontaktu s pacientem, pro studenty, lékaře, další zdravotnické profese, sociální pracovníky i teology.

Kniha je rozdělena do tří oddílů. V Obecné části obsahuje základy teorie lékařské psychologie, pokrývající z velké části pregraduální penzum znalostí. Učebnice jednoznačně preferuje a rozvíjí biopsychosociální přístup k nemocnému, jehož principy jsou podrobně vysvětleny v první kapitole. Druhá kapitola je věnována teorii chování a principům kognitivně-behaviorálního přístupu, pro praxi jsou na tomto místě zdůrazněny změny kognice i chování ve stavu nemoci. Třetí a čtvrtá kapitola prvního oddílu jsou věnovány vysvětlení pojmu psychologický přístup k pacientovi a základům zdravotnické etiky. Autorky jako nezbytnou součást zdravotnické etiky vnímají i péči o sebe a prevenci syndromu vyhoření, které věnují samostatnou podkapitolu. Jednotlivé kapitoly jsou vhodně doplněny ilustrativními kazuistikami komunikačních problémů mezi lékařem a pacientem a nabízejí základní možnosti prevence i případného řešení nedorozumění či konfliktních situací. První část rovněž obsahuje přehledná schémata, umožňující orientaci v popisovaném problému.

Ve druhém oddílu – Speciální části – jsou podrobně rozebrány tři oblasti medicíny, v nichž je aplikace psychologického přístupu snad ještě důležitější než jinde - oblast léčby chronické bolesti, oblast onkologické léčby a oblast dermatologie. Jednotlivé kapitoly jsou přehledně a didakticky uspořádány. Onemocnění jsou popsána, rozebrána podle jednotlivých hledisek biopsychosociálního přístupu a v poslední podkapitole každé oblasti jsou nastíněny možnosti intervencí podle základních psychoterapeutických přístupů. Tyto informace mohou posloužit jednak pro představu ne-psychoterapeutů o tom, jak probíhá psychoterapie podle dané školy, zároveň mají návodnou hodnotu, poskytují představu, kam zacílit kon-

krétní snažení terapeuta. Podrobně a citlivě je zpracována problematika smrti, umírání a truchlení. V části věnované dermatologickým onemocněním jsou zpracovány přehledy možnosti konkrétních intervencí u obtěžujících onemocnění jako je akne, atopický ekzém, psoriáza atd. Text celého oddílu je rovněž proložen řadou čtivých kazuistik, které zprostředkují přístup k prožívání pacienta či jeho příbuzných v konkrétní situaci.

Třetí oddíl knihy je věnován aplikaci lékařské psychologie v multidisciplinárním pojetí léčby, které podporuje a tuto zásadní myšlenku rozvíjí. V první části oddílu je vysvětlen pojem multidisciplinární tým. Klinický psycholog je zde pojímán jako nezbytná součást týmu tvořeného logopedem, fyzioterapeutem, ergoterapeutem, sociálním pracovníkem a psychiatrem, přičemž hlavní náplní práce klinického psychologa je diagnostika psychického stavu a psychoterapie. Ve druhé části oddílu jsou představeny principy programů celostní léčby chronických onemocnění a zvládání chronické bolesti a rovněž jsou představeny konkrétní návrhy programů, včetně časového rozvrhu. Tyto programy vycházejí z kognitivně-behaviorálního přístupu a jsou cíleny především na posílení kompetence pacienta a zvládání nepříjemných stavů a situací spojených se zkušeností chronického onemocnění a bolesti.

Učebnice tak obohacuje současnou odbornou literaturu v mnoha směrech, zejména ilustrativními kazuistikami a konkrétními a praktickými návrhy léčebných intervencí. Součástí knihy jsou rovněž návodné a okamžitě použitelné sebesopozovací škály i příklady diagnostických otázek (např. při vyšetření zaměřeném na riziko suicidia). Měla by se stát součástí doporučené studijní literatury k oboru a bude obohacením osobní knihovny klinických pracovníků i spolupracujících profesí.

*MUDr. Alena Večeřová -Procházková  
e-mail: prochazkova.alena@atlas.cz*