

REDAKČNÍ RADA

# REHABILITACE & FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

VYDÁVÁ  
ČESKÁ LÉKAŘSKÁ  
SPOLEČNOST  
J. E. PURKYNĚ



## REHABILITATION & PHYSICAL MEDICINE

### VEDOUCÍ REDAKTOR

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

Klinika rehabilitačního lékařství IPVZ  
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

### ZÁSTUPCE VEDOUCÍHO REDAKTORA

**MUDr. Jan Calta**

Klinika rehabilitačního lékařství IPVZ  
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 IPVZ  
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

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

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

**Doc. MUDr. Peter Takáč, Ph.D.**

Univerzitná nemocnica L. Pasteura  
Rastislavova 43, 041 90 Košice

**Doc. MUDr. Vlasta Tošnerová, CSc.**

Klinika rehabilitačního lékařství FN HK  
Sokolská 581, 500 05 Hradec Králové

**MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.**

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

ročník 21 / únor 2014

## OBSAH

### PŮVODNÍ PRÁCE

<b>Vařeka I., Bednář M., Vařeková R.:</b> Kvalitativní hodnocení a testování u pacientů po amputaci dolní končetiny.....	3
<b>Hájková H., Svoboda Z., Přidalová M.:</b> Vliv vybraných morfologických parametrů nohy na kinematické parametry chůzového cyklu u mužů ve věku 20 až 30 let.....	11
<b>Kříž J., Hlinková Z.:</b> Respirační komplikace u pacientů po poškození míchy a jejich řešení na spinální jednotce FN Motol.....	16
<b>Krist L., Pánek D., Pavlů D.:</b> Srovnání elektromyografické aktivity vybraných svalů při chůzi po rovině u lidí se zvýšenou valgizitou kolenních kloubů s lidmi s fyziologickou osou dolních končetin.....	21
<b>Průcha J., Klapalová A., Volejník V., Ticháček J., Hána K.:</b> Studie typických změn periferní cirkulace při podávání procedur vakuové-kompresní terapie.....	28
<b>Holíková D., Pánek D., Pavlů D.:</b> Vliv asymetrické zátěže na stereotyp běhu.....	38
<b>PŘEHLEDOVÝ ČLÁNEK</b>	
<b>Pfeiffer J., Švestková O.:</b> Má složitý vývoj rehabilitace vliv na její současné postavení v zdravotním systému v České republice?.....	44

## CONTENTS

### ORIGINAL PAPERS

<b>Vařeka I., Bednář M., Vařeková R.:</b> Qualitative Evaluation and Testing in Patients after Lower Extremity Amputation.....	3
<b>Hájková H., Svoboda Z., Přidalová M.:</b> The Influence of Morphological Variables of the Foot on Kinematics of the Gait.....	11
<b>Kříž J., Hlinková Z.:</b> Respiratory Complications in Patients after Spinal Cord Injury and their Management at the Spinal Cord Unit in University Hospital Motol.....	16
<b>Krist L., Pánek D., Pavlů D.:</b> Comparison of Electromyographic Activity of Selected Muscles during Level Ground Walking at People With and Without Knock Knees.....	21
<b>Průcha J., Klapalová A., Volejník V., Ticháček J., Hána K.:</b> A Study in Typical Changes of Peripheral Circulation during Application of Vacuum-Compression Therapy.....	28
<b>Holíková D., Pánek D., Pavlů D.:</b> Effect of Asymmetric Load on Running Stereotype.....	38
<b>REVIEW ARTICLE</b>	
<b>Pfeiffer J., Švestková O.:</b> Does the Complex Evolution of Rehabilitation Influence its Present Position in the Health System of the Czech Republic?.....	44

<http://www.cls.cz>

© Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, Praha 2013

**REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ**



**Vedoucí redaktor:**  
MUDr. Jan Vacek, Ph.D.

**Zástupce vedoucího redaktora:**  
MUDr. Jan Čalá

**Odpovědná redaktorka:**  
PhDr. Helena Raušerová,  
e-mail: h.rauserova@seznam.cz

**Vydává: Česká lékařská společnost  
Jana Evangelisty Purkyně,  
Sokolská 31, 120 26 Praha 2**

**Pro ČLS JEP připravuje Mladá fronta a. s.**



**Generální ředitel:** Ing. David Hurta

**Ředitel divize Medical Services:**  
Karel Novotný, BA (Hons)

**Koordinátor odborných časopisů ČLS JEP:**  
MUDr. Michaela Lizierová

**Produkční:** Bc. Michaela Hrdinová

**Grafická úprava, sazba:**  
Mgr. Karolína Hejná

**Kreativní ředitel:** René Decastelo

**Art director:** Petr Honzátko

#### Marketing:

ředitelka marketingu: Hana Holková  
brand manager: Alena Kohoutová

#### Distribuce a výroba:

ředitelka distribuce a výroby: Soňa Štarhová  
manažerka předplatného: Jana Horáková  
výroba: Monika Šnaidrová

**Tisk: EUROPRINT a. s.**

**V ČR rozšiřuje:** A.L.L. production s.r.o.,  
P.O. BOX 732, 111 21, Praha 1

**V SR:** Mediaprint Kapa-Presssegrosso, a. s.,  
Vajnorská 137, P.O. BOX 183  
831 04 Bratislava

**Vychází:** 4krát ročně

**Předplatné:** na rok pro ČR je 404,00 Kč,  
SR 16,80 €, jednotlivé číslo 101,00 Kč,  
SR 4,20 €.

**Informace o předplatném podává  
a objednávky předplatitelů přijímá:**  
ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2,  
tel.: 296 181 805 – J. Spalová,  
e-mail: spalova@cls.cz

**Inzerce:** Dana Vavřínková  
vavrinkova@mfc.cz, tel. 225 276 299

#### Rukopisy zasílejte na adresu:

MUDr. Jan Vacek, Ph.D.  
Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV  
Šrobárova 50  
100 34 Praha 10  
e-mail: jan.vacek@fnkv.cz

Rukopis byl předán do výroby 23. 1. 2014.

Zaslané příspěvky se nevracejí.

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

Vydavatel získává otištěním příspěvku  
výlučné nakladatelské právo k jeho užití.

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

# Kvalitativní hodnocení a testování u pacientů po amputaci dolní končetiny

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

<sup>1</sup> Rehabilitační klinika FN Hradec Králové, přednostka doc. MUDr. E. Vaňásková, Ph.D.

<sup>2</sup> Katedra fyzioterapie FTK UP v Olomouci, vedoucí katedry prof. MUDr. J. Opavský, CSc.

<sup>3</sup> Katedra přírodních věd v kintropologii FTK UP v Olomouci, vedoucí katedry prof. RNDr. M. Janura, Dr.

## SOUHRN

V odborné literatuře je možné dohledat řadu nástrojů pro hodnocení kvality života a funkčních schopností pacienta po amputaci dolní končetiny, stejně jako řadu klinických testovacích setů. Tyto nástroje lze využít ke stanovení aktuálního stavu a sledování jeho vývoje.

Nejvýznamnějším faktorem, který určují prognózu, je úroveň mentálních a posturálních funkcí pacienta.

## KLÍČOVÁ SLOVA

amputace, kvalitativní metody, testování

## SUMMARY

**Vařeka I., Bednář M., Vařeková R.: Qualitative Evaluation and Testing in Patients after Lower Extremity Amputation**

A series of tools for the evaluation of quality of life and patient's functional abilities after lower extremity amputation can be found in professional literature as well as various clinical tests. These kinds of tools can be used for

evaluation current condition and its evolution. The most important factor determining prognosis is the level of mental and postural functions of the patient.

## KEYWORDS

amputation, qualitative methods, testing

*Rehabil. fyz. Léč., 21, 2014, č. 1, s. 3-10*

## ÚVOD

Využití standardizovaných vyšetřovacích nástrojů nesouvisí pouze s potřebami výzkumu. Vychází především z klinické praxe, z potřeby stanovit aktuální stav a sledovat jeho vývoj pomocí pokud možno jednoznačných a objektivních parametrů, případně predikovat další vývoj, resp. odhadnout možnosti pacienta. Právě odhad fyzických a psychických možností pacienta je důležitý pro racionálně vedenou rehabilitaci a vybavení pacienta vhodnými pomůckami. Bohužel se v praxi často setkáváme s případy, kdy je vybaven drahou protézou a odeslán k nácviku chůze pacient, který

nemá objektivní předpoklady ke zvládnutí chůze s protézou, ať již z hlediska přidružených onemocnění či funkčního stavu daného vysokým věkem. Nejde jen o plýtvání prostředky zdravotního pojištění a zbytečnou pracovní zátěž zdravotníků. Problémy mívá především pacient a jeho rodina, protože zdravotní pojišťovna se pak např. zdráhá proplatit polohovací lůžko či elektrický vozík. Revizní lékař přitom argumentuje, celkem logicky, že „oprotézovaný“ pacient je „chodící“ pacient, který tyto pomůcky nepotřebuje.

Následující přehled je výsledkem studia množství odborné literatury při hledání vhodného vy-

## PŮVODNÍ PRÁCE

šetřovacího nástroje. Většina z nich nemá oficiální český název, ponecháváme proto z důvodu jednotného zápisu anglický název i u těch, které český název mají. Standardní vyšetřovací nástroje u pacientů po amputaci dolní končetiny lze rozdělit na kvalitativní hodnocení a klinické testy, přičemž obě formy mohou být obecné nebo speciální, tedy určené přímo pro amputované. Jde ovšem o čisté didaktické, resp. arbitrární, rozdělení, které ne vždy přesně vystihuje charakter daného nástroje. Předmětem tohoto textu nejsou laboratorní zátěžové, biomechanické a elektrofyziologické metody, stejně jako obecné postupy klinického fyzikálního vyšetření. Přehled nezahrnuje ani speciální psychologické testy ke stanovení kognitivních schopností pacienta a jeho psychického stavu (např. deprese), přestože tyto faktory hrají významnou roli. Stejně tak nejsou zahrnuta speciální vyšetření interní (např. kardiopulmonální výkonnost, kompenzace diabetu), neurologická (např. kvalita rovnovážných funkcí) a z dalších oborů (např. kvalita zraku a sluchu), nicméně některá tato vyšetření jsou součástí níže uvedených hodnotících nástrojů.

### KVALITATIVNÍ HODNOCENÍ

K nejčastěji používaným nástrojům kvalitativního hodnocení patří (sebe)posuzovací dotazníky vyplňované samotným pacientem a interview. Ve druhém případě klade vyšetřující stanovené otázky, případně i nabízí výběr z předdefinovaných odpovědí, a odpovědi zapisuje.

Stejně jako u jiných pacientů lze u amputovaných využít obecné nástroje hodnotící kvalitu života a zvládání denních aktivit či další obecné nástroje. Není nutné je blíže představovat právě pro jejich široké použití. V našem přehledu uvádíme pouze ty, které jsme v literatuře našli

vedené v souvislosti s pacienty po amputaci dolní končetiny, což dokládáme příslušným odkazem. Tyto obecné nástroje (tab. 1) jsou již ze své obecné podstaty málo specifické pro amputované pacienty, resp. velmi omezeně kvantifikují schopnost lokomoce.

Přínosnější je proto použití specifických hodnotících nástrojů vytvořených speciálně pro hodnocení lokomočních schopností pacienta a kvality protézy, resp. protézového lůžka (tab. 2).

**Activities Specific Balance Scale** (ABC Scale) je sebeposuzovací dotazník lokomočních schopností. Tvoří jej 16 otázek a je využíván pro hodnocení pacientů s různými typy poruch lokomoční funkce. **Amputee Activity Score** (AAS) je dotazník používaný v ambulanci, vyplňovaný vyšetřujícím na základě odpovědí pacienta užívajícího protézu. K nástrojům typu interview náleží také **Attitude to Artificial Limb Questionnaire** (AALQ), zahrnující hodnocení schopnosti vykonávat denní aktivity a hodnocení estetické funkce protézy. Sestává z deseti otázek hodnocených pětibodovou ordinální stupnicí, nízké skóre znamená „horší“ výsledek. **Rivermead Mobility Index** (RMI) je další sebeposuzovací dotazník, původně určený pro neurologické pacienty. Jeho výhodou jsou jednoduché odpovědi (ano/ne) na 15 otázek, které zahrnují poměrně široké rozmezí od samostatného otočení na lůžku po velmi rychlou chůzi (10 m za 4 vteřiny). Je konstruován pro jednoduché opakované kontroly funkčních schopností. **Houghton Scale** sestává z několika jednoduchých otázek typu délky denního nošení a způsobu užívání protézy, používání dalších pomůcek v exteriéru či stability v nerovném terénu. K jednoduchým dotazníkům patří také 12bodový **Hill Assessment Index** (HAI), který hodnotí schopnost různých typů chůze s pomůckami či bez pomůcek. Speciálně k hodnocení

Tab. 1 Obecné nástroje hodnocení kvality života a soběstačnosti.

Barthel Index	(7,63)
EQ-5D Health Utility Index	(40)
Frenchay Activities Index (FAI)	(11,38,42)
Functional Independence Measure (FIM)	(18,46,63)
Functional Autonomy Measurement System (SMAF)	(8)
Groningen Activity Restriction Scale (GARS)	(55)
International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF)	(12)
Patient Generated Index (PGI)	(5)
SF-36-Item Health Survey	(2,30,31,60)
Sickness Impact Profile (SIP)	(28,59)

Tab. 2 Kvantitativní nástroje hodnocení mobility a speciální hodnocení pacientů po amputaci dolní končetiny

Activities Specific Balance Scale (ABC Scale)	(11,42,44,48)
<i>Amputee Activity Score (AAS)</i>	(9,46)
Amputee Body Image Scale	(2,6,21)
Attitude to Artificial Limb Questionnaire (AALQ)	(16)
Harold Wood-Stanmore Mobility Scale Data	(23,63)
Hill Assessment Index (HAI)	(9,30,36)
Houghton Scale	(2,14)
<i>Locomotor Capabilities Index (LCI)</i>	(7,8,17,18,19,24,25,27,40,43,45,54,59)
Medicare Functional Classification Level (MFCL) and K Classification	(1,30,33)
Orthotics & Prosthetics National Office Outcomes Tool (OPOT)	(33; 35)
Orthotics and Prosthetics Users' Survey (OPUS)	(35,39,51)
<i>Prosthetic Evaluation Questionnaire (PEQ)</i>	(11,17,19,26,30,41,42,51,62)
Prosthetic Profile of the Amputee (PPA)	(24,27,29,59)
Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA)	(31,64)
Rivermead Mobility Index (RMI)	(17,53)
<i>Satisfaction with Prosthesis (SatPro)</i>	(2)
Socket Comfort Score (SCS)	(27,32)
Special Interest Group in Amputee Medicine (SIGAM) mobility scale	(10,45,52)
Trinity Amputation & Prosthetic Experience Scale (TAPES)	(13,22,61)

kvality protézového lůžka, resp. spokojenosti pacienta, jsou určeny **Satisfaction with Prosthesis (SatPro)** a **Socket Comfort Score (SCS)**. **Amputee Body Image Scale** je sebeposuzovací dotazník s 20 otázkami cílenými na psychologické dopady amputace a užívání protézy.

Mimo jednoduché dotazníky a interview jsou používány také komplexní hodnotící nástroje s otázkami rozdělenými do několika oddílů. **Prosthetic Profile of the Amputee (PPA)** je komplexní nástroj typu interview, použitelný i při telefonickém kontaktu, určený dospělým pacientům s jednostrannou amputací, a to včetně těch, kteří protézu nepoužívají. Nemá celkové skóre pro všech šest oddílů s celkem 38 otázkami. Součástí PPA je **Locomotor Capabilities Index (LCI)**, který je velmi často používán samostatně, a to jak u pacientů během rehabilitace, tak i po jejím ukončení. Sebeposuzovací dotazník, který pacient vyplňuje sám, tvoří dva oddíly (základní a pokročilé aktivity) s celkem 14 položkami, které jsou hodnoceny čtyřbodovou ordinální stupnicí. Zahrnuje činnosti od postavení se ze židle po chůzi v exteriéru za špatných povětrnostních podmínek a nesení břemene.

Novější verze (LCI5) zohledňuje (ne)používání chodčích pomůcek. Dalším komplexním nástrojem je **Special Interest Group in Amputee Medicine Mobility Scale (SIGAM)**, který vznikl rozšířením **Harold Wood/Stanmore Mobility Grades**. Široce používaný v klinice i ve výzkumu je komplexní nástroj **Prosthetic Evaluation Questionnaire (PEQ)**, v tabulce 3 proto odkazujeme pouze na některé nalezené práce. Má několik částí a je specifický tím, že pacient odpovídá pomocí značky na nedělené analogové vizuální škále. V jednotlivých částech pacient hodnotí praktické problémy používání protézy, (fantomové) bolesti a parestezie, sociální a emoční otázky spojené s protézou, schopnost lokomoce, spokojenost s celkovou situací a některé psychologické aspekty. Dalším komplexním nástrojem je **Trinity Amputation & Prosthetic Experience Scale (TAPES)**, který má již revidovanou verzi (TAPESR). Ve dvou částech komplexně hodnotí spokojenost pacienta s protézou, omezení v denních lokomočních aktivitách, intenzitu případné bolesti, celkový zdravotní stav a komorbiditu. V rámci **Medicare Functional Classification Level (MFCL)** je pacient po amputaci zařazen do jednoho z pěti stupňů

## PŮVODNÍ PRÁCE

**Tab. 3** Obecné testy posturální stability a chůze.

10 m Walk Test	(2,11,17,34,60)
Berg Balance Scale (BBS)	(42)
Functional Ambulation Classification (FAC)	(60)
<i>Lateral Reach Test</i>	(3,49)
<i>Timed "Up &amp; Go" Test (TUG)</i>	(11,40,50,51,56,58,64)
Two-Minute Walk Test(2MWT)	(2,4,11,19,42,47,50,51,58,64,65)
<i>Six-Minute Walk Test (6MWT)</i>	(2,4,19,47,51,58,60,64)
Step activity monitor (SAM)	(15; 19,57)
Tinnetti Assessment	(20)

na základě hodnocení různými nástroji, např. kombinací SF-36, PEQ a AMP (Amputee Mobility Predictor - viz níže). Škálu původně vyvinul úřad U.S Health Care Financing Administration, který ji používal pod označením **Health Care Financing Administration's Common Procedure Coding System (HCPCS)** či jednodušeji **K Classification**. Podobně i další nástroj, **Orthotics & Prosthetics National Office Outcomes Tool (OPOT)** vznikl kombinací SF-12 (dotazník zdravotního stavu a funkčního omezení), BP-2 (škála bolesti, součást SF-36) a rozšířením PF-10 (škála fyzických schopností, součást SF-36) o dalších 11 otázek. Také **Orthotics and Prosthetics Users' Survey (OPUS)** vznikl kombinací jiných hodnotících nástrojů. **Questionnaire for Persons with a Transfemoral Amputation (Q-TFA)** je další sebesposuzovací dotazník, který je tvořen 70 otázkami ve 4 oddílech - užívání protézy, mobilita, problémy a obecné.

### KLINICKÉ TESTY

K testování reálných fyzických možností pacienta jsou používány klinické testy, a to jak obecné (tab. 3), tak i speciálně vyvinuté či upravené pro pacienty po amputaci (tab. 4). Jejich společným znakem je zaměření na posturální stabilitu a chůzi.

K hodnocení schopnosti, resp. rychlosti chůze, jsou používány **10m Walk Test**, **Two-Minute Walk Test** a **Six-Minute Walk Test**, které jsou obecně

známé. Pomocí krokoměru **Step Activity Monitor (SAM)**, lze monitorovat denní aktivitu již samostatně chodících pacientů. Široce používaný je **Timed "Up & Go" Test (TUG)**, který byl původně vytvořen k testování seniorů. Pacient provádí vztyk ze sedu (křeslo, resp. židle s opěradly), ujde 3 metry, otočí se, dojde zpět a opět se posadí, přičemž je měřen čas ve vteřinách. Test tedy zahrnuje základní součásti chůze (zahájení, cyklickou část se změnou směru, ukončení) a má proto velkou praktickou výpovědní hodnotu. **Tinnetti Assessment** je soubor testů posturální stability a chůze, který byl původně vytvořen k hodnocení rizika pádu u seniorů. Nenalezli jsme zmínku o jeho použití u amputovaných pacientů, nicméně jej zde uvádíme jako předchůdce níže popsaného **Amputee Mobility Predictor Assessment Tool**. **Functional Ambulation Classification (FAC)** je 6stupňová lokomoční škála určená původně pro neurologické pacienty a jejich schopnost chůze po různém typu povrchu s různým sklonem, po schodech, s pomůckami či bez, s dohledem, s manuální dopomocí či zcela nezávisle. **Berg Balance Scale** obsahuje 14 jednoduchých balančních testů se stoupající obtížností od posazení se ke stožení na jedné noze. Tento nástroj je široce používán, především u neurologických pacientů. **Lateral (Functional) Reach Test** je jednoduchý test laterálního úklonu, přičemž se měří dosažená vzdálenost v cm. Obdobně je možno testovat schopnost předklonu.

**Tab. 4** Speciální klinické testy pro pacienty po amputaci dolní končetiny.

Amputee Mobility Predictor Assessment Tool (AMPnoPRO)	(19,20,30,61)
L-Test of Functional Mobility	(11)
Orthotics & Prosthetics National Outcomes Tool	(33,35)
Stair Assessment Index (SAI)	(30,37)

**Amputee Mobility Predictor Assessment Tool** (AMPnoPRO) je komplexní testovací sada pro pacienty po amputaci dolní končetiny s protézou i bez protézy. Jde o modifikaci **Tinetti Assessment** (viz výše). Dle autorů tohoto testovacího nástroje lze výsledek použít k predikci funkční úrovně, resp. „chůzového potenciálu“ pacienta. Prvních třináct testů je zaměřeno na hodnocení posturální aktivity a reaktivity, od sedu bez opory zad přes vstávání do stoje po stoj se zavřenýma očima, stoj na jedné noze, schopnost udržet stabilitu při opakovaných postrcích či zvednutí předmětu z podlahy. Dalších sedm zkoušek testuje chůzi od schopnosti jejího zahájení přes poskoky na jedné končetině a přes překážky po otočku a chůzi po schodech. Poslední položka je věnována používání pomůcek. Na základě výsledků jednotlivých testů/položek baterie je možné pacientovi přiřadit konkrétní stupeň funkční zdatnosti v rámci **K Klasifikation** (viz výše). **L-Test of Functional Mobility**, který je modifikací výše uvedeného **Timed “Up & Go” Test. Stair Assessment Index** (SAI), má 14bodovou stupnici škály (body 0-13) pro testování chůze po schodech, hodnocení chůzového vzoru a (ne)používání opory horních končetin.

### HODNOCENÍ PACIENTA V AMBULANTNÍ PRAXI

Při ambulantním či konziliárním vyšetření pacienta po amputaci DK, které má rozhodnout o jeho indikaci k léčebné rehabilitaci a o reálných cílech, nám chronicky chybí čas, takže provádění výše uvedených standardních testů obvykle nepřipadá v úvahu. Rehabilitaci indikujeme s ohledem na možnost dosažení jedné ze tří základních funkčních úrovní: 1. zvládnutí sebeobsluhy a běžných denních aktivit na vozíku, včetně přemístění v koupelně a na toaletě, případně i se zvládnutím krátkého stoje za účelem otočení se v koupelně nebo na toaletě, 2. zvládnutí chůze v chodítku a 3. zvládnutí chůze s holemi či bez holí. Především při indikaci rehabilitace s cílem zvládnutí chůze je potřebné zvážit, zda půjde o skutečně funkční chůzi, kterou pacient bude pravidelně využívat po většinu dne, nebo alespoň při nutných přesunech po bytě. Jsme také konfrontováni se skutečností, že naprostá většina pacientů podstupuje amputaci z důvodu komplikací diabetes mellitus (DM), nebo ischemické choroby dolních končetin (ICHDK). Tito pacienti obvykle mají řadu dalších nemocí a jejich komplikací (např. chronické ledvinové selhávání, sensorické poruchy atd.), které nepříznivě ovlivňují jejich pohybový aparát a funkci CNS a celkově zhoršují rehabilitační potenciál pacienta. Z výše uvedených časových důvodů proto nahrazujeme standardní testy jednoduchými vyšetřovacími principy, které jsou shrnuty v následujících bodech.

**1. Kognitivní schopnosti a (krátkodobá) paměť, zájem a motivace, emoční naladění.** Základem rehabilitace jsou aktivní spolupráce a motivovanost pacienta, díky kterým výsledky často překonají i naše původní opatrné odhady. Apatický pacient, trpně očekávající péči, má v rehabilitaci mizivé naděje. Neméně významné jsou přiměřené kognitivní schopnosti a (krátkodobá) paměť, které jsou nutnou podmínkou motorického učení. Výraznější deficit těchto schopností nenahradí entuziasmus empatického fyzioterapeuta. Stejně tak vůle a vysoká motivovanost rodinných příslušníků může významně podpořit, ale rozhodně ne nahradit, vlastní vůli a motivovanost pacienta. Mimo obvyklého testování orientace v čase a prostoru testujeme základní kombinační schopnosti (odečítání 3 nebo 7 od 100) a hodnotíme agilitu pacienta během rozhovoru – správnost, rychlost a komplexnost odpovědí (jednoslovné, věty či souvětí), vlastní aktivitu v hovoru, schopnost reagovat na změnu tématu či samostatná změna tématu, pochopení náznaku, porozumění vtipu. Dále hodnotíme spolupráci během vyšetření, schopnost porozumět pokynům, rychlost reakce, volbu řešení postupných kroků při plnění pokynu.

**2. Fyzická aktivita pacienta a její kvalita, svalová síla.** Pacienti s dobrou prognózou: a) se sami posadí na lůžku, případně již sedí, nikoliv leží ve vozíku, a ve vzpřímeném (nikoliv nutně napřímení) sedu se udrží bez výrazné opory horních končetin či zad alespoň 5-10 vteřin (posturální aktivita), b) vzpřímený sed udrží i při opakovaném postrčení do sternu (posturální reaktivita), c) na lůžku či vozíku se aktivně pohybují, případně vozík sami aktivně pohánějí, d) nadzvednou se rukama opřenýma o opěradla vozíku nebo se přitáhnou k hrazdě nad postelí a udrží hýždě nad podložkou, mají přiměřeně silný stisk ruky, e) jsou schopni v sedu zvednout koleno zdravé DK proti odporu ruky vyšetřujícího a také ji opřít ploškou o podlahu a zatlačit do opory, f) netrpí limitujícími bolestmi či výrazným funkčním omezením horních končetin a zdravé DK, g) nejeví známky kardiopulmonální insuficience či metabolického selhávání v klidu nebo při testování (nezadýchají se), h) mají zhojený pahýl schopný zatížení v protéze. Primárně špatnou prognózu mají naopak pacienti dlouhodobě ležící pasivně na lůžku či zhroucení na vozíku, do kterého byli pasivně posazeni či spíše položeni. Prognózu nezlepší, pokud je takovýto pacient dovozen a zavěšen do chodítka čtyřmi obětavými terapeuty a následně strkán a tahán po pokoji, přičemž nevyvíjí žádnou či pouze naznačenou, resp. tušenou, posturální anebo lokomoční aktivitu. Označovat něco takového za „chůzi v chodítku“ je iracionální eufe-

## PŮVODNÍ PRÁCE

mismus, stejně jako označení pasivního zhroutěného pacienta ve vozíku za „zvládnutý sed“.

3. V rámci tzv. „diagnózy ve dveřích“ lze rehabilitační potenciál pacienta velmi dobře odhadnout podle dvou jednoduchých kritérií: a) schopnost aktivního vzpřímeného (nikoliv nutně napřímeného) sedu ve vozíku a b) aktivita během rozhovoru. Nicméně všechna výše uvedená kritéria hodnotíme v kontextu základního onemocnění a jeho předpokládaného vývoje, souvisejících a dalších onemocnění a jejich komplikací a věku. Nezapomínáme na možnost deprese, která výrazně mění projev pacienta a jeho spolupráci a kterou je možné, na rozdíl od demence, účinně léčit, a tím stav pacienta výrazně zlepšit. Pokud jsou vyšetření přítomni příbuzní, tlumíme jejich tendenci odpovídat za pacienta či mu napovídat, stejně jako pomáhat při testování funkčních schopností.

### ZÁVĚR

Existuje řada kvalitativní nástrojů a klinických testů, které lze použít k hodnocení funkčního stavu pacienta po amputaci dolní končetiny a změně tohoto stavu, tedy i efektu rehabilitace, a v omezené míře k pokusu o predikci vývoje. I ty nejjednodušší testy jsou ale při standardním provedení natolik časově náročné, že jsou prakticky použitelné pouze fyzioterapeutem, který je v opakovaném kontaktu s pacientem. V optimálním modelu spolupráce má lékař výsledky těchto vyšetření k dispozici. Nicméně v rámci prvního kontaktu v ambulanci nebo při konziliu si musí lékař vystačit se základními ukazateli pacientova stavu, z nichž nejvýznamnější jsou posturální aktivita a úroveň kognitivních funkcí pacienta, spolu s jeho spontánní aktivitou, fyzickou i psychickou, resp. sociální.

### LITERATURA

1. **AGRAWAL, V., GAILEY, R., O'TOOLE, C., GAUNAURD, I., FINNIESTON, A.:** Influence of gait training and prosthetic foot category on external work symmetry during unilateral transtibial amputee gait. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 37, 2013, č. 5, 396-403.
2. **AKARSU, S., TEKIN, L., SAFAZ, I., GÖKTEPE, A. S., YAZICIOĞLU, K.:** Quality of life and functionality after lower limb amputations: comparison between uni- vs. bilateral amputee patients. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 37, 2013, č. 1, s. 9-13.
3. **BRAUER, S., BURNS, Y., GALLEY, P.:** Lateral reach: a clinical measure of medio-lateral postural stability. *Physio. Res. Int.*, roč. 4, 1999, č. 2, s. 81-88.
4. **BROOKS, D., PARSONS, J., HUNTER, J. P., DEVLIN, M., WALKER, J.:** The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 82, 2001, č. 10, s.1478-1483.
5. **CALLAGHAN, B. G., CONDIE, M. E.:** A post-discharge quality of life outcome measure for lower limb amputees: test-retest reliability and construct validity. *Clin. Rehabil.*, roč. 17, 2003, č. 8, s. 858-864.
6. **COFFEY, L., GALLAGHER, P., HORGAN, O., DESMOND, D., MACLACHLAN, M.:** Psychosocial adjustment to diabetes-related lower limb amputation. *Diabet. Med.*, roč. 26, 2009, č. 10, s. 1063-1067.
7. **CONDIE, E., SCOTT, H., TREWEEK, S.:** Lower limb prosthetic outcome measures: A Review of the literature 1995 to 2005. *J. Prosthet. Orthot.*, roč. 18, 2006, č. 15, s. 13-45.
8. **COUTURE, M., DESROSIERS, J., CARON, C. D.:** Cognitive appraisal and perceived benefits of dysvascular lower limb amputation: a longitudinal study. *Arch. Gerontol. Geriatr.*, roč. 52, 2011, č. 1, s. 5-11.
9. **DAY, H. J.:** The assessment and description of amputee activity. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 5, 1981, č. 1, s. 23-28.
10. **DE LAAT, F. A., ROMMERS, G. M., GEERTZEN, J. H., ROORDA, L. D.:** Construct validity and test-retest reliability of the walking questionnaire in people with a lower limb amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 93, 2012, č. 6, s. 983-989.
11. **DEATHE, A. B., MILLER, W. C.:** The L test of functional mobility: measurement properties of a modified version of the timed "up & go" test designed for people with lower-limb amputations. *Phys. Ther.*, roč. 85, 2005, č. 7, s. 626-635.
12. **DEATHE, A. B., WOLFE, D. L., DEVLIN, M., HEBERT, J. S., MILLER, W. C., PALLAVESHI, L.:** Selection of outcome measures in lower extremity amputation rehabilitation: ICF activities. *Disabil. Rehabil.*, roč. 31, 2009, č. 18, s. 1455-1473.
13. **DESMOND, D., MACLACHLAN, M.:** Factor structure of the trinity amputation and prosthesis experience scales (TAPES) with individuals with acquired upper limb amputations. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 84, 2005, č. 7, s. 506-513.
14. **DEVLIN, M., PAULEY, T., HEAD, K., GARFINKEL, S.:** Houghton scale of prosthetic use in people with lower-extremity amputations: Reliability, validity, and responsiveness to change. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 85, 2004, č. 8, s. 1339-1344.
15. **DUDEK, N. L., KHAN, O. D., LEMAIRE, E. D., MARKS, M. B., SAVILLE, L.:** Ambulation monitoring of transtibial amputation subjects with patient activity monitor versus pedometer. *J. Rehabil. Res. Dev.*, roč. 45, 2008, č. 4, s. 577-585.
16. **FISHER, K., HANSPAL, R.:** Body image and patients with amputations: does the prosthesis maintain the balance? *Int. J. Rehabil. Res.*, roč. 21, 1998, č. 4, s. 355-364.
17. **FRANCHIGNONI, F., GIORDANO, A., FERRIERO, G., MUÑOZ, S., ORLANDINI, D., AMORESANO, A.:** Rasch analysis of the Locomotor Capabilities Index-5 in people with lower limb amputation. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 31, 2007, č. 4, s. 394-404.
18. **FRANCHIGNONI, F., ORLANDINI, D., FERRIERO, G., MOSCATO, T. A.:** Reliability, validity, and responsiveness of the locomotor capabilities index in adults with lower-limb amputation undergoing prosthetic training. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 85, 2004, č. 5, s. 743-748.
19. **GAILEY, R. S., GAUNAURD, I., AGRAWAL, V., FINNIESTON, A., O'TOOLE, C., TOLCHIN, R.:** Application of self-report and performance-based outcome measures to determine functional differences between four categories of prosthetic feet. *J. Rehabil. Res. Dev.*, roč. 49, 2012, č. 4, s. 597-612.
20. **GAILEY, R. S., ROACH, K. E., APPLGATE, E. B., CHO, B.,**



- CUNNIFFE, B., LICHT, S., MAGUIRE, M., NASH, M. S.:** The amputee mobility predictor: an instrument to assess determinants of the lower-limb amputee's ability to ambulate. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 83, 2002, č. 5, s. 613-627.
- 21. GALLAGHER, P., HORGAN, O., FRANCHIGNONI, F., GIORDANO, A., MACLACHLAN, M.:** Body image in people with lower-limb amputation: a Rasch analysis of the Amputee Body Image Scale. *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 86, 2007, č. 3, s. 205-215.
- 22. GALLAGHER, P., MACLACHLAN, M.:** Development & psychometric evaluation of the Trinity Amputation & Prosthesis Experience Scales (TAPES). *Rehabil. Psychol.*, roč. 45, 2000, č. 2, s. 130-154.
- 23. GARDINER, M. D., FAUX, S., JONES, L. E.:** Inter-observer reliability of clinical outcome measures in a lower limb amputee population. *Disabil. Rehabil.*, roč. 24, 2002, č. 4, s. 219-225.
- 24. GAUTHIER-GAGNON, C., GRISÉ, M. C.:** Prosthetic profile of the amputee questionnaire: validity and reliability. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 75, 1994, č. 12, s. 1309-1314.
- 25. GEAKE, T., HANSPAL, R., WERTHEIM, D., FULTON, J.:** The Locomotor Capability Index in diagram form: The Stanmore-Kingston Splat. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 30, 2006, č. 3, s. 300-304.
- 26. GHOLIZADEH, H., ABU OSMAN, N. A., ESHRAGHI, A., ALI, S., SÆVARSSON, S. K., WAN ABAS, W. A., PIROUZI, G. H.:** Transtibial prosthetic suspension: less pistoning versus easy donning and doffing. *J. Rehabil. Res. Dev.*, roč. 49, 2012, č. 9, s. 1321-1330.
- 27. GRAHAM, L. E., DATTA, D., HELLER, B., HOWITT J., PROS, D.:** A comparative study of conventional and energy-storing prosthetic feet in high-functioning transfemoral amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 88, 2007, č. 6, s. 801-806.
- 28. GREIVE, A. C., LANKHORST, G. J.:** Functional outcome of lower-limb amputees: a prospective descriptive study in a general hospital. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 20, 1996, č. 2, s. 79-87.
- 29. GRISÉ, M. C., GAUTHIER-GAGNON, C., MARTINEAU, G. G.:** Prosthetic profile of people with lower extremity amputation: conception and design of a follow-up questionnaire. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 74, 1993, č. 8, s. 862-870.
- 30. HAFNER, B. J., SMITH, D. G.:** Differences in function and safety between Medicare Functional Classification Level-2 and -3 transfemoral amputees and influence of prosthetic knee joint control. *J. Rehabil. Res. Dev.*, roč. 46, 2009, č. 3, s. 417-433.
- 31. HAGBERG, K., BRÅNEMARK, R., HÄGG, O.:** Questionnaire for persons with a transfemoral amputation (Q-TFA): initial validity and reliability of a new outcome measure. *J. Rehabil. Res. Dev.*, roč. 41, 2004, č. 5, s. 695-706.
- 32. HANSPAL, R. S., FISHER, K., NIEVEEN, R.:** Prosthetics socket fit comfort score. *Disabil. Rehabil.*, roč. 25, 2003, č. 22, s. 1278-1280.
- 33. HART, D. L.:** Orthotics and Prosthetics National Office Outcomes Tool (OPOT): initial reliability and validity assessment for lower extremity prosthetics. *J. Prosthet. Orthot.*, roč. 11, 1999, č. 4, s. 101-111.
- 34. HATFIELD, A. G.:** Beyond the 10-m time: A pilot study of timed walks in lower limb amputees. *Clin. Rehabil.*, roč. 16, 2002, č. 2, s. 210-214.
- 35. HEINEMANN, A. W., BODE, R. K., O'REILLY, C.:** Development and measurement properties of the Orthotics and Prosthetics Users' Survey (OPUS): a comprehensive set of clinical outcome instruments. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 27, 2003, č. 3, s. 191-206.
- 36. HIGHSMITH, M. J., KAHLE, J. T., MIRO, R. M., MENGELKOCH, L. J.:** Ramp descent performance with the C-Leg and interrater reliability of the Hill Assessment Index. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 37, 2013, č. 5, s. 362-368.
- 37. HOBARA, H., KOBAYASHI, Y., TOMINAGA, S., NAKAMURA, T., YAMASAKI, N., OGATA, T.:** Factors affecting stair-ascent patterns in unilateral transfemoral amputees. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 37, 2013, č. 3, s. 222-226.
- 38. HOLDEN, M. K., GILL, K. M., MAGLIOZZI, M. R.:** Gait assessment for neurologically impaired patients: Standards for outcome assessment. *Phys. Ther.*, roč. 66, 1986, č. 10, s. 1530-1539.
- 39. JARL, G. M., HEINEMANN, A. W., NORLING HERMANSSON, L. M.:** Validity evidence for a modified version of the Orthotics and Prosthetics Users' Survey. *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, roč. 7, 2012, č. 6, s. 469-478.
- 40. LARSSON, B., JOHANNESON, A., ANDERSSON, I. H., ATROSHI, I.:** The Locomotor Capabilities Index; validity and reliability of the Swedish version in adults with lower limb amputation. *Health Qual. Life Outcomes*, roč. 7, 2009, č. 44, s.1-9.
- 41. LEGRO, M. W., REIBER, G. D., SMIL, D. G., DEL AGUILA, M., LARSEN, J., BOONE, D.:** Prosthesis evaluation questionnaire for persons with lower limb amputations: assessing prosthesis-related quality of life. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 79, 1998, č. 8, s. 931-938.
- 42. MAJOR, M. J., FATONE, S., ROTH E. J.:** Validity and reliability of the Berg Balance Scale for community-dwelling persons with lower limb amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 94, 2013, č. 11, s. 2194-2202.
- 43. MILLER, W. C., DEATHE, A. B., SPEECHLE, M.:** Lower extremity prosthetic mobility: a comparison of 3 self-report scales. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 82, 2001, č. 10, s. 1432-1440.
- 44. MILLER, W. C., DEATHE, A. B., SPEECHLEY, M.:** Psychometric properties of the Activities-specific Balance Confidence Scale among individuals with a lower-limb amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 84, 2003, č. 5, s. 656-661.
- 45. O'NEILL, B. F., EVANS, J. J.:** Memory and executive function predict mobility rehabilitation outcome after lower-limb amputation. *Disabil. Rehabil.*, roč. 31, 2009, č. 13, s. 1083-1091.
- 46. PANESAR, B. S., MORRISON, P., HUNTER, J.:** A comparison of three measures of progress in early lower limb amputee rehabilitation. *Clin. Rehabil.*, roč. 15, 2001, č. 2, s. 157-171.
- 47. PARKER, K., KIRBY, R. L., ADDERSON, J., THOMPSON, K.:** Ambulation of people with lower-limb amputations: relationship between capacity and performance measures. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 91, 2010, č. 4, s. 543-549.
- 48. POWELL, L., MYERS, A.:** The Activities-specific Balance Confidence (ABC) scale. *J. Gerontol. A. Biol. Sci. Med.*, roč. 50, 1995, č. 1, M28-M34.
- 49. QUAI, T. M., BRAUER, S. G., NITZ, J. C.:** Somatosensation, circulation and stance balance in elderly dysvascular transtibial amputees. *Clin. Rehabil.*, roč. 19, 2005, č. 6, s. 668-676.
- 50. RAU, B., BONVIN, F., DE BIE, R.:** Short-term effect of physiotherapy rehabilitation on functional performance of lower limb amputees. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 31, 2007, č. 3, s. 258-270.
- 51. RESNIK, L., BORGIA, M.:** Reliability of outcome measures for

## PŮVODNÍ PRÁCE

people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error. *Phys. Ther.*, roč. 91, 2011, č. 4, s. 555-65.

**52. RYALL, N. H., EYRES, S. B., NEUMANN, V. C., BHAKTA, B. B., TENNANT, A.:** The SIGAM mobility grades: a new population specific measure for lower limb amputees. *Disabil. Rehabil.*, roč. 25, 2003, č. 15, s. 833-844.

**53. RYALL, N. H., EYRES, S. B., NEUMANN, V. C., BHAKTA, B. B., TENNANT, A.:** Is the Rivermead Mobility Index appropriate to measure mobility in lower extremity amputees? *Disabil. Rehabil.*, roč. 25, 2003, č. 3, s. 143-153.

**54. SALAVATI, M., MAZAHERI, M., KHOSROZADEH, F., MOUSAVI, S. M., NEGAHBAN, H., SHOJAEI, H.:** The Persian version of locomotor capabilities index: translation, reliability and validity in individuals with lower limb amputation. *Qual. Life. Res.*, roč. 20, 2011, č. 1, s. 1-7.

**55. SCHOPPEN, T., BOONSTRA, A., GROOTHOFF, J. W., DE VRIES, J., GÖEKEN, L. N., EISMA, W. H.:** Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 84, 2003, č. 6, s. 803-811.

**56. SCHOPPEN, T., BOONSTRA, A., GROOTHOFF, J. W., DE VRIES, J., GÖEKEN, L. N., EISMA, W. H.:** The "timed up and go" test: reliability and validity in persons with unilateral lower limb amputation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 80, 1999, č. 7, s. 825-828.

**57. STEPIEN, J. M., CAVENETT, S., TAYLOR, L., CROTTY, M.:** Activity levels among lower-limb amputees: self-report versus step activity monitor. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 88, 2007, č. 7, s. 896-900.

**58. STEVENS, P. FROSS, N., KAPP, S.:** Clinically relevant outcome measures in orthotics and prosthetics. *J. Prosthet. Orthot.*, roč. 5, 2009, č. 1, s. 332-335.

**59. STREPPPEL, K. R. M., DE VRIES, J., VAN HARTEN, W. H.:** Functional status and prosthesis use in amputees, measured with Prosthetic Profile of the Amputee (PPA) and the short version of the Sickness Impact Profile (SIP68). *Int. J. Rehabil. Res.*, roč. 24, 2001, č. 3, s. 251-256.

**60. TEKIN, L., SAFAZ, Y., GÖKTEPE, A. S., YAZIÇYODLU, K.:** Comparison of quality of life and functionality in patients with traumatic unilateral below knee amputation and salvage surgery. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 33, 2009, č. 1, s. 17-24.

**61. TOPUZ, S., ÜLGER, Ö., YAKUT, Y., GÜL ŞENER, F.:** Reliability and construct validity of the Turkish version of the Trinity Amputation and Prosthetic Experience Scales (TAPES) in lower limb amputees. *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 35, 2011, č. 2, s. 201-206.

**62. TRABALLESI, M., DELUSSU, A. S., AVERNA, T., PELLEGRINI, R., PARADISI, F., BRUNELLI, S.:** Energy cost of walking in transfemoral amputees: Comparison between Marlo Anatomical Socket and Ischial Containment Socket. *Gait Posture*, roč. 34, 2011, č. 2, s. 270-274.

**63. TURNER-STOKES, L., TURNER-STOKES, T.:** The use of standardized outcome measures in rehabilitation centres in the UK. *Clin. Rehabil.*, roč. 11, 1997, č. 4, s. 306-313.

**64. VAN DE MEENT, H., HOPMAN, M. T., FRÖLKE, J. P.:** Walking ability and quality of life in subjects with transfemoral amputation: a comparison of osseointegration with socket prostheses. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, roč. 94, 2013, č. 11, s. 2174-2178.

**65. VISSER, J., MCCARTHY, I., MARKS, L., DAVIS, R. C.:** Is hip muscle strength the key to walking as a bilateral amputee, whatever the level of the amputations? *Prosthet. Orthot. Int.*, roč. 35, 2011, č. 4, s. 451-458.

Adresa pro korespondenci:  
**MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.**  
Rehabilitační klinika FN HK  
Nezvalova 265  
500 03 Hradec Králové

### Ivana Štětkařová, Edvard Ehler, Robert Jech SPASTICITA A JEJÍ LÉČBA

Komplexní monografie zaměřená na praktické aspekty léčby spasticity u dospělých s různými neurologickými poruchami a nemocemi. Čtenář se seznámí s přehledem farmakologické léčby včetně lokální léčby botulotoxinem a intratekálním baclofenem, dozví se o rehabilitačních přístupech i chirurgických intervencích.

Důraz je kladen na praktičnost a přehlednost. Součástí knihy bude diferenciální diagnostika spasticity

u různých nemocí – např. u chronického poranění mozku a míchy, roztroušené sklerózy, cévní mozkové příhody, neurodegenerativních onemocnění a jiných vzácných stavů spojených se spasticitou. Významným aspektem komplexního terapeutického přístupu ke spasticitě je léčba bolesti, ve které má dnes zcela zásadní místo pregabalín a gabapentin. Kniha je určena zejména pro neurologu a rehabilitační pracovníky, také

však pro praktické lékaře, neurochirurgy, ortopedy a další lékaře se zájmem o tuto problematiku.

Maxdorf, edice Jessenius  
Doporučená cena: 695 Kč



**Objednávky zasílejte e-mailem nebo poštou: Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, fax: 224 266 226, e-mail: nts@cls.cz. Na objednávce laskavě uveďte i jméno časopisu, v němž jste se o knize dozvěděli.**

# Vliv vybraných morfologických parametrů nohy na kinematické parametry chůzového cyklu u mužů ve věku 20 až 30 let

Hájková H.<sup>1</sup>, Svoboda Z.<sup>2</sup>, Přidalová M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> NZZ REHASPRING, Čelákovice, vedoucí PhDr. I. Palaščíková Špringrová, Ph.D.

<sup>2</sup> Katedra přírodních věd v kinantropologii, FTK UP, Olomouc, vedoucí prof. RNDr. M. Janura, Dr.

## SOUHRN

Cílem výzkumu je posoudit vliv vybraných indexů a úhlových parametrů nohy na pohyb v hlezenním, kolenním, kyčelním kloubu a pánve během chůzového cyklu. Výzkumný soubor tvořilo 27 mužů ve věku  $24,1 \pm 2,2$  let, výškou  $181 \pm 6$  cm a hmotností  $78 \pm 9$  kg. Vybrané indexy a úhlové parametry nohy jsme získali zpracováním otisků bosého chodidla u každého z probandů. Kinematické parametry chůze jsme sledovali pomocí optoelektronického systému Vicon MX. Zaznamenali jsme vliv indexu nohy na pohyb ve všech kloubech dolní končetiny, statisticky význam-

né byly rozdíly v hodnotách maxima flexe a extenze kyčelního kloubu v sagitální rovině během chůzového cyklu. Zjistili jsme, že úhel nohy a úhel paty nemají vliv u zdravých osob na pohyb kloubů dolní končetiny a pánve. Úhel palce ovlivňuje hodnoty maxima plantární flexe v hlezenním kloubu ve fázi postupného zatěžování.

## KLÍČOVÁ SLOVA

noha, plantografie, chůzový cyklus, kinematická 3D analýza

## SUMMARY

**Hájková H., Svoboda Z., Přidalová M.: The Influence of Morphological Variables of the Foot on Kinematics of the Gait**

The purpose of the study is to investigate the influence of selected indexes and angle parameters of the foot on kinematic changes of the ankle, knee, hip and pelvis during the gait cycle. The research group consisted of 27 male with an average age of 24.1. Selected indexes and foot angular parameters were obtained by processing four imprints of the bare foot in each of the subject. The Vicon MX system was used for kinematic analysis

of the gait. We have noted the influence of foot indexes on kinematic parameters in all joints of the lower extremity. Statistically significant differences were found in maximum flexion and extension of the hip in the sagittal plane during the gait cycle. We found that the foot angle and heel angle do not affect the kinematic parameters of the lower extremity and pelvis. Big toe angle affects the peak of ankle plantar flexion during loading response.

## KEYWORDS

foot, plantography, gait cycle, three-dimensional kinematic analysis

*Rehabil. fyz. Léč., 21, 2014, č. 1, s. 11-15*

## ÚVOD

Chůze je považována za nejběžnější způsob pohybu a tvoří nezbytnou součást každodenního života. Poruchy funkce nohy mohou ovlivnit vyšší etáže pohybové soustavy (13). Podle řady autorů (2, 9) má nastavení distálních segmentů dolní končetiny (aker) zásadní vliv na napětí trupu a aktivaci svalových řetězců, čehož využívá terapeutická metoda akrální koaktivační tera-

pie. V pilotní studii se pokusili zobjektivizovat vybraná vzpěrná koaktivační cvičení a jejich vliv na rozložení tlaků na plosce nohou a kořenech rukou. Jejich výsledky potvrdily fakt, že po cvičení vzpěrných cviků nastává koaktivace svalových řetězců a opora na nohou se přesouvá z předonoží směrem k patám.

Existenci vztahu mezi morfologií nohy a pohybem kyčle a pánve potvrzují také další studie.

## PŮVODNÍ PRÁCE

Postavení paty (inverze, everze) ovlivňuje nastavení pánve (10). Jiní autoři našli významný vztah mezi výškou klenby a mírou řetězení pohybů segmentů dolních končetin při chůzi (15). Význam hodnocení vlivu morfologie chodidla na chůzi narůstá u osob se zdravotním deficitem. Guiotto a spol. (5) zjistili, že u těchto pacientů hraje morfologie nohy při chůzi významnou roli jak v oblasti kinematiky, tak v rozložení tlaků na kontaktu nohy s podložkou. I přes existenci uvedených studií je potřeba dalšího výzkumu k nalezení relevantních parametrů, které nejlépe vyjadřují morfologii nohy ve vztahu k pohybu dolních končetin a pánve.

Cílem práce je posoudit vliv indexů nohy a úhlových parametrů nohy na pohyb v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pohyb pánve při chůzi.

### METODIKA

Zkoumaný soubor tvořilo 27 studentů mužského pohlaví z Fakulty tělesné kultury UP v Olomouci. Průměrný věk byl  $24,1 \pm 2,2$  let, výška  $181 \pm 5,7$  cm a hmotnost  $78 \pm 8,9$  kg. Na základě vyplněného dotazníku byli z výzkumu vyloučeni studenti po traumatech dolních končetin, pánve a páteře. Dále osoby s postižením nervového systému, osoby s duševním onemocněním a osoby se smyslovým postižením. Měření dat probíhalo na Katedře přírodních věd v kinantropologii Fakulty tělesné kultury UP.

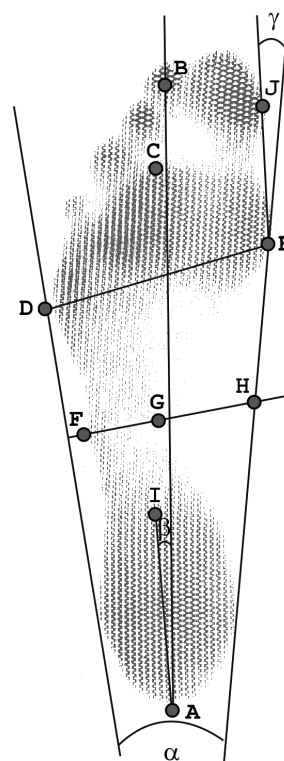
U každého probanda jsme zhotovili otisky bosého chodidla. Pro zpracování parametrů nohy jsme použili software vytvořený na Fakultě tělesné kultury UP. Na každém z plantogramů jsme označili konkrétní morfologické body, díky kterým jsme získali okamžité vyhodnocení délek, šířek a indexů nohy (obr. 1).

### Na základě popisovaných parametrů definujeme sledované indexy nohy takto:

- index Chippaux-Šmiřák =  $|FG| / |DE| * 100 \%$ ,
- index dle Srdečného =  $|FG| / |AC| * 10$ ,
- index dle Sztriter-Godunova =  $|FG| / |FH|$ .

Kinematické parametry chůze jsme sledovali pomocí 7 infračervených kamer (Vicon MX, Oxford Metrics Inc., Oxford), které byly rozmístěny kolem dráhy o délce 8 metrů. Pomocí 35 reflexních značek jsme označili sledované segmenty (Full body PlugInGait model). Poté byla testovaná osoba vyzvána k chůzi svým přirozeným způsobem.

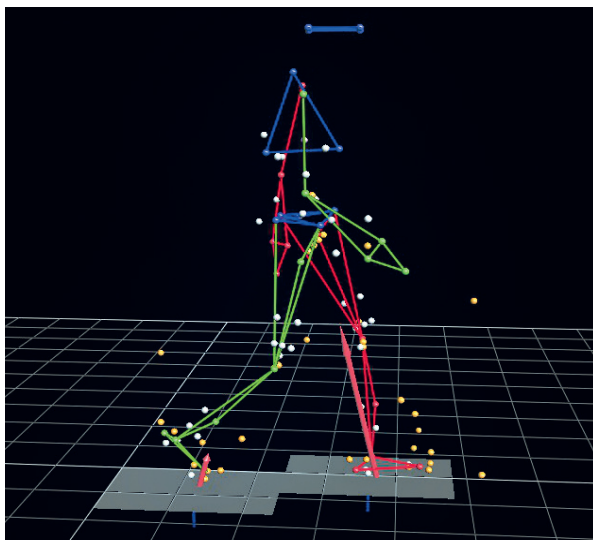
Zpracování naměřených hodnot bylo provedeno v programu Vicon Nexus (Oxford Metrics Group, Oxford, Velká Británie). Zpracovali jsme jeden pokus třicetivteřinového stoji pro určení neutrálního postavení v kloubech, dále šest pokusů přirozené chůze u každého probanda (obr. 2). Data jsme dále exportovali do programu Vicon Polygon (Oxford Metrics Group, Oxford, Velká Británie).



**Obr. 1** Morfologické body označované na chodidle a základní úhlové a délkové parametry.

**Legenda:** A - nejproximálnější položený bod, střed druhého prstu, nejdistanční položený bod předonoží, D - nejlaterálnější položený bod předonoží, E - nejmediálnější bod předonoží na hlavičce I. metatarzu, F - laterálně položený bod v nejužším místě středonoží kolmém na laterální tečnu nohy, G - mediálně položený bod v nejužším místě středonoží kolmém na laterální tečnu nohy, H - průsečík kolmice v nejužším místě středonoží a mediální tečny nohy, I - nejdistanční položený bod zánoží, J - nejmediálnější položený bod na palci,  $\alpha$  - úhel nohy,  $\beta$  - úhel paty,  $\gamma$  - úhel palce (kladná hodnota úhlu signalizuje valgózní postavení palce, záporná virózní),  $|AC|$  - délka nohy bez prstů,  $|DE|$  - nejširší místo nohy,  $|FG|$  - nejužší místo nohy.

Hodnotili jsme vybrané kinematické parametry pánve a dolních končetin: rozsah pohybu v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu a pánve v sagitální, frontální a transversální rovině během chůzového cyklu; pohyb v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu v sagitální rovině. Podle hodnot sledovaných morfologických parametrů z podografie jsme kinematická data rozdělili do skupin a statisticky porovnali (tab. 1). Statistické zpracování výsledků bylo provedeno v programu STATISTICA (verze 10, Stat-Soft, Inc., Tulsa, USA). Vypočítali jsme základní statistické veličiny pro každou proměnnou (průměr, směrodatná odchylka). Při zjišťování rozdílů mezi veličinami v daných skupinách a mezi skupinami jsme využili neparametrický nepárový Mann Whitney U test. Statistická významnost byla určena na 5% hladině ( $p < 0,05$ ).



Obr. 1 Vizualizace chůze (pohled z boku).

## VÝSLEDKY

Pro posouzení významnosti rozdílů mezi sledovanými skupinami byla zvolena 5% hladina statistické významnosti ( $p < 0,05$ ).

### Index Chippaux-Šmiřák

U skupiny osob s normálně klenutou nohou 3. stupně ve srovnání s ostatními typy 1. a 2. stupně byly zjištěny statisticky významné rozdíly u následujících parametrů:

- větší rozsah rotace nohy v transverzální rovině,
- menší maximální extenze a větší maximální flexe v kyčelním kloubu,

- větší rozsah rotace pánve v transverzální rovině.

### Index dle Srdečného

U skupiny na rozhraní normálně klenuté a ploché nohy jsme ve srovnání se skupinou s nohou normálně klenutou zjistili:

- větší rozsah rotace v subtalárním kloubu v transverzální rovině,
- větší rozsah rotace v koleni,
- větší rozsah náklonu pánve v sagitální rovině.

### Index dle Sztriter-Godunova

U skupiny s plochou nohou (2. stupeň) byly při porovnání s normálně klenutou nebo vysokou nohou nalezeny následující statisticky významné rozdíly.

#### Při porovnání s vysokým typem nohy:

- větší rozsah rotace nohy,
- větší rozsah rotace pánve.

#### Při porovnání s normálně klenutou nohou:

- větší rozsah flexe a extenze v kyčelním kloubu v sagitální rovině,
- větší rozsah náklonu pánve v sagitální rovině.

### Úhel palce

U skupiny s mírně valgózním postavením palce vzhledem ke skupině s mírně varózním postavením palce bylo zjištěno významně větší první maximum plantární flexe těsně po počátečním kontaktu paty.

### Úhel paty a úhel nohy

U úhlu paty a úhlu nohy nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi sledovanými skupinami.

Tab. 1 Počty nohou v jednotlivých skupinách podle zkoumaných parametrů.

Parametr	Skupina	Počet nohou	Rozpětí hodnot	Průměr	Typ nohy
Index Chippaux Šmiřák [%]	1	15	0,1 - 25	17,8	normální 1. stupeň
	2	33	25,1 - 40	32,7	normální 2. stupeň
	3	6	40,1 - 45	42,7	normální 3. stupeň
Index dle Srdečného	1	27	0,5 - 1,7	1,1	normální
	2	27	1,71 - 2	1,7	rozhraní normální a plochá
Index dle Sztriter Godunova	1	9	0,00 - 0,30	0,25	vysoká
	2	22	0,31 - 0,45	0,38	normálně klenutá
	3	23	0,46 - 1,50	0,60	plochá 2. stupeň
Úhel paty [°]	1	19	0 - 6	4,5	menší úhel paty
	2	35	6,1 - 12	7,6	větší úhel paty
Úhel palce [°]	1	23	(-13) - 0	-4,2	mírně varózní postavení
	2	31	0 - 11	5,0	mírně valgózní postavení
Úhel nohy [°]	1	23	8 - 17	14,9	menší úhel nohy
	2	31	17,1 - 22	18,8	větší úhel nohy

### DISKUSE

Jelikož jsme si pro výzkumnou část vybrali jedince mladé populace, zkoumaný soubor nevykazoval výrazné plochonoží, vysokou nohu nebo hallux valgus. S přihlédnutím k charakteristice souboru jsme neočekávali velké rozdíly v kinematických parametrech kloubů dolních končetin a pánve během chůzového cyklu. Výsledky naznačují, že ani u mladé populace nelze hledat striktní normu stereotypu chůze. Vzhledem k využití klasické klinické typologie nohy, stanovení klenby bez využití rentgenových snímků a k variabilitě kinematických proměnných nelze vyvozovat z naměřených dat striktní závěry. Naše výsledky však podporují tvrzení jiných autorů (3, 8, 9, 13, 14) o vlivu postavení nohy na vyšší etáže pohybového systému.

V dostupných publikacích se autoři věnují hlavně vlivu plochonoží na pohyb jednotlivých kloubů nohy během chůze. V těchto studiích již dále nezkoumají, jak může plochonoží ovlivňovat vyšší etáže pohybové soustavy. Levinger, Murley, Barton, Cotchett, McSweeney a Menz (7) poukazují na fakt, že změna pohybu v subtalárním kloubu může ovlivňovat pohyb tibie, a tím i další proximální segmenty. Zjistili, že u skupiny s plochou nohou dosahovalo druhé maximum plantární flexe předonoží vůči zánoží vyšších hodnot oproti skupině s normálně klenutou nohou. Dále zjistili vyšší hodnoty maxima abdukce a addukce předonoží oproti zánoží v transversální rovině a vyšší hodnoty maxima vnitřní rotace zánoží vzhledem k tibii v transversální rovině a everze v rovině frontální. Tyto výsledky podporují dřívější poznatky o nadměrné pronaci v subtalárním kloubu u osob s plochou nohou během chůzového cyklu. Tento faktor může zvyšovat riziko úrazu nohy z přetížení.

V hlezenním kloubu jsme dále zjistili vyšší hodnoty maxima plantární flexe ve fázi postupného zatěžování u skupiny s mírně valgózním postavením palce oproti skupině s mírně varózním postavením palce. K obdobnému závěru došli také Janura, Cabell, Svoboda, Kozáková a Gregorková (6), kteří zkoumali vliv juvenilní formy hallux valgus na změnu kinematických parametrů dolní končetiny během chůzového cyklu. Díky excentrické kontrakci m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. peroneus tertius ve fázi postupného zatěžování se noha pomalu dostává do kontaktu s podložkou. Nadměrná plantární flexe v této fázi může být dle Janury a spol. (6) způsobena poruchou koaktivace výše zmíněných svalů, které zároveň ovlivňují stabilitu hlezenního kloubu.

Levinger a spol. (7) uvádějí, že u osob s plochou nohou dochází k nadměrné pronaci v subtalárním kloubu při chůzi, což by vysvětlovalo vyšší hodnoty vnitřní rotace kolenního kloubu v transversál-

ní rovině. V našem výzkumu jsme ale hodnotili pouze celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v transversální rovině. U skupiny s typem nohy na rozhraní normální a ploché dle Srdečného jsme zjistili větší rozsah pohybu kolenního kloubu v transversální rovině oproti skupině s normálně klenutou nohou.

V sagitální rovině dosahovalo maximum flexe kolenního kloubu na konci švihové fáze vyšších hodnot u skupiny s vysokou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s normálně klenutou nohou. Podle Riegerové, Přidalové a Ulbrichové je osa subtalárního kloubu u vysoké nohy ve více vertikálním postavení, čímž dochází k menší pronaci v subtalárním kloubu, menší vnitřní rotaci bérce, a tím i menší flexi v kolenním kloubu. V naší práci jsme naopak zjistili vyšší hodnoty maxima flexe v kolenním kloubu na konci švihové fáze u skupiny s vysokou nohou. Vyšší hodnoty maxima flexe v kolenním kloubu mohou být způsobeny kompenzační nedostatečnou pronací v subtalárním kloubu u vysoké nohy nebo vyššími hodnotami maxima flexe kyčelního kloubu během švihové fáze. Podle Whittla vyplývá flexe v kolenním kloubu z flexe v kyčelním kloubu, protože se dolní končetina chová jako kyvadlo.

V kyčelním kloubu jsme naměřili větší rozsah pohybu v sagitální rovině u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s normálně klenutou nohou. Statisticky významné rozdíly jsme zaznamenali v hodnotách maxima flexe a extenze kyčelního kloubu. Skupina s normálně klenutou nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiráka dosahovala nižších hodnot maxima extenze a vyšších hodnot maxima oproti skupinám s normálně klenutou nohou 1. a 2. stupně. V dostupných studiích se autoři zabývají především vlivem postavení subtalárního kloubu na pohyb kyčelního kloubu v transversální rovině. Výsledky těchto studií potvrzují, že pronace zánoží způsobuje vnitřní rotaci femuru a naopak supinace zánoží způsobuje zevní rotaci femuru (4, 6, 12) a zjistily, že juvenilní forma hallux valgus ovlivňuje pohyb kyčelního kloubu v sagitální rovině. Autoři došli k závěru, že skupina s juvenilní formou hallux valgus dosahuje nižších hodnot maximální extenze a vyšších hodnot maximální flexe v kyčelním kloubu. Tyto tendence vykazovala v našem výzkumu skupina s tendencí k plochonoží. Podle našeho názoru jsou nižší hodnoty maximální extenze v kyčelním kloubu během stojné fáze kompenzovány právě vyšším maximem flexe v kyčelním kloubu během fáze švihové, zároveň poukazují tyto výsledky na spojení hallux valgus se snížením mediálního oblouku podélné klenby nohy.

Duval, Lamb a Sanderson (4) zkoumali, zda má pohyb v subtalárním kloubu vliv na pohyb pánve v sagitální rovině a postavení bederní lordózy.

Došli k závěru, že postavení subtalárního kloubu má statisticky významný vztah pouze k rotaci v kolenním a kyčelním kloubu. Pronace v subtalárním kloubu způsobuje vnitřní rotaci v kolenním a kyčelním kloubu, zatímco supinace způsobuje zevní rotaci v kolenním a kyčelním kloubu. Studie naznačovala vztah mezi vnitřní rotací kyčelního kloubu a anteverzí pánve a naopak zevní rotací v kyčelním kloubu mezi retroverzí pánve, avšak tyto výsledky nebyly statisticky významné. Na základě našeho měření jsme zjistili větší rozsah pohybu pánve v sagitální rovině u skupiny s tendencí k plochonoží (rozhraní normální a ploché dle Srdečného, plochá noha dle Sztriter-Godunova) oproti skupině s normálně klenutou nohou.

Při analýze pohybu pánve jsme dále zjistili větší rozsah pohybu v transverzální rovině u skupiny s normální nohou 3. stupně dle Chippaux-Šmiřáka oproti skupinám s normální nohou 1. a 2. stupně, zároveň u skupiny s plochou nohou dle Sztriter-Godunova oproti skupině s vysokou nohou. To může být způsobeno větším rozsahem pohybu hlezenního kloubu v transverzální rovině. Podobně popisují pohyb pánve v transverzální rovině i Rose a Gamble (11), kteří poukazují na vztah rotace pánve s flexí a extenzí kyčelního kloubu. Tyto souhyby slouží k prodloužení kroku. Na vztah mezi chodidlem a pánví poukazují rovněž Bendová, Špringrová a Tichý (1), kteří potvrdili vliv tvaru pánve na rozložení tlaků na ploškách nohou ve vzpřímeném postoji.

Pro dosažení přesnějších a podrobnějších výsledků by bylo vhodné doplnit tuto studii o podrobnější výzkum, s cílem eliminovat faktory zkreslující výsledky. Pro stanovení typu nohy využít rentgenových snímků zatížené nohy nebo vedle klasické klinické typologie nohy stanovit funkční typ nohy u každého z probandů. Pro získání podrobných kinematických parametrů klubů nohy a dynamických změn nohy během zatížení při chůzi by bylo vhodné doplnit Full body PlugInGait model o podrobnější model, např. Oxfordský model nohy (Oxford Foot Model). Doplnění tohoto výzkumu o výše uvedené vyšetření a analýzu by mohlo uvést zjištěné tendence do větších souvislostí nohy v rámci celotělového schématu.

### Poděkování

*Tato práce byla vytvořena za podpory výzkumného záměru MŠMT číslo 6198959221 a vnitřního grantu Fakulty tělesné kultury FTK\_2011\_15.*

### LITERATURA

- BENDOVÁ, P., ŠPRINGROVÁ, I., TICHÝ, M.:** Sledování změn rozložení tlaků na ploškách nohou ve vzpřímeném postoji v souvislosti s tvarovými změnami pánve. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2003, č. 4, s. 14-16.
- BÍNOVÁ, A., ŠPRINGROVÁ, I.:** Nové aspekty v metodě Roswithy Brunkow sledováním aktivity vybraných svalů pomocí povrchové EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, č. 2, s.74-81.
- DINSDALE, N.:** How abnormal foot motion can be a major contributor to lower back and pelvic problems. *SportEX dynamics*, 2009, č. 19, s. 11-14.
- DUVAL, K., LAM, T., SANDERSON, D.:** The mechanical relationship between the rearfoot, pelvis and low-back. *Gait and Posture*, 2010, č. 4, s. 637-640.
- GIOTTO, A., SAWACHA, Z., GUARNERI, G., CRISTOFERI, G., AVOGARO, A., COBELLI, C.:** The role of foot morphology on foot function in diabetic subjects with or without neuropathy. *Gait and Posture*, 2013, č. 4, s. 603-610.
- JANURA, M., CABELL, L., SVOBODA, Z., KOZAKOVA, J., GREGORKOVA, A.:** Kinematic analysis of gait in patients with juvenile hallux valgus deformity. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, 2008, č. 3, s. 390-398.
- LEVINGER, P., MURLEY, G. S., BARTON, CH. J., COTCHETT, M. P., MCSWEENEY, S. R., MENZE, H. B.:** A comparison of foot kinematics in people with normal- and flat-arched feet using the Oxford foot model. *Gait and Posture*, 2010, č. 32, s. 519-523.
- LEWIT, K., LEPŠÍKOVÁ, M.:** Chodidlo - významná část stabilizačního systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2008, č. 3, s. 99-104.
- PALAŠČÁKOVÁ ŠPRINGROVÁ, I.:** Akrální koaktivační terapie. Ingrid Palaščáková Špringrová, REHASPRING, 2011.
- PINTO, R. Z. A., SOUZA, T. R., TREDE, R. G., KIRKWOOD, R. N., FIGUEIREDO, E. M., FONSECA, S. T.:** Bilateral and unilateral increases in calcaneal eversion affect pelvic alignment in standing position. *Manual Therapy*, 2008, 13, s. 513-519.
- ROSE, J., GAMBLE, J. G.:** Human walking. Philadelphia: Williams & Wilkins, 2006.
- SOUZA, T. R., PINTO, R. Z., TREDE, R. G., KIRKWOOD, R. N., FONSECA, S. T.:** Temporal couplings between rearfoot-shank complex and hip joint during walking. *Clinical Biomechanics*, 2010, č. 25, s. 745-748.
- TOPPISCHOVÁ, M., ŠNOPLOVÁ, A.:** Funkce nohy. *Bolest*, 2008, č. 2, s. 109-111.
- VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R.:** Kineziologie nohy. Olomouc: Univerzita Palackého, 2009.
- WILKEN, J., RAO, S., SALTZMAN, C., YACK, H. J.:** The effect of arch height on kinematic coupling during walking. *Clin. Biomech.*, 26, 2011, 26, s. 318-323.

Adresa pro korespondenci:

**Mgr. Hana Hájková**  
V Zátíší 546/18  
250 88 Čelákovice

# Respirační komplikace u pacientů po poškození míchy a jejich řešení na spinální jednotce FN Motol

Kříž J., Hlinková Z.

Spinální jednotka při Klinice RHB a TVL 2. LF UK a FN v Motole, Praha, přednosta prof. PaedDr. P. Kolář, Ph.D., primář MUDr. J. Kříž, Ph.D.

## SOUHRN

Poranění míchy vede často k ovlivnění funkce respiračního systému. S vyšší úrovní míšní léze se zhoršuje mechanika dýchání a mohou se objevit respirační komplikace. Kromě respirační insuficience je to především porucha expektorace, riziko aspirace, atelektáza a bronchopneumonie. Klinicky může být patrná snížená compliance hrudní stěny, paradoxní dýchání, ale také hypersekrece bronchů. Pacienti s krční míšní lézí mají často přechodně zavedenou tracheostomickou

kanylu. Důležité je správné načasování dekanylace. V prevenci a při řešení respiračních komplikací má zásadní význam využití pasivních a aktivních technik respirační fyzioterapie.

## KLÍČOVÁ SLOVA

poranění míchy, poruchy dýchání, tracheostomie, respirační fyzioterapie

## SUMMARY

### Kříž J., Hlinková Z.: Respiratory Complications in Patients after Spinal Cord Injury and their Management at the Spinal Cord Unit in University Hospital Motol

Spinal cord injury often leads to respiratory system dysfunction. With higher level lesions, the mechanics of breathing are impaired and respiratory complications may occur. Apart from the respiratory insufficiency patients often have an impaired ability to expectorate, increased risk of aspiration, atelectasis, or bronchopneumonia. Clinical observation shows a marked decrease in

the compliance of the chest wall, paradoxical breathing, and also bronchial hypersecretion. Patients with cervical level lesions often undergo temporary placement of a tracheostomy tube. The timing of the removal of the tracheostomy tube is important. Active and passive respiratory physiotherapy is essential in the prevention and the management of respiratory complications.

## KEYWORDS

spinal cord injury, respiratory complications, tracheostomy, respiratory physiotherapy

Rehabil. fyz. Léč., 21, 2014, č. 1, s. 16–20

## ÚVOD

Po poranění míchy se rozvíjí různě závažná porucha motorických, senzitivních a autonomních funkcí. V jejím důsledku dochází k ovlivnění prakticky všech fyziologických dějů v organismu, včetně dýchání. Míra postižení respiračních funkcí závisí na neurologické úrovni míšní léze a jejím rozsahu. S nižším počtem aktivních in-spiračních a expiračních svalů se snižují dechové parametry. Respiračními komplikacemi jsou nejvíce ohroženi pacienti s krční a horní hrudní kompletní míšní lézí (8). Oslabené dý-

chání vede především k poruchám expektorace s rizikem atelektázy a bronchopneumonie, ale může se projevit i respirační insuficiencí. Na vyšší frekvenci komplikací se mohou také podílet přidružená poranění hrudníku, ale i věk nebo předúrazové respirační poruchy.

## PATOFYZIOLOGIE DÝCHÁNÍ PŘI POŠKOZENÍ MÍCHY

Pacienti s vysokou krční míšní lézí (nad úroveň C4) mají porušenou funkci všech dýchacích svalů, včetně bránice (tab. 1). Výsledkem je neschopnost



spontánní ventilace s potřebou ventilační podpory. V některých případech je inervovaná pouze část bránice a pacienti jsou schopni spontánně ventilovat po určitou dobu. Po vyčerpání svalové aktivity bránice je však třeba opět zajistit ventilační podporu. Standardně je připojení ventilátoru a hygiena dýchacích cest prováděna přes tracheostomickou kanylu.

Pacienti s dolní krční a horní hrudní míšní lézí ventilují převážně pomocí bránice, protože funkce většiny ostatních dýchacích svalů je porušena. Při klidovém dýchání dominuje snížená schopnost nádechu s následným snížením inspiračního objemu. Na něm se podílí i nízký stav bránice vzhledem k nízkému nitrobřišnímu tlaku vlivem ochrnutí břišních svalů. Můžeme pozorovat tzv. paradoxní dýchání. Při nádechu dochází vlivem osamocené aktivity bránice k jejímu posunu kaudálně s následným vyklenutím ochablé břišní stěny tlakem břišních orgánů. Zároveň negativní nitrohrudní tlak způsobuje při ochrnutí mezižeberních svalů vtážení hrudní stěny (1). Paralýza interkostálních svalů rovněž snižuje mobilitu hrudníku se sníženou compliancí. Potíže mohou způsobit i změny polohy. Vleže dochází tlakem břišních orgánů k vyššímu klidovému postavení bránice než v sedě či vestoje, kdy je vlivem gravitace tažena distálně. Supinační pozice tak dovoluje větší rozvinutí bránice (5). U pacientů s poškozením krční nebo hrudní míchy se v poúrazovém období rozvíjí spasticita projevující se na končetinách i trupu. Spasticita svalů trupu negativně ovlivňuje compliance hrudníku a jeho schopnost dechových exkurzí a může tak snižovat dechový objem (3).

Dechové pohyby a proudění vzduchu za normálních okolností slouží i k tomu, že se hlen tvořený v plicích posunuje dýchacími cestami proximálním směrem. K uvolnění hlenu ze stěn dýchacích cest a k jeho následnému transportu dýchacími cestami přispívá také přirozený, běžný pohyb člověka, otřesy a vibrace spojené s chůzí. Ochrnutí výdechových svalů spolu s poruchou mobility hrudní stěny a nedostatečným inspiračním objemem vede k poruše schopnosti efektivního kašle. S lézí krční míchy je spojeno i poškození sympatických nervů s následnou převahou parasympatiky, která v respiračním systému způsobuje zvýšenou produkci hlenu a hyperreaktivitu bronchů. To vše dohromady znesnadňuje bronchiální hygienu s rizikem rozvoje atelektáz a bronchopneumonie (12).

U pacientů s poraněním krční páteře a míchy byla opakovaně prokázána porucha relaxace horního jícnového svěrače (10). Příčina není stále zcela objasněna. Svěrač se nachází v úrovni C5/6, kde bývá nejčastější poranění obratlů, může se tedy jednat o přímé zranění. Na dysfunkci se může také podílet stabilizace krční páteře z předního přístupu nebo zavedená tracheostomická kanyla. Protože je odpovídající relaxace horního jícnového svěrače zásadní pro odstranění sekretu a koordinaci polykání, jeho porucha je pravděpodobným mechanismem aspirace (9). Důsledkem je významně zvýšené riziko rozvoje aspirační pneumonie.

Postižení dechových svalů u pacientů s lézí krční a horní hrudní míchy ovlivňuje negativně také základní prostředek lidské komunikace, řeč. Zvládnutí dostatečné síly a rychlosti proudu vzduchu procházejícího skrz hlasovou štěrbinu tak,

**Tab. 1** Porucha inervace dýchacích svalů podle výšky poranění.

Dýchací svaly	Inervace	Výška poranění			
		Horní C páteř	Dolní C páteř	Horní Th páteř	Dolní Th páteř
Bránice	C3-C5	-	+	+	+
Mm. scaleni	C2-C8	-	+/-	+	+
M. serratus anterior	C5-C7	-	+/-	+	+
Mm. pectorales	C5-T1	-	+/-	+	+
M. latisimus dorsi	C6-C8	-	+/-	+	+
Mm. intercostales	T1-T11	-	-	+/-	+
Mm. levatores costarum	T1-T11	-	-	+/-	+
M. serratus posterior sup.	T1-T4	-	-	+/-	+
M. sternocostalis	T3-T6	-	-	+/-	+
Svaly břišní	T5-L1	-	-	-	+/-
M. quadratus lumborum	T12-L1	-	-	-	+/-
Svaly pánevního dna	S3-S4	-	-	-	+/-

**Legenda:** inervace – míšní segmenty, ze kterých je sval inervován; - = porušená inervace svalů; +/- = částečná inervace svalů; + = neporušená inervace svalů

## PŮVODNÍ PRÁCE

aby bylo možné ho dále modulovat, je v akutní a subakutní fázi náročné pro většinu pacientů. Subjektivně popisují řeč jako náročnou, objektivně si lze všimnout usilovných nádechů v průběhu řeči, nádechy se při řeči objevují ve větší frekvenci. Pokud má pacient zavedenou tracheostomickou kanylu, neprochází vzduch přes hlasovou štěrbinu a pacient ztrácí schopnost mluvit. Částečným řešením je speciální kanyla umožňující tvorbu hlasu, pacient však musí tolerovat její uzavření a mít dostatečnou výdechovou sílu.

Při lézi hrudní míchy je pacient schopen klidového dýchání bez obtíží, mohou se však objevovat obtíže při hygieně dýchacích cest. Porucha aktivní funkce odpovídajících etází mezižeberních svalů a břišního lisu mění dechový stereotyp a omezuje prudký výdech potřebný pro kašel. Mechaniku dýchání ovlivňují i léze v bederní oblasti a léze kaudy, se kterými může být spojena porucha funkce břišních svalů (m. obliquus internus abdominis, m. transversus abdominis, m. quadratus lumborum) a svalů pánevního dna. Pacientům zpravidla nezpůsobují dechové obtíže, porušená funkce pánevního dna se může projevat při kašli a kýčání.

Na poruše stereotypu dýchání se také mohou podílet fraktury žeber, kontuze plic, hemothorax nebo pneumothorax. Často mohou zhoršit dechové parametry i operační zákroky na hrudní páteři.

### KLINICKÉ VYŠETŘENÍ

Při příjmu pacienta s míšním poraněním na spinální jednotku (SJ) je v rámci klinického vyšetření provedeno zhodnocení neurologického stavu podle Mezinárodních standardů neurologické klasifikace míšního poranění (ISNCSCI) (6) a SCIM vyšetření funkční nezávislosti (4). Fyzioterapeut provádí kineziologický rozbor.

U každého pacienta je také třeba vyšetřit respirační funkce. Zaměřujeme se na oslabené dýchání, pohyby bránice, mobilitu a pružnost hrudní stěny, přítomnost paradoxního dýchání, míru zahlenění, schopnost expektorace. Při vyšetření aktivity bránice můžeme pozorovat tzv. Littenův příznak. Jedná se o vlnivý pohyb v axilární čáře v mezižeberních prostorech mezi 7. a 10. žebrem během pomalého plynulého hlubokého nádechu a výdechu. Tento pohyb odráží normální funkci bránice (14). Při hodnocení dechového vzoru je vhodné vyšetřit pacienta v poloze vleže i vsedě, kde se vzor může měnit následkem gravitace. Rovněž se může měnit při různých aktivitách, jako je řeč nebo cvičení. Všimáme si též zapojení akcesorních svalů, jako jsou m. sternocleidomastoideus a mm. scaleni, jejichž aktivita může znamenat nedostatečnou funkci bránice.

Součástí je laboratorní vyšetření a rentgenový snímek srdce a plic. U pacientů s poruchou

respiračních funkcí probíhá monitorace základních kardiorespiračních ukazatelů. V roce 2011 jsme získali grant IGA na hodnocení respiračních ukazatelů u pacientů s míšní lézí, díky kterému standardizujeme vyšetření plicních funkcí u pacientů s krční a horní hrudní míšní lézí. Jedná se o soubor metod funkčního vyšetření plic prováděný v určitých časových intervalech od vzniku léze. Cílem je definovat parametry odhalující časné dysfunkce respiračního systému a předpovídající vznik závažných komplikací.

### TERAPEUTICKÉ INTERVENCE

Vzhledem k tomu, že SJ v Motole není vybavena ventilátory, jsou pacienti s míšní lézí nad čtvrtým krčním obratlem, kteří jsou závislí na ventilační podpoře, hospitalizováni na ARO nebo na oddělení OCHRIP (DIP). Při iniciální respirační insuficienci mají zavedenou tracheostomickou kanylu, přes kterou probíhá umělá plicní ventilace a zároveň toaleta dýchacích cest. V této fázi hraje významnou úlohu respirační fyzioterapie. Jejím úkolem je zlepšit mechaniku dýchání natolik, aby bylo možné pacienta od umělé plicní ventilace trvale odpojit. Pokud dojde k obnově funkce bránice a k hraniční dechové dostatečnosti, je možné pacienta přeložit na SJ.

Pacienti s poraněním dolní krční páteře mají často hraniční ventilační parametry, proto je u nich alespoň zpočátku sledována saturace tkání kyslíkem pomocí pulzního oxymetru. Při poklesu saturace pod 85 % zahajujeme oxygenoterapii brýlemi nebo maskou. Bezodkladně po přijetí pacienta na SJ je také zahájena intenzivní dechová rehabilitace. V prvních dnech hospitalizace na SJ může přechodně dojít ke zhoršení ventilačních parametrů, protože větší mobilizace pacienta během překlada a následné hospitalizace spolu s aktivní rehabilitací vede k uvolnění bronchiálního sekretu z dolních plicních polí a k jeho posunu proximálně.

Velká část těchto pacientů má v akutním stadiu zavedenou tracheostomickou (TS) kanylu. Většinou se jedná o počáteční potřebu ventilační podpory s následnou přetrvávající poruchou expektorace. Vzhledem k výše zmíněné možnosti přechodného zhoršení respiračních funkcí je s výhodou ponechání tracheostomické kanyly pro překlad na SJ.

Při dýchání přes TS kanylu je vyřazena zvlhčovací funkce horních cest dýchacích (HCD), proto je třeba zajistit jejich pravidelné zvlhčování nebulizátorem s inhalačními mukolytiky. Další důležitou součástí péče je pravidelné odsávání bronchiálního sekretu sterilními katétry. Iritace trachey během odsávání bronchiálního sekretu může stimulovat vago-vagální reflex s rozvojem

těžké bradykardie (11). V některých případech může dojít i k srdeční zástavě, proto je třeba u pacientů monitorovat kardiorepirační funkce. Pravidelné výměny TS kanyly se provádějí obvykle každých sedm dní.

V terapii tracheostomovaného pacienta hraje opět významnou roli respirační fyzioterapie, jejíž prioritou je zlepšení dechových funkcí. Na jedné straně je to zvýšení dechového objemu k zajištění dostatečné saturace tkání, na straně druhé posílení výdechu a výdechové rychlosti k obnovení schopnosti samostatně odkašlat. Při zavedené TS kanyle pomůže respirační fyzioterapie snížit četnost odsávání a minimalizovat nepříjemné vjemy spojené s odsáváním tím, že vhodně zvolenou cílenou terapií umožní lepší posun hlenu dýchacími cestami z plic proximálně a usnadní tak jeho odsátí. Pokud se klinický stavlepší natolik, že pacient má dostatečnou svalovou sílu k expektoraci, je možné tracheostomickou kanylu odstranit. Vzhledem k porušenému mechanismu kašle pro neschopnost uzavření epiglottis při zavedené TS kanyle, je obtížné nastavit správné načasování jejího odstranění. Důležitá je úzká spolupráce lékaře a fyzioterapeuta. Před odstraněním kanyly je třeba provést endoskopické vyšetření HCD ORL lékařem k vyloučení stenózy trachey nad zavedenou kanylou. U některých pacientů je třeba z důvodů přetrvávající závažné poruchy expektorace nebo stenózy trachey TS kanylu ponechat. Jejich blízcí jsou poučeni o způsobu výměny kanyly a odsávání bronchiálního sekretu s použitím pomůcek, které jsou předepsány ORL lékařem.

Pacienti s krční a hrudní míšní lézí bez zavedené TS kanyly zvládají klidové dýchání, ale mohou mít hraniční poruchu expektorace. Při narušení mechanismu kašle se tento stává neefektivní nebo částečně efektivní. V takovém případě není možné vykašlat všechnen hlen, dochází k jeho stagnaci a pacient je ohrožen vznikem závažných komplikací, a to při jakékoli infekci dýchacích cest (5). Přítomnost nadbytečného hlenu zároveň způsobuje přetrvávající dráždění tusigenních zón a pacient se fyzicky vyčerpává opakovanou snahou odkašlat. Zde má opět zásadní význam řízená dechová rehabilitace. Důležitou roli v prevenci komplikací mají i pravidelné kontroly lékaře, zahrnující především poslechový nálezn doplněný o laboratorní a zobrazovací metody, které umožní včas zachytit rozvíjející se respirační infekci. Pouze intenzivní cílená terapie může u těchto pacientů předejít rychle se rozvíjející respirační insuficienci.

### RESPIRAČNÍ FYZIOTERAPIE

Cílem respirační fyzioterapie je zlepšení ventilace a prevence vzniku nebo recidivy dechových obtíží.

Prostřednictvím aktivních a pasivních technik se proto snaží pomoci uvolnění hlenu z plic a jeho posouvání dýchacími cestami posílit dechové svaly, posílit výdech a zlepšit korekci výdechové rychlosti pro kašel, reedukovat souhru dechových svalů, udržet nebo zlepšit pohyblivost a pružnost hrudníku, to vše s co největší aktivitou samotného pacienta.

Pasivní techniky jsou techniky bez volní aktivity pacienta. Patří mezi ně polohová drenáž, kontaktní dýchání, manuální stimulace při výdechu a ošetření měkkých tkání hrudníku, pletence ramenního a břišního stěny (13). Polohovou drenáží rozumíme cílenou volbu polohy těla tak, aby pacient ventiloval do všech oddílů plic a aby poloha těla napomáhala drenáži hlenu. Poloha vleže na zádech, na břiše, na bocích nebo vsedě také akcentuje pohyby hrudníku a aktivitu dýchacích svalů v různých částech trupu odlišně. V průběhu změny polohy se často uvolňuje hlen ze stěny dýchacích cest a pacient jej pak může lépe odkašlat nebo jej lze odsát skrze TS kanylu. Kontaktní dýchání je technikou vyšetřovací i terapeutickou. Lehkým plošným kontaktem dlaní na hrudníku pacienta můžeme palpačně zjistit, která oblast plic je lépe či hůře ventilována, případně můžeme vnímat fenomény spojené se zahleněním. Manuální kontakt zároveň působí stimulačně a vede pacienta k většímu prodýchání partií pod dlaní terapeuta. Na kontaktní dýchání často navazuje stimulace do výdechu pomocí mírného pružení nebo vibrací.

K udržení pružnosti a mobility hrudníku pro dostatečné dechové exkurze je důležitá péče o měkké tkáně hrudníku a pletence ramenního, udržení nebo zlepšení jejich protažitelnosti a posunlivosti a udržení pohyblivosti kloubních spojení žeber a hrudní páteře.

Aktivní respirační techniky fyzioterapie pracují s dýcháním pod volní kontrolou pacienta. Patří sem autogenní drenáž a aktivní cyklus dechových technik, ve kterém se dle individuálních potřeb pacienta střídá kontrolní dýchání, silový výdech a huffing, cvičení hrudní pružnosti. Při autogenní drenáži začne pacient pomocí klidného řízeného dýchání využívat inspirační rezervní objem a více ventiluje. Silový výdech a huffing jsou techniky nahrazující neefektivní kašel. Pomocí aktivních technik se snažíme odlepit hlen ze stěn dýchacích cest a posunout jej kranálně (13). Pokud pacient cítí dráždění ke kašli nebo terapeut palpačně či poslechově vnímá, že hlen je již posunutý dostatečně proximálně, zařazuje do cyklu huffing. Jedná se o prudký výdech spojený s aktivitou všech dostupných výdechových svalů. Má-li pacient výdechové svaly příliš oslabeny, je možné huffing podpořit manuálním kontaktem terapeuta. Huffing neopakujeme příliš často po sobě, pacient by měl

## PŮVODNÍ PRÁCE

soustředit sílu výdechu do jednoho opakování. Zpravidla po něm zařazujeme klidové dýchání.

Ke zvýšení účinku terapie lze využít pomůcky, které zvyšují odpor při nádechu nebo výdechu. V respirační fyzioterapii na SJ využíváme častěji odpor proti výdechu, který má příznivý vliv na drenáž hlenu z plic a dýchacích cest. Přidáním odporu do výdechu vzniká v dýchacích cestách přetlak (podle anglického termínu Positive Expiratory Pressure se používá zkratka PEP systém). Ten způsobí, že v průběhu výdechu zůstávají déle otevřené i hyperreaktivní bronchy, které mají při usilovném dýchání tendenci ke kolapsu. Pro lepší uvolnění a zprůchoďnění dýchacích cest je výhodný oscilující PEP, např. pomůcky Acapella Choice nebo Flutter. Tyto pomůcky s výdechem vytvářejí vibrace, které se přenášejí na stěny dýchacích cest a pomáhají od stěn uvolnit hlen a lépe ho posouvat proximálně (13).

Pokud je pacient schopen jen neefektivního nebo částečně efektivního kašle, využíváme společně s huffingem i metodu asistovaného kašle, kdy terapeut nebo sám pacient nahrazuje poškozenou funkci břišních svalů manuální pomocí. Po inspirační pauze zároveň s pokusem o zakašláni vytváří manuálním kontaktem prudký tlak ve směru kontrakce břišních svalů, tedy ve směru pohybu žeber při výdechu. Protože při asistovaném kašli dochází vnějším tlakem k prudkému zvýšení intraabdominálního tlaku, je kontraindikován u pacientů s aneurysmem břišní aorty, aortální protézou nebo filtrem ve vena cava inferior (3).

Kromě specifických technik respirační fyzioterapie zde mají své místo nepochybně i všechny metody fyzioterapie pracující na neurofyziologickém podkladě a využívající principy vývojové kineziologie. Do této skupiny metod řadíme například Vojtovu reflexní lokomoci (15), Dynamickou neuromuskulární stabilizaci (7) nebo Bobath koncept (2). Tyto metody vstupují do řízení motoriky a ovlivňují tak dechový stereotyp i mobilitu a pružnost hrudníku.

### ZÁVĚR

Respirační komplikace jsou u pacientů s krční a horní hrudní lézí stále na prvním místě v mortalitě a morbiditě v akutním a postakutním stadiu po zranění. Zlepšená diagnostika a včasná prevence a léčba výrazně snižují riziko jejich rozvoje. Důležitá je intenzivní respirační fyzioterapie. S delší dobou od úrazu riziko respiračních komplikací významně klesá. Nicméně u pacientů s vysokou hrudní a krční lézí musíme počítat s tím, že i lehká infekce HCD může zprogredovat do závažné respirační poruchy i v delším poúrazovém období.

## LITERATURA

1. **ALVAREZ, S. E., PETERSON, M., LUNSFORD, B. R.:** Respiratory treatment of the adult patient with spinal cord injury. *Phys. Ther.*, 61, 1981, 12, s. 1737-1745.
2. **BOBATH, B.:** Adult hemiplegia. Evaluation and treatment, Heinemann, London, 1990.
3. **BROWN, R., DIMARCO, A. F., HOIT, J. D., GARSHICK, E.:** Respiratory dysfunction and management in spinal cord injury. *Respir Care*, 51, 2006, 8, s. 853-868.
4. **ITZKOVICH, M., GELERNTER, I., BIERING-SORENSEN, F., WEEKS, C., LARAMEE, M. T., CRAVEN, B. C. et al.:** The Spinal Cord Independence Measure (SCIM) version III: reliability and validity in a multi-center international study. *Disabil Rehabil.*, 29, 2007, 24, s. 1926-1933.
5. **KANG, S. W., SHIN, J. C., PARK, C. I., MOON, J. H., RHA, D. W., CHO, D. H.:** Relationship between inspiratory muscle strength and cough capacity in cervical spinal cord injured patients. *Spinal Cord*, 44, 2006, 4, s. 242-248.
6. **KIRSHBLUM, S. C., WARING, W., BIERING-SORENSEN, F., BURNS, S. P., JOHANSEN, M., SCHMIDT-READ, M. et al.:** Reference for the 2011 revision of the International standards for neurological classification of spinal cord injury. *J. Spinal Cord Med.*, 34, 2011, 6, s. 547-554.
7. **KOLÁŘ, P. et al.:** Rehabilitace v klinické praxi, Galen, Praha, 2009.
8. **LEMONS, V. R., WAGNER, F. C. Jr.:** Respiratory complications after cervical spinal cord injury. *Spine*, 19, 1994, 20, s. 2315-2320.
9. **MASON, R. J., BREMNER, C. G., DEMEESTER, T. R., CROOKES, P. F., PETERS, J. H., HAGEN, J. A., DEMEESTER, S. R.:** Pharyngeal swallowing disorders: selection for and outcome after myotomy. *Ann. Surg.*, 228, 1998, 4, s. 598-608.
10. **NEVILLE, A. L., CROOKES, P., VELHAMOS, G. C., VLAHOS, A., THEODOROU, D., LUCAS, C. E.:** Esophageal dysfunction in cervical spinal cord injury: a potentially important mechanism of aspiration. *J. Trauma*, 59, 2005, 4, s. 905-911.
11. **PIEPMAYER, J. M., LEHMANN, K. B., LANE, J. G.:** Cardiovascular instability following acute cervical spine trauma. *Cent. Nerv. Syst. Trauma*, 2, 1985, 3, s. 153-159.
12. **REID, W. D., BROWN, J. A., KONNYU, K. J., RURAK, J. M., SAKAKIBARA, B. M.:** Physiotherapy secretion removal techniques in people with spinal cord injury: a systematic review. *J. Spinal Cord Med.*, 33, 2010, 4, s. 353-370.
13. **SMOLÍKOVÁ, L., HORÁČEK, O., KOLÁŘ, P.:** Plicní rehabilitace a respirační fyzioterapie. *Postgraduální medicína*, 3, 2001, 6, s. 522-532.
14. **VISHNU SHARMA, M., ANUPAMA, N.:** Assessment of diaphragm functions. *pulmon.*, 13, 2011, 3, s. 102-107.
15. **VOJTA, V., PETERS, A.:** Vojtův princip. Grada publishing, Praha, 1995.

Adresa pro korespondenci:  
**MUDr. Jiří Kříž, Ph.D.**

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství  
2. LF UK a FN Motol  
V Úvalu 84  
150 06 Praha 5

# Srovnání elektromyografické aktivity vybraných svalů při chůzi po rovině u lidí se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů s lidmi s fyziologickou osou dolních končetin

Krist L., Pánek D., Pavlů D.

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

## SOUHRN

Jedná se o pilotní studii, která se zabývá komparativní analýzou elektromyografické aktivity vybraných svalů dolních končetin při chůzi po rovině mezi probandy se zvýšenou valgozitou v kolenních kloubech a kontrolní skupinou. Studie se zúčastnilo 10 probandů, 7 žen a 3 muži, ve věku 21–27 let. Rozřazení bylo provedeno na základě screeningového vyšetření osy dolních končetin ve frontální rovině, intermalleolární vzdáleností. Pomocní povrchové EMG byly registrovány oboustranně m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis, m. adductor magnus, m. semimembranosus, m. tensor fasciae latae při chůzi po rovině konstantní rychlostí na běžecím trenažéru 3 km/h. Byly hodnoceny normalizované hodnoty zprůměrněných 10 krokových cyklů a zprůměrněných

stojných fází 10 krokových cyklů, výsledky v obou skupinách probandů byly statisticky porovnány. Výsledky ukázaly, že aktivita svalů m. gastrocnemius a m. tensor fasciae latae byla při chůzi v obou hodnocených variantách zvýšená ve skupině probandů se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů. Závěry práce poukazují na možnost cílené fyzioterapeutické intervence u pacientů s počínající valgozitou kolenních kloubů.

## KLÍČOVÁ SLOVA

**elektromyografie, valgozita, kolenní kloub, chůze, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis, m. adductor magnus, m. semimembranosus, m. tensor fasciae latae**

## SUMMARY

**Krist L., Pánek D., Pavlů D.: Comparison of Electromyographic Activity of Selected Muscles during Level Ground Walking at People With and Without Knock Knees**

This pilot study compares electromyographic activity of chosen muscles of lower limb during ground level walking between probands with knock knees and group of people without this issue. The experiment involved 10 probands, 7 women and 3 men, in age from 21 to 27. To determine who belongs to which group were each

proband investigate by intermalleolar distance. By surface EMG were measured these muscles on both legs of each person: tibialis anterior muscle, gastrocnemius lateralis muscle, vastus medialis muscle, adductor magnus muscle, semimembranosus muscle, tensor fasciae latae muscle during ground level walking on treadmill of constant speed 3 km/h. Normalized average values of 10 strides and average values of stance phase of 10 strides were evaluated and then were results of probands from both groups statistically compared. The results showed that activity of gastrocnemius lateralis muscle and tensor fasciae latae muscle was increased

in group of probands with knock knees compared to the second group during gait in both evaluating parameters. Conclusion of the study reveals an option of purposeful physiotherapeutic intervention at patients with knock knees.

### KEYWORDS

electromyography, knock knees, knee joint, gait, tibialis anterior muscle, gastrocnemius lateralis muscle, vastus medialis muscle, adductor magnus muscle, semimembranosus muscle, tensor fasciae latae muscle

Rehabil. fyz. Lék., 21, 2014, č. 1, s. 21–27

### ÚVOD

Zvýšená valgozita kolenního kloubu není pouze kosmetický problém, ale představuje rizikový faktor pro časný rozvoj artrózy kolenního kloubu a poranění vazivového aparátu kolenního kloubu při sportovní činnosti. Výrazná valgozita kolenního kloubu bývá součástí systémových onemocnění, jako například rachitis, může být také vrozenou deformitou, nebo způsobená úrazovým mechanismem. V případě mírné neprogresivní zvýšené valgozity kolenního kloubu se v literatuře popisuje řada příčin. Může být způsobena poruchou posturálního vývoje (13), nadváhou spojenou s hypoaktivitou (5, 10, 22), zvýšenou laxicitou vaziva (17, 21), kontrakturou iliotibiálního traktu a fascia lata (6, 11), zkrácením některých svalů (m. tensor fasciae latae a zevní rotátory kyčelního kloubu), oslabením abduktorů kyčelního kloubu, zejména m. gluteus medius nebo mediálních „hamstrings“ (12) či zvětšením anteverze pánve (25).

Pro posouzení míry valgozity kolenního kloubu je zapotřebí změřit velikost tibiofemorálního úhlu, který vyjadřuje vzájemný vztah femuru a tibie ve frontální rovině (21). Základní a nejpřesnější metoda změření velikosti T-F úhlu se provádí za pomoci RTG snímku, do kterého se následně proloží mechanická a anatomická osa dolní končetiny. Mechanická osa DK popisuje přímku vedenou ze středu hlavice femuru do středu hlezenního kloubu, která by za fyziologické situace měla probíhat středem kolenního kloubu. Pokud probíhá od středu kolenního kloubu laterálně, znamená to, že kolenní kloub se vychyluje do valgozity, tedy mediálně. Mechanická osa se liší od anatomické, která posuzuje T-F úhel vytvořením přímek v místě diafýzy femuru i tibie. RTG snímky se pořizují vestoje v předozadní projekci na dlouhý formát (4, 5, 21).

Posouzení míry valgozity kolenních kloubů lze provést několika dalšími typy neinvazivních měřících způsobů (21):

#### 1. Intermalleolární vzdálenost (distance)

Toto základní screeningové vyšetření k posouzení rozsahu valgozity kolenních kloubů je nenáročné na čas a v klinických podmínkách je nejvyužívanější a nejjednodušší metodou. Provádí se tím způsobem, že se změří vzdálenost mezi

vnitřními kotníky pacienta posuvným měřítkem, který stojí s DKK u sebe tak, aby se jeho kolena lehce dotýkala. Je to však metoda nepřesná, která slouží pouze k rychlému vyšetření. Není standardizovaná a nelze z ní odečíst příčinu vzniku osově deformity dolní končetiny (21).

#### 2. Antropometrická metoda

Metoda byla vytvořena pro monitorování velikosti T-F úhlu v průběhu času a k porovnání výsledku léčby (ortézováním), při které se nezatěžuje tělo RTC zářením. Přesto se uvádí, že je srovnatelně přesná jako měření s pomocí RTG snímku (obr. 1). Metoda spočívá v označení předem daných antropometrických bodů na DKK člověka, jako jsou trochanter major, střed kolenního kloubu – apex patelly, střed hlezenního kloubu – polovina spojnice mezi mediálním a laterálním malleolem. Tyto body se přenesou na čtverečkový rastr, který je umístěn na stěně za stojícím probandem. Poté se změří svislé a vodorovné vzdálenosti jednotlivých bodů od sebe a jejich hodnoty se dosadí do vzorce pro výpočet T-F úhlu (4).

#### 3. „Ap-mal“ parametr

Rozdílem vzdáleností středů kolenních kloubů a kotníků vznikne hodnota udávající míru velikosti T-F úhlu. Udává se, že je vhodnější než IM distance (21). Parametr však není standardizován ani klinicky využíván.

#### 4. Fotografická metoda

Principem této metody je pořízení fotografie stojícího pacienta, na kterém jsou vyznačeny tři antropometrické body bilaterálně na obou DKK. Jsou to body na iliospinále anterioris, apex patelly a střed hlezenního kloubu. Tyto body se na fotografii následně vzájemně propojí a výsledný T-F úhel se změří pomocí úhlooměru (21).

Měření T-F úhlu pomocí goniometru na stojícím či ležícím pacientovi je zatíženo signifikantní chybou, a proto není vhodné (4, 21).

Indikace k chirurgické léčbě není podle *Dungla* (5) přesně definovaná dána, a proto se mezi jednotlivými autory publikací liší. *Petrášová a kol.* (21) doporučují při 6 cm IM distance u dětí zvýšenou pozornost a při nelepším stavu či zhoršení

pacienta indikovat k léčení. Oproti tomu Janíček a kol. (10) považují IM vzdálenost 10-12 cm u dětí věku od 2 do 6 let jako fyziologický nález, který by se měl do věku 10 let spontánně upravit. Dungal (5) podle svých zkušeností indikuje k léčení tehdy, pokud je IM vzdálenost větší než 6 cm.

Pokud je příčinou zvýšené valgozity kolenního kloubu kontraktura iliotibiálního traktu, lze si tuto domněnku snadno ověřit Oberovou zkouškou (6).

Operační léčba pro řešení korekce genu valgum je dobře rozpracována a není předmětem této práce. V rámci konzervativní terapie se doporučuje ortézování a cvičení, které ale není blíže specifikováno, a pokud ano, nepohybuje se v oblasti Evidence base medicine. Snahou této práce je prostřednictvím elektromyografické analýzy nalézt charakteristický vadný pohybový stereotyp, který by bylo možno následně fyzioterapeuticky ovlivnit.

Studie vychází z experimentu, který byl proveden v rámci diplomové práce na UK FTVS v Praze (15). V našem experimentu jsme hodnotili pomocí povrchové elektromyografie svalovou aktivitu vybraných svalů dolních končetin během chůze. Tento pohyb byl vybrán, protože se jedná o základní pohybový vzor ve vertikále, který člověk intenzivně během dne používá, a tudíž může mít výrazný vliv na rozvoj valgózního postavení kolenního kloubu.

## METODY VÝZKUMU

### Charakteristika výzkumné skupiny

Výzkumu se zúčastnilo 10 probandů (7 žen a 3 muži) ve věku od 21 do 27 let, kteří byli v době experimentu bez zdravotního omezení a bez onemocnění pohybového aparátu v anamnéze. Zároveň žádný z nich nebyl vrcholovým sportovcem a nevěnoval se intenzivnímu fyzickému tréninku.

### Charakteristika experimentu

Nejprve byli probandi rozřazeni do dvou skupin podle toho, zda mají či nemají zvýšenou valgozitu kolenních kloubů. Skupinu bez zvýšené valgozity jsme považovali za kontrolní. K tomuto účelu byla využita screeningová metoda měření míry valgozi-

ty kolenních kloubů – intermalleolární vzdálenost (tab. 1). V případě, že se navzájem dotýkala kolena a mezi kotníky byla patrná mezera, pokládal se test za pozitivní a takový jedinec byl zařazen do skupiny se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů. Naopak při dotyku kotníků a mezery mezi koleny byl test negativní a odkazoval do skupiny kontrolní. Následně se provedlo přesnější měření (4), které využívá poměrů mezi vzdálenostmi antropometrických bodů na dolních končetinách a dosazením do vytvořeného vzorce se vypočítala hodnota tibiofemorálního (T-F) úhlu (tab. 2).

### Metodika sběru dat

Elektromyografická aktivita byla snímána pomocí telemetrického 16kanalového povrchového EMG přístroje od firmy Neurodata za současné videomonitorace (obr. 1). Pro měření bylo vybráno šest svalů dolní končetiny bilaterálně: m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis, m. adductor magnus, m. semimembranosus, m. tensor fasciae latae. Aplikace elektrod na jednotlivé svaly byla zvolena podle doporučení (obr. 2) (16). Vzorkovací frekvence byla stanovena na 1500 Hz a pásmová propustnost 5-500 Hz (20). Získaný elektromyografický signál byl následně normalizován k hodnotám maximální volní kontrakce (MVC). Výchozí poloha probanda při měření MVC pro každý jednotlivý sval vycházela z polohy či její modifikace při měření svalové síly dle Kendalla (12).

### Měřené parametry

Pro výzkum byla vybrána chůze po rovině na běhátku s konstantní rychlostí 3 km/h, která trvala tři minuty (obr. 3). Jako hodnocené parametry chůze se určily úsek 10 krokových cyklů a stejná fáze kroku 10 krokových cyklů, která byla stanovena podle definice jednotlivých fází krokového cyklu. To znamená, že počátek stejné fáze byl brán jako první kontakt paty s podložkou a ukončení fáze

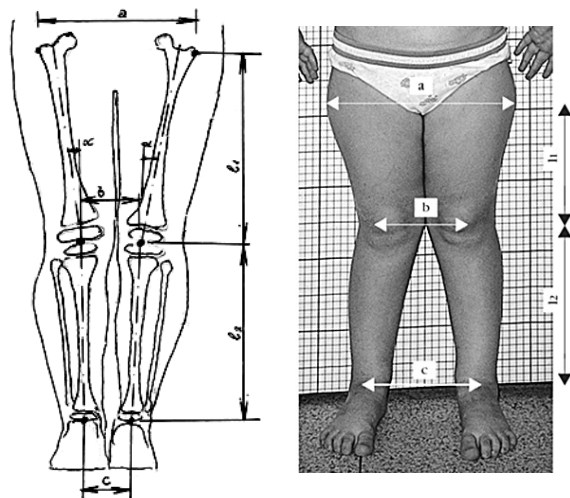
**Tab. 2** Hodnoty T-F úhlu každého probanda měřené pomocí metody Čulíka a Maříka (2002).

Proband č.	Valgozita		Norma		Proband č.
	levá	pravá	levá	pravá	
1	14	14	7,8	7,7	6
2	15,2	14,3	8,4	8,9	7
3	14,3	14,8	6,3	6,7	8
4	12,4	12,3	3,6	3,6	9
5	11,6	11	2,8	2,8	10
<b>Průměr</b>	<b>13,5</b>	<b>13,28</b>	<b>5,78</b>	<b>5,94</b>	<b>Průměr</b>

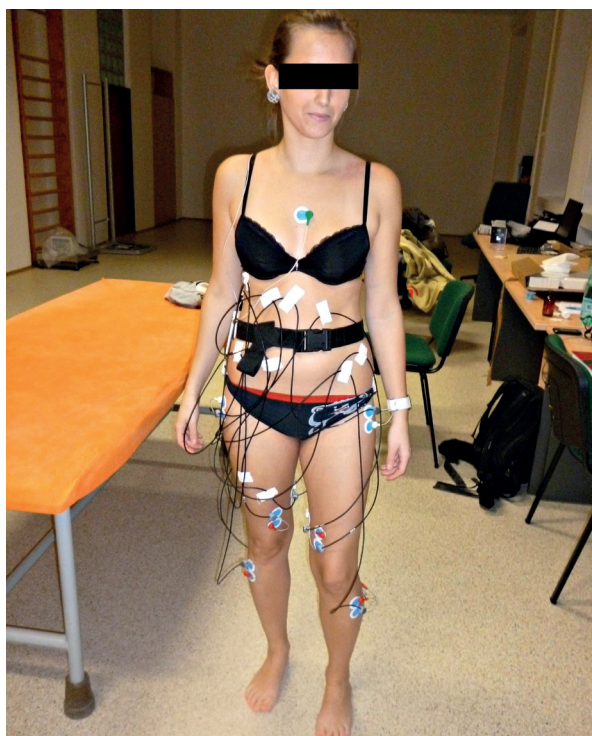
**Tab. 1** Velikosti IMD jednotlivých probandů ze skupiny se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů.

	IMD
1	5,5
2	11,5
3	6,0
4	8,5
5	7,0
<b>Průměr</b>	<b>7,7</b>

## PŮVODNÍ PRÁCE



**Obr. 1** Antropometrická metoda měření T-F úhlu podle Čulíka a Maříka (2002).



**Obr. 2** Názorné umístění elektrod na probandovi.

signalizoval poslední kontakt palce nohy těsně před jeho odlepením od povrchu. Začátek a konec stojné fáze kroku byl vybrán vizuálně pomocí doprovodného videozáznamu společně se signifikantní aktivitou m. tibialis anterior podle průběhu amplitudy jeho elektrické aktivity (26).

### Zpracování a analýza dat



**Obr. 3** Chůze po běžícím pásu po rovině

Pro zpracování naměřeného elektromyografického signálu byl použit program MyoResearch XP Master Edition od firmy Noraxon (obr. 4). Křivka EMC záznamu byla před vlastním hodnocením rektifikována a vyhlazena pomocí střední kvadratické hodnoty. Na takto upravený záznam byla použita analýza „Average activation“. Jako hodnocený parametr zde tedy byla zvolena průměrná amplituda (v jednotkách  $\mu V$ ). Následně byly průměrné amplitudy každého svalu normalizovány k maximální svalové kontrakci (MVC) daného svalu.

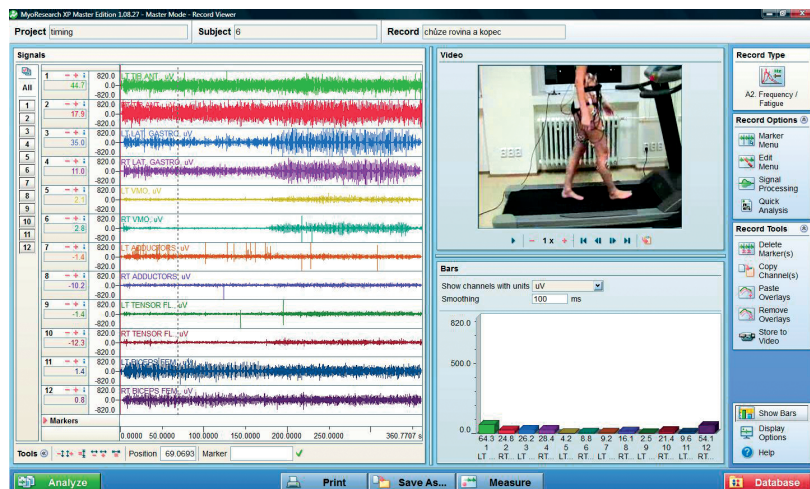
Dále bylo provedeno statistické vyhodnocení získaných normalizovaných hodnot každého svalu všech probandů z obou skupin. Byl použit T-test na hladině 95% významnosti, tedy alfa se rovná 0,05. Hodnocení bylo provedeno zvlášť pro zprůměrněnou hodnotu 10 krokových cyklů a samostatně pro stojnou fázi 10 krokových cyklů u obou sledovaných skupin.

### VÝSLEDKY

Ve studii byl hodnocen rozdíl normalizované elektrické aktivity všech šesti svalů bilaterálně (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis, m. adductor magnus, m. semimembranosus, m. tensor fasciae latae) při chůzi po rovině na běhacím pásu, jak u skupiny probandů s valgozitou kolenních kloubů, tak ve skupině kontrolní. Do hodnocení bylo zahrnuto 10 probandů.

Normalizované hodnoty průměrné amplitudy k MVC byly vypočítány pro každý sval každého probanda v rámci obou měřených skupin. Následně jsme vypočítali aritmetický průměr normalizovaných hodnot průměrné amplitudy každého svalu všech probandů ve skupině s valgozitou, který jsme porovnali s aritmetickým průměrem normalizovaných hodnot průměrné amplitudy každého svalu všech probandů kontrolní skupiny. Pro hodnocený





**Obr. 4** Analýza naměřených dat v programu MyoResearch XP Master Edition.

se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů oproti kontrolní skupině.

Pro hodnocený parametr stejná fáze kroku 10 krokových cyklů byly opět vypočítány normalizované hodnoty průměrné amplitudy k MVC pro každý sval každého probanda v rámci skupiny s valgozitou, který jsme porovnali s aritmetickým průměrem normalizovaných hodnot průměrné amplitudy každého svalu všech probandů kontrolní skupiny. Výsledné hodnoty ukazuje graf 2.

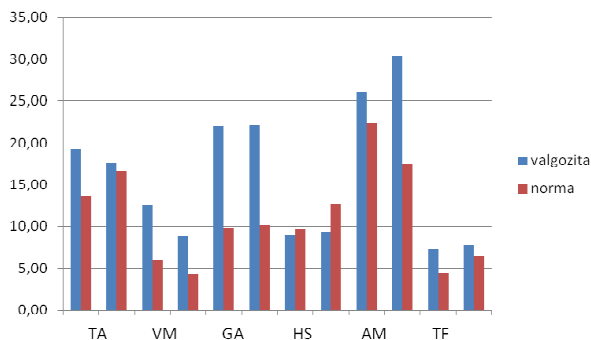
Stejně jako v předchozím případě se pro normalizované hodnoty průměrné amplitudy k MVC každého svalu mezi oběma skupinami při chůzi po rovině aplikoval Studentův T-test.

parametr 10 krokových cyklů vyšlo porovnání mezi oběma skupinami (graf 1).

Pro zjištění, zda-li se mezi oběma skupina objevuje statisticky významná odchylka zvýšené či snížené aktivity svalu během chůze po rovině, se normalizované hodnoty k MVC každého svalu porovnal pomocí statistického Studentova T-testu. Za statisticky významnou odchylku byla brána hodnota „p“, která byla menší než hladina významnosti ( $\alpha=0,05$ ). U hodnoceného parametru 10 krokových cyklů byla tato statisticky významná odchylka patrná u tří svalů, u m. gastrocnemius lateralis bilaterálně a u m. tensor fasciae latae vlevo, kde v případě m. gastrocnemius lateralis sinister byla hodnota  $p=0,011409$ ; u m. gastrocnemius lateralis dexter  $p=0,003778$ ; u m. tensor fasciae latae sinister bylo  $p=0,028031$ . U všech byly tyto hodnoty ve smyslu zvýšené elektrické aktivity svalů probandů skupiny

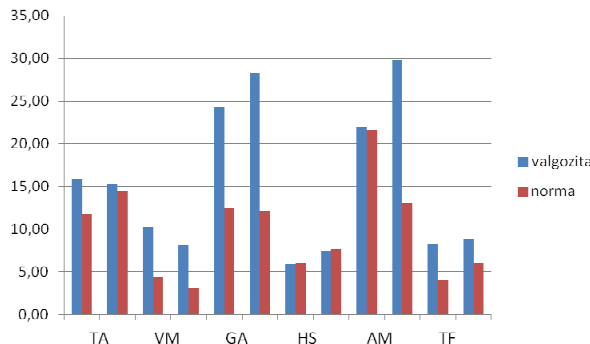
Pro hodnocený parametr stejná fáze kroku 10 krokových cyklů byla statisticky významná odchylka zjištěna u čtyř svalů, konkrétně m. gastrocnemius lateralis bilaterálně a m. tensor fasciae latae bilaterálně. Výsledky hodnot „p“ pro tyto svaly byly: m. gastrocnemius lateralis sinister,  $p=0,001778$ ; m. gastrocnemius lateralis dexter,  $p=0,00223$ ; m. tensor fasciae latae sinister,  $p=0,005743$ ; m. tensor fasciae latae dexter,  $p=0,038129$ . U všech byly tyto hodnoty ve smyslu zvýšené elektrické aktivity svalů probandů skupiny se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů oproti kontrolní skupině.

Ve výsledku lze shrnout, že hodnocený parametr stejná fáze kroku 10 krokových cyklů je citlivější než parametr celých 10 krokových cyklů. Statisticky významná odchylka v rámci porovnání elektrických aktivit svalů byla sice pozitivní pouze u dvou svalů bilaterálně, nicméně u dalších dvou



**Graf 1** Aritmetický průměr normalizovaných hodnot průměrných amplitud svalů (% MVC) všech probandů obou skupin u 10 krokových cyklů.

**Legenda:** TA – m. tibialis anterior, VM – m. vastus medialis, GA – m. gastrocnemius lateralis, HS – hamstrings (mediální část), AM – m. adductor magnus, TF – m. tensor fasciae latae



**Graf 2** Aritmetický průměr normalizovaných hodnot průměrných amplitud svalů (% MVC) všech probandů obou skupin stejné fáze.

**Legenda:** TA – m. tibialis anterior, VM – m. vastus medialis, GA – m. gastrocnemius lateralis, HS – hamstrings (mediální část), AM – m. adductor magnus, TF – m. tensor fasciae latae

## PŮVODNÍ PRÁCE

svalů (m. vastus medialis a m. adductor magnus bilaterálně) je patrné zvýšení elektrické aktivity svalů u skupiny se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů oproti kontrolní skupině.

### DISKUSE

V průběhu našeho experimentu jsme našli odlišné zapojení svalů během chůze mezi jednotlivými skupinami probandů, a to konkrétně vyšší svalovou aktivitu m. tensor fasciae latae a m. gastrocnemius lateralis u skupiny probandů se zvětšenou valgozitou kolenních kloubů. Tento výsledek byl výraznější u hodnocení parametru stejné fáze chůze. To souhlasí s tvrzením (8), ve kterém autoři popisují náhradní mechanismus zapojení m. tensor fasciae latae při stejné fázi chůze v případě nedostatečně silného m. gluteus medius. Tato situace je potvrzena řadou studií, ve kterých se zmiňuje nedostatečná síla abduktorů kyčelního kloubu, zejména m. gluteus medius, ve vztahu k výskytu zvýšené valgozity kolenních kloubů (1, 2, 3, 8, 23).

Zvýšená aktivita m. tensor fasciae latae u probandů s valgozitou kolenních kloubů koresponduje i se skutečností, že tento sval, a potažmo celý tractus iliotibialis, bývá v případě této deformity často terapeuticky ovlivňován, jelikož dochází k jeho zvýšenému napětí až ke kontraktuře (6, 11, 12). V dalších studiích by bylo ale vhodné měření svalů rozšířit o gluteální svaly, zejména m. gluteus medius a m. gluteus maximus, které by vyvrátily či potvrdily výsledky ostatních autorů (18).

Přes většinu studií, zabývajících se vlivem proximálně uložených svalů kolem kyčle na postavení DK ve frontální rovině, se také uvádí, že je zde možnost výskytu dalších svalů a jejich rozdílné aktivity při různých pohybových činnostech majících vztah ke zvýšené valgozitě kolenních kloubů, a proto se také doporučují k dalšímu vyšetření (3). Takovým případem se v našem výzkumu ukázala aktivita m. gastrocnemius lateralis. U skupiny probandů s valgozitou kolenních kloubů se tento sval aktivoval výrazněji více, než-li ve skupině kontrolní. Takový výsledek je předmětem řady otázek. Není jasné, jestli je to kompenzační mechanismus vzniklé situace, nebo právě její příčina. Nicméně lze uvažovat na základě *Véleho* (28) o tvrzení, že lýtkové svalstvo se při stejné fázi DK při chůzi podílí na stabilizaci kolenního kloubu a m. gastrocnemius má snahu zajistit větší stabilizaci kolenního kloubu na úkor proximálně uložených svalů (24). Aktivita m. triceps surae totiž bývá spíše spojována s propulzní funkcí, zvedající celé tělo od podložky dopředu a vzhůru (28). Může to také být vyrovnávací postavení nohy, jelikož u osob s valgozitou kolenních kloubů je častým doprovodným projevem pronace talu (7) a plochonoží (5, 10). Ve studii (30) se ovšem ukázalo, že plochá noha nemá

při chůzi člověka vliv na aktivitu svalů bérce, tato aktivita je podle výzkumu bez rozdílu mezi lidmi bez a s plochonožím. Proto lze předpokládat, že vyšší aktivita m. gastrocnemius lateralis má přímý vztah k problematice valgozity kolenních kloubů vyjádřený v souvislosti s chůzí člověka po rovině i do kopce. Tuto domněnku by bylo možné potvrdit v případě, že by v dalším výzkumu byly měřeny obě hlavy lýtkového svalu, jak mediální, tak laterální, testovalo by se více pohybových činností a výsledky by byly podobné.

Zvýšená aktivita m. vastus medialis ve skupině probandů s valgozitou kolenních kloubů byla v souladu s předchozí studií (19). Probandi svým výzkumem potvrdili hypotézu, že existuje lineární vztah velikosti přípravné aktivity m. quadriceps femoris předcházející dopadu nohy na podložku „landing“ s rozsahem valgozity kolenního kloubu. V našem případě k tomuto jevu nedošlo, svalová aktivita byla mezi skupinami srovnatelná. V návaznosti na tuto informaci by bylo vhodné znát ještě amplitudu svalové aktivity během chůze i pro m. vastus lateralis, jelikož se uvádí, že obnovou koordinace stehenního mediálního a laterálního svalstva v případě jejich dysbalance by se měla snížit velikost valgozity kolenního kloubu, a tak snížit riziko možného poranění předního zkříženého vazů (19). Jako v případě adduktorů se neukázala statisticky významná hodnota, ale můžeme pozorovat vyšší aktivitu tohoto svalu ve skupině se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů.

### ZÁVĚR

Cílem této diplomové práce bylo porovnat elektrickou aktivitu vybraných šesti svalů dolní končetiny bilaterálně (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis, m. vastus medialis, m. adductor magnus, m. semimembranosus, m. tensor fasciae latae) pomocí povrchové elektromyografie mezi skupinou probandů se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů a skupinou probandů bez valgozity kolenních kloubů měřených při chůzi po rovině a do kopce na běžícím pásu. Kromě měřeného úseku celých deseti krokových cyklů se vyhodnotila ještě stejná fáze každého kroku stejného rozsahu. Na základě prostudované literatury se předpokládalo, že dojde k určitému rozdílu v elektrické aktivitě jednotlivých svalů mezi skupinami probandů.

Výsledky ukázaly, že aktivita svalů m. gastrocnemius a m. tensor fasciae latae byla při chůzi v obou hodnocených variantách zvýšená ve skupině probandů se zvýšenou valgozitou kolenních kloubů. Přestože se jednalo o pilotní studii s omezeným počtem probandů, je zřejmé, že získané závěry poukazují na možnost cílené fyzioterapeutické intervence u pacientů s počínající valgozitou kolenních kloubů.

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

*Program rozvoje vědních oblastí na Univerzitě Karlově P38.*

## LITERATURA

1. **BOLING, M. C., PADUA, D. A., CREIGHTON, R. A.:** Concentric and eccentric torque of the hip musculature in individuals With and without patellofemoral pain. *Journal of Athletic Training*, 44, 2009, 1, s. 7-13.
2. **CARCIA, CH., EGGEN, J., SHULTZ, S.:** Hip-abductor fatigue, Frontal-plane landing angle, and excursion during a drop jump. *Journal of Sport Rehabilitation*, 14, 2005, s. 321-331.
3. **CASHMAN, G. E.:** The effect of weak hip abductors or external rotators on knee valgus kinematics in healthy subjects: A systematic review. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21, 2012, s. 273-284.
4. **ČULÍK, J., MAŘÍK, I.:** Nomogramy pro určování tibiofemorálního úhlu. *Pohybové ústrojí*, 9, 2002, č. 3+4, s. 81-89.
5. **DUNGL, P.:** Ortopedie. 1. vyd., Praha, Galén, 2011. 1280 s. ISBN 80-247-0550-8.
6. **ESPANDAR, R., MORTAZAVI, S. M. J., BAGHDADI, T.:** Angular deformities of the lower limb in children. *Asian Journal of Sports Medicine*, 1, 2010, 1, s. 46-53.
7. **GROSS, J. M., FETTO, J., ROSEN, E.:** Vyšetření pohybového aparátu. Praha, Triton, 2005. ISBN 80-7254-720-8.
8. **HEINERT, B. L., KERNOZEK, T. W., GREANY, J. F., FATER, D. C.:** Hip abductor weakness and lower extremity kinematics during running. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17, 2008, s. 243-256.
9. **JACOBS, C. A. UHL, T. L., MATTACOLA, C. G., SHAPIRO, R., RAYENS, W. S.:** Hip abductor function and lower extremity landing kinematics: Sex differences. *Journal of Athletic Training*, 42, 2007, 1, s. 76-83.
10. **JANIČEK, P. a kol.:** Ortopedie. Brno, Vydavatelství Masarykovy univerzity, 2001. ISBN 80-210-2535-2.
11. **KARSKI J., KAŁAKUCKI J., KARSKI T., MATUSZEWSKI L.:** Genua valga and subluxation of patello-femoral joint - contracture of tractus iliotibialis in the development of these deformities. Easy operative procedure as a very early preventive program against arthrosis of patello-femoral joint (next observation). *Pohybové ústrojí*, 14, 2007, 3-4, s. 303-304. ISSN 1212-4575.
12. **KENDALL, F. P. et al.:** Muscles, testing and function with posture and pain. 5th Edition. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2005. ISBN 0-7817-4780-5.
13. **KOLÁŘ, P.:** Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatrie pro praxi*, 3, 2002, s. 106-109.
14. **KOLÁŘ, P. a spol.:** Rehabilitace v klinické praxi. Praha, Galén, 2009. ISBN 978-80-7262-657-1.
15. **KRIST, L.:** Sledování svalové aktivity při chůzi u pacientů s valgózním postavením kolenních kloubů. Diplomová práce, Praha, Univerzita Karlova v Praze, FTVS, 2013, vedoucí práce David Pánek.
16. **KROBOT, A., KOLÁŘOVÁ, B.:** Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci. Univerzita Palackého v Olomouci, 2011, 82 s. ISBN 978-80-244-2762-1.
17. **MAŘÍK, I. a kol.:** Deformity dolních končetin u dětí: diagnostika, monitorování a léčení. *Vox Pediatrice*, 10, 2010, 7, s. 16-20.
18. **O'SULLIVAN, K., HERBERT, E., SAINSBURY, D., MCCREESH, K., CLIFFORD, A.:** No difference in gluteus medius activation in women with mild patellofemoral pain. *Journal of Sport Rehabilitation*, 21, 2012, s. 110-118.
19. **PALMIERI-SMITH, R. M., WOJTYŚ, E. M., ASHTON-MILLER, J. A.:** Association between preparatory muscle activation and peak valgus knee angle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 2008, 6, s. 973-979. ISSN 1050-6411.
20. **PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.:** Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16, 2009, 4, s. 177-180. ISSN 1211-2658.
21. **PETRÁŠOVÁ, Š., ZEMKOVÁ, D., MAŘÍK, J.:** Vývoj tibiofemorálního úhlu u českých dětí ve věku od 4 do 11,9 let. *Antropometrická studie. Pohybové ústrojí*, 19, 2012, 1-2, s. 63-73.
22. **RAHMANI NIA, F., DANESHMANDI, H., IRANDOUST, K. H.:** Prevalence of genu valgum in obese and underweight girls. *World Journal of Sport Science*, 1, 2008, 1, s. 27-31. ISSN 2078-4724.
23. **REIMAN, M. P., BOLGLA, L. A., LORENZ, D.:** Hip function's influence on knee dysfunction: A proximal link to distal problem. *Journal of Sport Rehabilitation*, 18, 2009, s. 33-46.
24. **SHAPIRO, R., CABORN, D. N. M., NITZ, A. J., MALONE, T. R., NYLAND, J. A.:** The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25, 1997, 3, s. 171-184.
25. **SHULTZ, S. J., NGUYEN, A. D., BEYNNON, B. D.:** Anatomical factors in ACL injury risk. In: HEWETT, T. E., SHULTZ, S. J., GRIFFIN, L. Y. (eds): *Understanding and preventing non contact ACL injuries*, 1st edn. Human Kinetics, 2007, s. 239-258.
26. **SRIVASTAVA, J. A., TEWARI, R. P.:** An electromyography analysis of lower limb muscles for different locomotion activities. *International Journal of Engineering and Technology*, 1, 2012, 3. ISSN 2278-0181.
27. **THIJS, Y., BELLEMANS, J., ROMBAUT, L., WITVROUW, E.:** Is High-Impact Sports Participation Associated with Bowlegs in Adolescent Boys?. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44, 2012, 6, s. 993-998.
28. **VÉLE, F.:** Kineziologie. 2. vyd., Praha, Triton, 2006, 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
29. **WITVROUW, E., DANNEELS, L., THIJS, Y.:** Does soccer participation lead to genu varum? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17, 2009, s. 422-427.
30. **YOON, J. G., YOO, K. T., LEE, J. H., PARK, J. M., MIN, K. O., CHOI, J. H.:** The analysis of Lower Limb Muscle Activity and Motion Analysis according to Normal Foot and Flatfoot during Walking. *Journal of International Academy of Physical Therapy Research*, 3, 2012, 1, s. 345-411. ISSN 2092-8475.

*Adresa pro korespondenci:*

**MUDr. David Pánek, Ph.D.**  
Katedra fyzioterapie FTVS UK  
J. Martího 31  
162 52 Praha 6  
e-mail: panek@ftvs.cuni.cz

# Studie typických změn periferní cirkulace při podávání procedur vakuově-kompresní terapie

Průcha J.<sup>1</sup>, Klapalová A.<sup>2</sup>, Volejník V.<sup>2</sup>, Ticháček J.<sup>1</sup>, Hána K.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Společné pracoviště Fakulty biomedicínského inženýrství ČVUT a 1. LF UK, Praha

<sup>2</sup> Hamzova odborná léčebna, Luže - Košumberk

## SOUHRN

S cílem exaktně ohodnotit charakteristický vliv fyzikálně-léčebných procedur vakuově-kompresní terapie (VCT) na periferní cirkulaci byla na akru léčené končetiny v průběhu aplikací VCT prováděna měření perfuzního indexu. Současně byla prováděna elektropletyzmozografická měření změn objemu nepulzující složky krve v léčené končetině a oximetrická měření saturace arteriální krve v této končetině. Do studie bylo zařazeno 44 pacientů, kterým bylo podáno celkem 292 procedur VCT. Pro všechny tři monitorované diagnostické veličiny byl ze všech 292 podaných procedur vypočten časový průběh střední hodnoty, tedy časový průběh střední hodnoty všech realizací, který lze považovat za projev typického, tedy charakteristického vlivu VCT na sledované veličiny. Výsledek ukazuje, že VCT podávaná dle současných zvyklostí (využití předprogramovaných procedur) a současnými přístroji (Extremiter® 2010, edice Better Future, výrobce Embitron s.r.o., Plzeň) příznivě ovlivňuje perfuzní index měřený na léčené končetině. Tento ukazatel prokrvení vlivem podání procedury VCT roste, přičemž na jeho časovém průběhu je v době

trvání procedury jasně patrný vliv cyklicky se střídajícího přetlaku a podtlaku, působícího na léčenou končetinu. Z toho lze usuzovat na významný vliv VCT na zlepšování prokrvení léčené končetiny. Zároveň bylo zjištěno, že pro procedury VCT je typický i určitý mírný nárůst objemu končetiny způsobený zvětšením objemu nepulzující složky krve. Tento nárůst objemu, pokud zůstává v průměrném intervalu, může zřejmě dále přispívat k trofotropnímu účinku VCT. Hodnoty saturace arteriální krve kyslíkem nenesou statisticky významné známky charakteristického ovlivňování procedurou VCT. Získané výsledky podporují klinicky známou zkušenost významného vlivu VCT na léčbu poruch periferního prokrvení v řadě lékařských indikací. V důsledku lepšího poznání mechanismů působení VCT lze však předpokládat i další zvyšování účinnosti této metody i její metodické a přístrojové zdokonalování.

## KLÍČOVÁ SLOVA

**vakuově-kompresní terapie (VCT), perfuzní index, elektropletyzmozografická měření, periferní prokrvení**

## SUMMARY

**Průcha J., Klapalová A., Volejník V., Ticháček J., Hána K.: A Study in Typical Changes of Peripheral Circulation during Application of Vacuum-Compression Therapy**

In order to precisely evaluate the characteristic influence of physical-therapy procedures of vacuum-compression therapy (VCT) on peripheral circulation the authors measured the perfusion index in the course of VCT application on the acral part of the treated extremity. At the same time the electroplethysmography measurements of the changing volume of non-pulsating component of blood in the treated extremity and ox-

metry measurements of arterial blood saturation in the same extremity.

Forty four patients were included in the study and a total of 292 VCT procedures were applied. For all three diagnostic values the authors calculated time course of the mean values for all 292 procedures applied, i.e. the time course of the mean values of all realizations, which can be considered as a manifestation of typical, therefore characteristic influence of VCT of the values under observation. The result indicate that VCT applied according to the present usage (the application of pre-programmed procedures) and presently used equipment (Extremiter® 2010, edition Better Future, produced by Embitron Ltd., Pilsen, CZ) favorably influences perfusion

index measured on the treated extremity. This perfusion index increases under the influence of VCT procedure whilst periodic changes of overpressure and underpressure affecting the treated extremity become obvious in the course of the procedure.

Consequently, an important influence of VCT on improving perfusion in the treated extremity can be gathered from the results. At the same time there is typically a mild increase of volume of the extremity related to VCT procedures, caused by increase volume of non-pulsating blood component. This increment of volume, if maintained during an appropriate interval can possibly contribute to a trophotropic influence of VCT. The values of oxygen saturation of arterial blood do not

appear to be significantly influenced by the VCT procedure. The results obtained support clinical experience of a significant influence of VCT in the therapy of peripheral perfusion disorders in various medical indications. In consequence of better knowledge of mechanisms in which VCT acts, further increase of efficiency of the method can be presumed as well as sophistication of the method and related equipment.

#### KEYWORDS

**vacuum-compression therapy (VCT), perfusion index, electroplethysmography measurement, peripheral perfusion**

*Rehabil. fyz. Léč., 21, 2014, č. 1, s. 28-37*

## ÚVOD

Vakuově-kompresní terapie (VCT) není metodou, která by byla založena převážně na empirii. Naopak, od počátku jejího moderního přístrojového lékařského uplatňování byla VCT pečlivě studována z hlediska její biofyzikální podstaty a jejích fyziologických účinků (42). V posledních 20 letech byla v České republice i v dalších zemích publikována nejen řada prací klinického charakteru, potvrzujících její léčebnou účinnost (např. 1, 4, 5, 9, 10, 11, 12, 16, 18, 21, 22, 23, 24, 29, 30, 32, 33, 38, 39), ale i práce, které úspěšně objektivizovaly její léčebné efekty experimentálně a tak zároveň účinně přispívaly ke zdokonalení této metody (8, 14, 15, 26, 27, 28, 31, 38, 41).

Předložená práce využívá monitorovacích diagnostických možností soudobých přístrojů pro VCT, díky nimž je možno během podávání procedury operativně a v reálném čase sledovat vývoj

perfuzního indexu PI (6, 7, 13, 20, 25, 45), změny saturace arteriální krve kyslíkem ( $SpO_2$ ) a změny objemu nepulzující složky krve v končetině ( $\Delta V$ ). Tyto technické možnosti dovolují objektivně ocenit průběh každé podávané procedury a případně ještě v jejím průběhu korigovat léčebné parametry procedury s cílem maximalizace léčebných efektů VCT. Získaná data lze též ukládat do databáze a následně je i mimo reálný čas statisticky a výpočetně zpracovávat. V naší studii byla zvolena právě tato cesta.

## MATERIÁL A METODIKA

Studie byla provedena v roce 2012 v Hamzově odborné léčebně v Lužích - Košumberku. Do studie bylo zařazeno 44 pacientů s následujícími diagnózami (tab. 1).

Pacientům byly podávány procedury VCT s obvyklými předprogramovanými léčebnými pa-

**Tab. 1** Přehled pacientů zařazených do studie.

Diagnóza	Počet pacientů
Posttraumatické stavy (fraktury, osteosyntézy, distorze, luxace, kontuze)	12
Periferní parézy s účastí cirkulace vč. diabet. senzomot. polyneuropatie	8
ICHDK, PA(O)D	8
Algodystrofický syndrom	7
Degenerativní onemocnění pohybového aparátu (zvl. gonartróza)	3
Vertebrogenní alogický syndrom (2x ischialgia, 1x sy. cervicobrachialis)	3
Otoky končetiny v souvislosti s lymfovenózní insuficiencí	2
Akrocyanóza	1

## PŮVODNÍ PRÁCE

rametry přetlaku a podtlaku a dobami trvání těchto periodicky se střídajících fází VCT. V jedné léčebné sérii bylo podáváno průměrně 7 procedur, jejichž parametry nebyly během série nikterak modifikovány. Nebylo tedy využíváno technických možností zpětnovazebního řízení v podobě modifikací a úprav parametrů léčebné procedury, tedy řízení typu „on-line“ probíhajícího v reálném čase procedury s účastí operátora – zdravotníka. Byla však monitorována a automaticky databázově zaznamenávána odezva pacientovy léčené periferie týkající se změny objemu nepulzující složky krve v končetině, perfuzního indexu a saturace arteriální krve kyslíkem. V dané studii bylo podáno celkem 292 procedur. Jelikož se naše studie nezaměřovala ani na jednotlivé diagnózy, ani na jednotlivé pacienty, ale na celkovou evaluaci typického, tedy charakteristického léčebného přínosu vakuově-kompresní terapie v její současné technické podobě, byly všechny podané procedury vyhodnoceny souhrnně. Kromě výchozího semikvantitativního zhodnocení míry očekávaného efektu jednotlivých podaných léčebných procedur VCT byl pro všechny tři monitorované diagnostické veličiny vypočítán časový průběh střední hodnoty ze všech jejich realizací, tedy ze všech podaných procedur.

### VÝSLEDKY

Výchozí fáze vyhodnocení výsledků studie byla zaměřena semikvantitativně: V přístrojové databázi záznamů všech tří sledovaných veličin bylo pro každou jednotlivou podanou proceduru VCT zjišťováno, zda a v jaké míře se během procedury hodnoty těchto diagnostických veličin měnily požadovaným způsobem, to znamená, zda objem končetiny nadměrně nerostl nebo nadměrně neklesal, zda saturace arteriální krve kyslíkem byla dostatečně vysoká a s neklesajícím trendem a zda perfuzní index jednak dostatečně zřetelně reagoval na fáze VCT a jednak celkově vykazoval rostoucí trend. Semikvantitativní hledisko poskytlo výsledky dle tabulky 2.

**Tab. 2** Semikvantitativní hodnocení léčebných efektů u pacientů zařazených do studie.

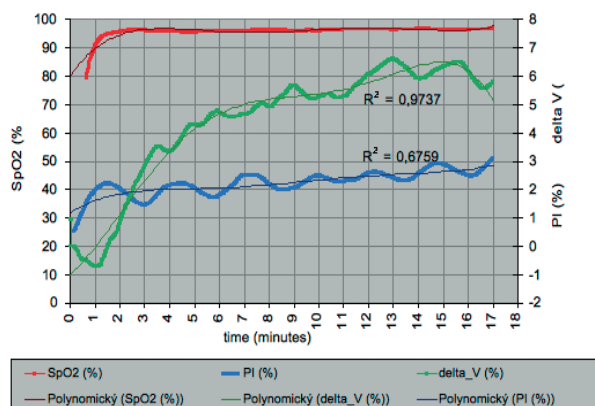
Semikvantitativní hodnocení	Výsledky v %
+++	33
++	47
+ / -	20
--	0
---	0

### Jinak vyjádřeno:

- 80 % podaných procedur má pro končetinu léčeného pacienta významný přínos z hlediska signifikantního zlepšení jejího prokrvení,
- ve 47 % případů bychom však mohli pravděpodobně dosáhnout ještě lepších efektů, pokud bychom podle monitorované okamžité odezvy pacienta na proceduru bezprostředně upravili její parametry (nebo bychom tento úkol svěřili automatické přístroje),
- 20 % podaných procedur nelze vyhodnotit jako jednoznačně a zřetelně přínosných. Na této skutečnosti se však podílely i pohyby pacientovy končetiny ovlivňující snímací sondu, respektive i úplné uvolnění této sondy (její odpadnutí) z končetiny pacienta během procedury. V několika případech jsme z naměřených diagnostických dat dokázali odvodit i nežádoucí efekt částečného zaškrcení léčené končetiny těsnicí manžetou aplikátoru, ke kterému může zcela výjimečně docházet, např. u nevhodně sedícího pacienta, při špatném napolohování aplikátoru, při výjimečných anatomických odlišnostech pacienta nebo při použití zbytečně vysokých hodnot přetlaku.

Druhá fáze vyhodnocení byla již přísně kvantitativní. Pro všechny tři monitorované diagnostické veličiny byl ze všech podaných procedur vypočítán časový průběh střední hodnoty, tedy časový průběh střední hodnoty všech realizací. Tyto střední hodnoty mají význam časově se vyvíjejících aritmetických průměrů, jsou tedy závislé na časovém průběhu procedury (graf 1). Uvedený postup lze též nazvat homogenizací dat. Poněvadž pacientům byly podávány procedury VCT s různou dobou trvání, musel být výpočet omezen na dobu nejkratší podané procedury, tj. na 17 minut. Modrá křivka představuje typický vývoj perfuzního indexu během podávání procedury VCT, zelená křivka představuje typický vývoj změn objemu nepulzující složky krve v končetině během podávání VCT a červená křivka představuje typický vývoj saturace arteriální krve kyslíkem během podávání procedury VCT. Odpovídající tenké plné čáry představují příslušné regresní polynomiální křivky.

Z grafů získaných homogenizací dat je na první pohled patrné, že perfuzní index PI (modrá křivka) během procedury VCT typicky osciluje v rytmu kvaziperiodického střídání přetlakové a podtlakové fáze (důkaz působení VCT) a zároveň vyazuje žádoucí mírně rostoucí trend (důkaz zvyšování nabídky čerstvé krve pro distální část končetiny vlivem VCT). Z typických výchozích hodnot kolem 2 % dosahuje typicky se vyvíjející perfuzní index PI až k hodnotám kolem 3 %. Budeme-li uvažovat jen tento 1% nárůst perfuzního indexu, pak na konci sledovaného časového intervalu procedury VCT (17.



**Graf 1** Časové průběhy středních hodnot monitorovaných diagnostických veličin, získané jako aritmetické průměry ze všech realizací 292 procedur VCT podaných 44 pacientům.

minuta) je v distální části léčené dolní končetiny zvýšena minutová nabídka čerstvé krve přibližně o 300 ml. Přitom uvažujeme, že distální část dolní končetiny, ovlivňovaná aplikátorem VCT, zahrnuje přibližně 500 ml nepulzujícího objemu krve (44) a klidová tepová frekvence je 60 tepů za minutu. Poněvadž během sledovaných 17 minut procedury je z hlediska regrese k průměru růst perfuzního indexu zhruba lineární, znamená to, že průměrný inkrement perfuze v léčené distální části dolní končetiny za celou sledovanou dobu 17 minut podávání VCT činí přibližně 150 ml za minutu. Pro horní končetinu bychom při předpokladu 200 ml nepulzujícího objemu krve v přímo léčené distální části této končetiny (44) dospěli k hodnotě přírůstku 120 ml čerstvé arteriální krve v 17. minutě podávání procedury VCT a k průměrnému přírůstku 60 ml/min. během celých sledovaných 17 minut „průměrné“ procedury.

Uvedené propočty jsme ovšem uskutečnili za předpokladu neměnného nepulzujícího objemu krve v léčené končetině. Naše měření však jasně ukazují, že se objem „průměrné“ léčené končetiny během procedury VCT mírně zvětšuje (zelená křivka na grafu 1). Poněvadž perfuzní index je počítán ze vztahu:

$$PI = \frac{A_{tep}^{DIST}}{V^{DIST} + \Delta V^{DIST} + R} \cdot 100 [\%]$$

kde:

PI[%] je perfuzní index,

$A_{tep}^{DIST}$  je objem čerstvé krve přicházející do léčené části končetiny s každým novým srdečním pulzem (pulzující část objemu krve),

$V^{DIST}$  je nepulzující část objemu krve v léčené distální části končetiny,

$\Delta V^{DIST}$  je přírůstek (+) nebo úbytek (-) nepulzující části objemu krve v léčené distální části končetiny, který byl vyvolán účinkem VCT,

$R$  je chybová složka, vznikající při optickém měření perfuzního indexu remisí optického signálu z kůže, kosti, vaziva a jiných netrofických tkání v místě přiložení měřicí sondy,

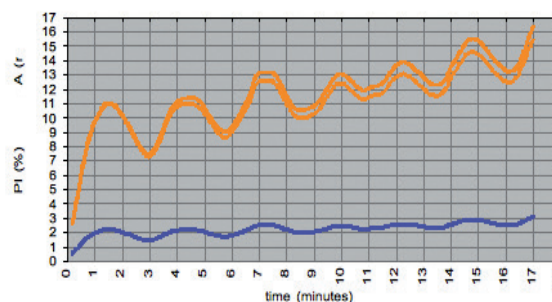
je nutno do přírůstku perfuze zahrnout i změny objemu končetiny, za které je při podávání procedury VCT téměř výlučně odpovědná trofická tkáň (krev). Za podmínky, že chybová složka měření  $R = 0$ , je pak:

$$A_{tep}^{DIST} = \frac{1}{100} \cdot \{PI[\%] \cdot V^{DIST} + PI[\%] \cdot \Delta V^{DIST}\},$$

zatímco dosud jsme uvažovali pouze:

$$A_{tep}^{DIST} = \frac{1}{100} \cdot \{PI[\%] \cdot V^{DIST}\}.$$

Zvětšení objemu nepulzující složky krve v léčené distální části končetiny, vystavené působení procedury VCT, může mít tudíž za následek i další zvýšení perfuze. Výsledek výpočtu časového průběhu střední hodnoty objemu čerstvé krve, přicházející do distální části „průměrné“ léčené



**Graf 2** Časové průběhy středních hodnot tepového objemu krve, dopravované do léčené distální části „průměrné“ končetiny, korigované na zvětšení objemu nepulzující složky krve v končetině vlivem VCT (silná oranžová křivka) a bez korekce (tenká oranžová křivka), ve srovnání s časovým průběhem střední hodnoty perfuzního indexu. Zobrazené veličiny jsou získané jako průměry ze všech realizací 292 procedur VCT podaných 44 pacientům.

## PŮVODNÍ PRÁCE

končetiny s každým srdečním tepem, demonstruje graf 2, ze kterého je dobře patrný postupný růst této pulzující složky krevního toku, přinášející do tkání kyslík a živiny:

V naší studii se přírůstek objemu léčené distální části končetiny - tedy přírůstek objemu nepulzující složky krve v končetině - pohybuje kolem 6 %, což pro průměrnou dolní končetinu představuje 30 ml nepulzující složky zahrnutého objemu krve, a tím i další zhruba 10% nárůst perfuze. Pro horní končetinu je úvaha zcela analogická. Perfuze v léčené končetině může tedy na základě tohoto přírůstku nepulzujícího objemu krve vzrůstat dokonce i při nerostoucím perfuzním indexu. Přírůstek nepulzující složky objemu krve v léčené distální části končetiny může navíc představovat nejen nepulzující objem, který se již nachází ve venózní části řečiště a nemůže tak již předat kyslík, ale případně i určitý objem krve, která dosud nepředala kyslík, neboť se nachází teprve v prekapilární části cévního řečiště, případně přímo v nově otevřených kapilárách a nebo arteriálních kolaterálách. Tato úvaha by mohla vysvětlovat experimentálně doložené prodloužené zvýšení koncentrace a parciálního tlaku kyslíku 15 minut po proceduře VCT (viz Diskuse), zatímco během vlastní procedury tyto změny nebyly zaznamenávány (33). Zde je však nutno zdůraznit, že zmiňovaný výzkum (33) byl uskutečněn před 20 lety s obsolentním typem přístroje, který léčenou končetinu oproti současným přístrojům silně zaškrcoval a omezoval tak volnou výměnu krve mezi periferií a centrem.

Je však zřejmé, že nárůst objemu končetiny lze akceptovat jen při trofotropní léčbě a průběh nárůstu objemu končetiny vlivem nasáté nepulzující složky objemu krve musí probíhat jen v jisté přijatelné míře.

V naší studii představuje tento průběh zelená křivka na grafu 1, vyjadřující charakteristický časový vývoj změny objemu končetiny během procedury VCT. I zde je patrná quasiperiodická reakce na fáze VCT přetlak/podtlak. Především je však zřejmé, že objem končetiny pod vlivem VCT typicky po krátkém poklesu, daném objemovým stlačením distální části léčené končetiny počátečním přetlakem (graf 1), dosti ztlačí roste. Končetina tak postupně dosahuje zvětšení až o 6 % objemu nepulzující složky krve, což pro dolní končetinu představuje již výše zmíněný absolutní přírůstek objemu o velikosti přibližně 30 ml. Ke konci sledované doby podávání procedury tento přírůstek vykazuje ustálený, spíše již klesající trend, který je možným důsledkem samoregulace kapilární cirkulace. Veškeré tyto jevy mají jisté zásadní význam pro zlepšování perfuze léčené končetiny působením VCT a bude jim věnována náležitá pozornost v kapitole Diskuse.

Červeně vyznačená křivka na grafu 1 představuje typický vývoj saturace arteriální krve kyslíkem (neinvasivně měřený pulzní oximetrií). Počáteční náběh této křivky je důsledkem použití frekvenčního Čebyševova filtru 4. řádu, je tedy důsledkem použitého technického řešení a nemá biologický význam. V dalším průběhu procedury můžeme pod vlivem VCT vysledovat již jen velmi mírný, nesignifikantní nárůst této veličiny, která během procedury zůstává spíše konstantní.

## DISKUSE

Studie jednoznačně prokazuje významný vliv VCT na prokrvení končetiny (graf 1). Tento závěr je vysloven na základě měření perfuzního indexu PI. Měření prokrvení je však značně problémovou záležitostí. Prokrvení samo by mohlo být exaktně definováno jako počet otevřených, krví protékajících kapilár na jednotku plochy tkáně či orgánu. Tuto veličinu ovšem nelze přímo zjistit, což nás vede k nutnosti hledat nějakou jinou, zástupnou veličinu, nebo jiný diagnostický postup. Sem patří lékařské posouzení anamnézy pacienta, vizuální hodnocení diagnostikované periférie, kontaktní vyšetření pohmatem či poslechem, včetně jednoduchých i složitých doplňkových akustických metod, chladové testy, pochodové a pohybové testy, zjišťování indexu kotník-paže (tibiobrachiální index, ABI), duplexní sonografie, kontrastní angiografie, MRI -angiografie, CT-angiografie, laserová dopplerovská průtokometrie, pletysmografie končetin, kapilaroskopie, měření transkutánního tlaku kyslíku ( $TcpO_2$ ) a další (3, 17, 19, 37, 38). Pro hodnocení periferního prokrvení bývají uplatňovány i metody nukleární medicíny nebo metody emisní spektrofotometrie (8, 15, 26, 28, 31). Všechny tyto metody však vyžadují aktivní účast lékaře a nelze je proto přístrojově jednoduše automatizovat, popřípadě jsou samy o sobě velmi složité, náročné na přípravu pacienta i na zkušenosti personálu, nebo je nelze realizovat v reálném čase. Zřejmě proto bylo jako součást diagnostického subsystému přístroje pro VCT (Extremiter® 2010, edice Better Future, výrobce Embitron, s.r.o., Česká republika) zvoleno měření perfuzního indexu (PI). Tuto biologickou veličinu lze snímat způsobem shodným se snímáním saturace arteriální krve kyslíkem ( $SpO_2$ ), následné počítačové zpracování získaných primárních signálů je však podstatně složitější. Perfuzní index (PI) obvykle slouží jako veličina kontrolující dostatečnou perfuzi ve tkáni, ve které má být validně měřena saturace arteriální krve kyslíkem (37, 39). Množí se však případy, kdy je perfuzní index využíván samostatně k ohodnocení prokrvení dané oblasti (6, 7, 13, 20, 25, 45).

Perfuzní index vyjadřuje podíl objemu arteriální krve přicházející s každým novým srdečním



tepem ku objemu venózní smíšené krve, stagnující v daném okamžiku v měřeném objemu tkáně, tedy poměr pulzující a nepulzující složky objemu krve. Hodnota se pohybuje od několika desetin do maximálně zhruba 20 %. Perfuzní index je zatížen systematickou chybou nemožnosti přesně ocenit chybovou složku  $R$ , vznikající při optickém měření perfuzního indexu remisí optického signálu z kůže, kosti, vaziva a jiných netrofických tkání v místě přiložení měřicí sondy. Rovněž, jak bylo výše ukázáno, je citlivý na samotné změny nepulzující složky objemu krve. Důležité však je, že jeho periodické změny jsou zcela zřejmým indikátorem vlivu cyklicky se střídající přetlakové a podtlakové fáze VCT a že jeho integrální hodnota za dobu odezvy na jednu periodu VCT bude pro ohodnocení makrovaskulární a do jisté míry i korelující mikrovaskulární perfuze zřejmě validní.

Zjištěný průměrný trend vývoje perfuzního indexu PI, představovaný lineárním přírůstkem dosahujícím ke konci procedury až 1 %, zaznamenaný v naší studii, se na první pohled nezdá být příliš výrazný. Avšak při přepočtu na průměrný přírůstek, vyjádřený pro celou sledovanou dobu 17 minut procedury VCT, představuje pro léčenou distální část dolní končetiny významnou hodnotu kolem 150 ml/min., která je v plném souladu s výsledky dřívějších kvantitativních analýz (41). Ke konci sledované doby trvání procedury VCT činí typický minutový přírůstek nabídky čerstvé okysličené krve pro distální část léčené dolní končetiny dokonce až 300 ml/min. Poměry na horní končetině jsou s ohledem na menší objem horní končetiny proporcionalní. Není proto nejmenších pochyb o vysoce významném vlivu VCT na makrovaskulární perfuzi.

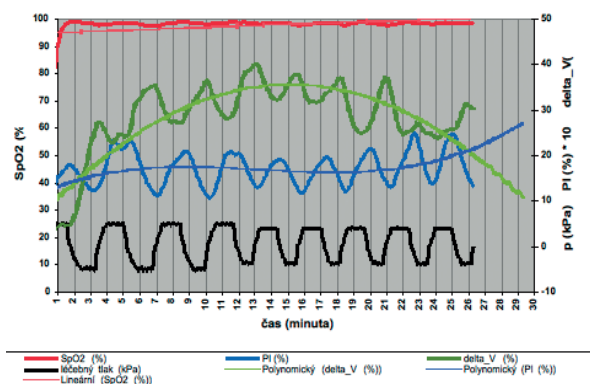
Změny objemu nepulzující složky krve v končetině byly - opět s pomocí zabudované diagnostické monitorovací části přístroje pro VCT - měřeny prostřednictvím pulzní kapacitní pletysmografie. Tato metoda sice velmi přesně měří elektrickou kapacitu mezi povrchem léčené distální části končetiny a pomocnou elektrodou umístěnou vně aplikátoru, ovšem kalibrace těchto měření na absolutní jednotky objemu pro pacienty různých anatomických poměrů a s nesterjním umístěním končetiny v aplikátoru je problematická. Pro naše účely však stačí přibližný odhad absolutní hodnoty, neboť podstatný je trend, čili typické směřování vývoje této veličiny. Z něj je patrné, že pro současné aplikace procedur VCT je charakteristický vzrůst objemu končetiny během procedury, který typicky dosahuje hodnot řádově desítek ml (střední časová hodnota v naší studii 30 ml), ale v některých případech se může pohybovat až kolem 200 ml i více (viz dále). Rovněž byl však patrný určitý samoregulační biologický mechanismus stabilizující a snižující

tento přírůstek objemu (viz průběh zelené křivky na grafu 1), na kterém se zřejmě podílí zvýšení hydrostatického tlaku v intersticiu a rovněž následné snížení kapilární filtrace a zvýšení resorpce.

Nárůst objemu končetiny během procedury VCT je do určité míry nepochybně představován rovněž objemem čerstvé, kyslíkem nasycené krve, která je vlivem VCT soustředěna v prekapilárních rezervoárech cévního řečiště a která bude teprve postupně do kapilár vstupovat, zlepšovat arteriovenózní tlakový gradient a předávat svoji zásobu kyslíku léčeným tkáním. Rovněž může jít o objem krve, která se již nachází v nově otevřených nebo posílených kapilárách. Této skutečnosti nasvědčují i některé dřívější práce (33), prováděné s dnes již zastaralými přístroji, silně zaškrcujícími končetinu při jejím hermetickém těsnění, kdy se saturace arteriální krve kyslíkem  $S_aO_2$ , měřená přímo z krve, začala signifikantně zlepšovat až v době po ukončení procedury VCT. Pak lze právem od jistého zvýšení objemu nepulzující složky krve v končetině očekávat i jisté další zlepšení perfuze. K velikosti přísunu čerstvé krve, schopné předávat kyslík do léčené části končetiny, lze pak dle postupu uvedeného v kapitole Výsledky (graf 2) ještě dále přičítat korekční faktor, který pro střední hodnoty, získané v naší studii, činí v závislosti na změnách objemu řádově až několik procent z přímo měřené hodnoty perfuzního indexu. Maximální nárůst časové střední hodnoty perfuzního indexu není v 15. minutě běhu procedury VCT jen 1%, ale 1,06%

Zdáleka to však neznamena, že by přírůstek objemu končetiny působil vždy jen kladně. Kapilární cirkulace, stimulovaná působením vakuových fází VCT, přirozeně vede ke zvýšené filtraci a snížené resorpci. Tím se v intersticiální tekutině nahromadí osmoticky aktivní metabolity a zvýší se její onkotický tlak - může se začít vytvářet nežádoucí otok. Nasátá krev se navíc nemusí stačit vracet, zvyšuje se tak žilní tlak a ten je zčásti přenesen na venózní konec kapiláry - otok se dále rozvíjí. Zvyšuje se ovšem i hydrostatický tlak v intersticiu, tím se snižuje filtrace, obnovuje se resorpce - otok se stabilizuje nebo zmenšuje - mohou tudíž působit i příznivé samoregulační mechanismy. Důležité je ovšem, aby aplikovaná VCT působila nejen podtlakovou, ale i cyklicky se opakující a dostatečně účinnou přetlakovou fází, během níž je venózní krev eliminována a na venózní konec kapiláry je přenesen nižší tlak eliminovaného venózního řečiště, čímž se zvyšuje resorpce a obnovuje se optimální potenciál využívání léčebných možností VCT. V praxi to znamená nepřipustit větší nárůst objemu končetiny, vakuové fáze střídát s dostatečně intenzivním, ale nikoliv nadměrně velkým působením přetlaku. Přetlak vyšší intenzity vede k nutnosti výraznějšího utěsnění končetiny vyš-

## PŮVODNÍ PRÁCE



**Graf 3** Příklad dosažení dalšího nárůstu perfuzního indexu (modře) v důsledku úpravy léčebných parametrů procedury (černě) - snížení přetlaku a zvláště podtlaku VCT. Měřitko perfuzního indexu PI je pro názornost 10krát zvětšeno, skutečné hodnoty se tedy pohybují mezi 1 % až 3 %. Maximální zvětšení objemu DK (zeleně) ve 13. minutě podávání procedury odpovídá přibližně 200 ml nepulzující složky objemu krve v léčené části končetiny.

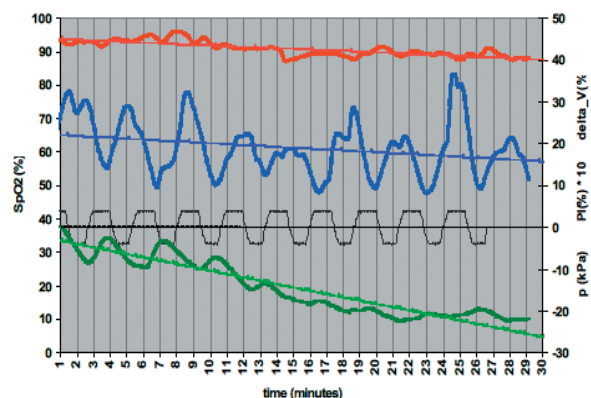
ším tlakem v těsnici manžetě přístroje, což může paradoxně zhoršit odtok venózní krve z končetiny. Je proto nutné spíše volit delší doby cyklického působení fáze přetlaku, případně snížit i samotný podtlak.

Tomuto přístupu odpovídá i následující ilustrace měření během procedury VCT (graf 3), která ukazuje, jak po změně tlakových parametrů, speciálně po snížení podtlaku (z -7kPa na -5kPa) a rovněž i přetlaku (z +5kPa na +4kPa), poklesl nadměrně zvýšený objem končetiny, což následně vyvolalo další potřebný vzrůst perfuzního indexu, který při příliš velkém nárůstu objemu končetin již klesal.

Nadměrné snižování objemu končetiny ovšem může mít rovněž nepříznivý dopad, který ilustruje jiná kazuistika (graf 4).

Zde byl sice rychle eliminován zřetelný otok, ale za cenu trendu ke snižování perfuzního indexu a dokonce i mírného poklesu saturace arteriální krve kyslíkem (možný důsledek zaškrcení končetiny). VCT zde spíše fungovala jako lokální presoterapie aplikovaná na distální části končetiny a nebyl plně využit její trofotropní a perfuzní potenciál.

Skutečně optimální podání procedury VCT by tudíž mělo být spojeno s nalezením individuálního optima mezi vzrůstem a poklesem objemu končetiny indukovaného procedurou VCT, při současném dosažení maximálního trendu vzrůstu perfuzního indexu PI. Saturace arteriální krve by přitom měla zůstat dostatečně vysoká a konstantní, maximálně mohou být přípustné drobné a krátkodobé poklesy vyvolané vyšším stiskem léčené části končetiny proximálně umístěnou těsnicí manžetou, k nimž může docházet výlučně v maximech přetlakové fáze.



**Graf 4** Ilustrace nadměrného a příliš razantního snížení objemu léčené distální části DK (zelená křivka), které má za následek i mírné snížení perfuzního indexu (modrá křivka), ačkoliv cyklický vliv působení VCT a dosahovaná maxima PI (přibližně 4%), jakožto atributy příznivého vlivu VCT, jsou zachovány. Byl však rovněž zaznamenán sice mírný, ale i tak nežádoucí pokles saturace arteriální krve kyslíkem. Z končetiny byl vytlačen objem krve přibližně 100 ml až 125 ml. Pulzující složka krevního toku zřetelně klesá. Pro daného pacienta by bylo nutno použít vyšší hodnoty podtlaku.

V souvislosti s diskutovanými skutečnostmi je vhodné znovu připomenout práci (33), kde autoři bezprostředně po ukončení procedury zjistili dokonce mírně zhoršené hodnoty  $S_aO_2$  a  $p_vO_2$ , avšak při dalším měření pouhých 15 min. po ukončení této procedury obě tyto veličiny významně na vysokých hladinách významnosti  $p=0,002$  a  $p=0,003$  převýšily jejich výchozí hodnotu před léčbou. Nabízí se přirozeně vysvětlení, že během procedury je léčená končetina vystavena určité zátěži (nasátí krve, zvětšení objemu, určité zaškrcení těsnicí manžetou, nepřírozená poloha), avšak brzy po ukončení procedury vliv této zátěže rezultuje ve výrazné a dlouhodobé zlepšení jejího prokrvení. Tato vlastnost je mimochodem atributem i mnoha jiných fyzikálně-léčebných postupů, jako např. užití tepla, chladu, sauny, cvičební zátěže apod. (2, 5, 29, 30, 34) a často vůbec léčby jako takové.

Komplexní hodnocení vlivu VCT zároveň nemůžeme omezovat jen na evaluaci okamžitých změn prokrvení a změn objemu končetiny během procedury. Lze předpokládat, že nasátý volem krve hledá cesty průtoku i v dosud nerozvinutých arteriálních kolaterálách, jakož i v neotevřených kapilárách, čímž vytváří a posiluje průřez celé arteriální a kapilární vaskulatury, případně působí na novotvorbu kapilár (1, 11, 12, 23, 24, 26, 29, 33, 39, 41, 42). Nejen snížení extravazálního tlaku spojené s lepší filtrací kyslíku a látek do tkání, ale i snížení intravazálního tlaku uvnitř cév pak ve spolupráci se zvýšeným objemem krve v cévách, přirozeně na jejich arteriální straně, může přispívat nejen

k okamžitým, ale právě k dlouhodobým efektům VCT (41), představovaným vznikem a rozvojem arteriálního kolaterálního řečiště.

Tkáně vystavené působení VCT jsou navíc působením VCT výrazně aktivovány, a zatímco v klidových tkáních je většina kapilár kolabována a převážná část krve protéká preferenčními kanály z arteriol do venul, v aktivních tkáních se metarterioly a prekapilární sfinktery dilatují. Intrakapilární tlak stoupá, převyšuje kritický uzavírací tlak cév a krev proudí větším počtem otevřených kapilár. V aktivovaných tkáních se rovněž mohou vytvářet vazodilatační metabolity, které přispívají k relaxaci hladké svaloviny metarteriol a prekapilárních sfinkterů. Snad může i klesat aktivita sympatických vazokonstrikčních nervů inervujících hladkou svalovinu.

## ZÁVĚR

Rozsáhlá pilotní studie využila výsledky 292 průběžných měření časového vývoje perfuzního indexu, změn objemu nepulzující složky krve v končetině a změn saturace arteriální krve kyslíkem v končetinách 44 pacientů léčených prostřednictvím procedur VCT. Spektrum indikací bylo velmi široké a zahrnovalo poúrazové stavy, periferní parézy, polyneuropatie – převážně diabetické – ischemickou chorobu dolních končetin, algodystrofické syndromy, gonartrózy, akrocyanózu, nekontraindikované otoky končetin a dokonce i periferní neuropatie vertebrogenní etiologie. Předmětem studie nebylo posuzovat jednotlivé případy, ale zjistit „přůmerný“, charakteristický efekt, vyplývající ze všech 292 podaných procedur. K subjektivnímu hodnocení pacientem ani lékařem se přitom nepřihlíželo. Směrodatnými byly jen objektivní hodnoty sledovaných veličin, měřených přístrojově v průběhu vlastní procedury.

Nejdříve byl prostřednictvím pětistupňového semikvantitativního zhodnocení posouzen výsledek každé ze všech 292 procedur. Výjimečně dobrý efekt byl zaznamenán ve 33 % případů, dobrý efekt ve 47 % případů a hraniční efekt ve zbývajících 20 % případů. Jasně nepříznivé efekty nebyly zaznamenány.

Pro účely ryze kvantitativního hodnocení byly z realizací všech 292 procedur vypočítány časové průběhy střední hodnoty, tedy časové průběhy střední hodnoty všech realizací sledovaných veličin. Takto zprůměrnovaný perfuzní index vlivu VCT během procedury zcela synchronně sledoval léčebné změny tlaku a podtlaku a postupně mírně rostl. Průměrná hodnota za dobu sledovaných 17 minut trvání procedury představovala pro léčenou končetinu významný přírůstek minutové nabídky arteriální krve: Pro dolní končetinu lze tento přírůstek odhadnout na 150ml/min., pro horní

končetinu 60ml/min. Přitom rovněž mírně rostl objem končetiny. Průměrný maximální přírůstek objemu, indukovaný VCT, činil kolem 30 ml, avšak během procedury se tento růst postupně stabilizoval a poté samovolně mírně poklesl.

Růst perfuzního indexu je jednoznačně příznivým efektem VCT. Přírůstek objemu končetiny v mírném stupni může k lepšímu zásobování končetiny kyslíkem a živinami též dále přispívat, neboť může souviset se soustředěním čerstvé krve v prekapilárních rezervoárech cévního řečiště, případně může jít o krev, která se již nachází v nově otevřených nebo posílených kapilárách nebo arteriálních kolaterálách. Výsledky naší studie ukazují, že jistý limitovaný nárůst objemu končetiny, zvláště jako důsledek efektů podtlakové fáze VCT, je během procedury, podávané s cílem účinné podpory perfuze, zřejmě nezbytný. Nekompenzovaná výrazná převaha filtrace nad resorpcí v oblasti kapilární cirkulace však může vést ke vzniku nežádoucího edému, který limituje potenciál příznivých účinků VCT na prokrvení končetiny. Je však pravděpodobné, že se i za této situace projeví jisté, i když omezené léčebné efekty VCT (33), avšak s určitou prolongací (až po ukončené proceduře) a přirozeně i za cenu určitého diskomfortu pacienta, což dnes u současných moderních přístrojů pro VCT ve srovnání s počátky léčby VCT (33) již nelze tolerovat. U pacientů se sklony k otoku a se zhoršeným venózním návratem je tudíž nutno vhodnou volbou velikostí a poměru přetlaku a podtlaku vytvořit podmínky pro účinnou antiedematózní terapii i za cenu snížení kapilární filtrace, tedy za cenu snížení intenzivního nasávání čerstvé krve do léčené distální části končetiny. V praxi by to při léčbě stavů spojených s možností vzniku nežádoucího otoku znamenalo důsledné využívání převahy hodnoty přetlaku nad absolutní hodnotou aplikovaného podtlaku, případně za současného snížení velikosti přetlaku a prodloužení doby působení přetlakové fáze. Vynikající efekt byl zaznamenán též tehdy, kdy byla do problematického průběhu procedury zařazena krátká relaxační fáze, vyznačující se velmi malými hodnotami jak přetlaku, tak i podtlaku, během níž je stagnující nasátá krev z končetiny většinou spolehlivě odvedena a procedura VCT může dále v plné míře uplatňovat svůj maximální trofotropní a perfuzní potenciál (osobní zkušenost autorů – bude publikováno samostatně). Výpočet časových průběhů středních hodnot sledovaných diagnostických veličin ze všech 292 realizací procedury VCT v naší studii však rizika vzniku otoku, jako charakteristického projevu aplikace VCT, nepotvrzuje, neboť typické průměrné zvýšení objemu končetiny, vyvolané zvýšením objemu nepulzující složky krve v léčené části končetiny, činí pouhých 30 ml a průběh perfuzního indexu nejví

## PŮVODNÍ PRÁCE

během procedury žádnou tendenci k poklesu. Při vyhodnocování jednotlivých procedur podávaných v rámci naší studie jsme se však se stavy jisté míry nežádoucího zvyšování objemu léčené končetiny v době podávání procedury přirozeně setkávali.

Co se týká saturace arteriální krve kyslíkem, v naší studii se ukázalo, že z pohledu časového vývoje střední hodnoty této diagnostické veličiny, vypočítané ze všech 292 realizací (procedur), nedošlo k jejímu významnému ovlivnění. Lze sice vystopovat velmi mírný trend růstu této oximetricky neinvazivně snímané veličiny, který však nelze považovat statisticky za významný. Poněvadž se však tato hodnota sama o sobě pohybuje ve vysoce příznivém intervalu kolem 95 % a více, nelze ani nic lepšího očekávat.

Lze shrnout, že studie přispěla k poznání mechanismů působení VCT a jednoznačně potvrdila vysokou účinnost této procedury.

### Poděkování

*Tento příspěvek byl připraven v souvislosti s projektem TA03010920 řešeným v rámci programu „Podpora aplikovaného výzkumu a experimentálního vývoje ALFA 3“ Technologické agentury České republiky.*

### LITERATURA

1. **AKBARI, A., MOODI, H., GHIASI, F. et al.:** Effects of vacuum-compression therapy on healing of diabetic foot ulcers: Randomized controlled trial. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2007, č. 5.
2. **CALTA, J., MACHÁLEK, Z., VACEK, J.:** Základy fyzikální terapie pro praxi. Praha, Reforum, 1994.
3. **GANONG, W. F.:** Přehled lékařské fyziologie (překlad pod vedením prof. MUDr. Jana Hegera). Praha, Galén, 2005.
4. **GHADERI, F., BAGHERI, J.:** Effect of vasotrain in reducing lower limb edema. *Medical Journal of Tabriz University of Medical Sciences*, 2004, č. 60.
5. **GÚTH, A. et al.:** Liečebné metódy v rehabilitácii pre fyzioterapeutov. *Liečreh*, Bratislava, 2004, s. 43-47.
6. **HAGER, H., REDDY, D., KURZ, A.:** Perfusion index – a valuable tool to assess changes in peripheral perfusion cause by sevoflurane. *Anesthesiology*, 99, 2003, s. 593.
7. **HAGER, H., Church, S., Mandalí, G., Pulley, D., Kurz, A.:** The perfusion index measured by a pulse oximeter indicates pain stimuli in anesthetized volunteers. *Anesthesiology*, 101, 2004, s. 514.
8. **HÁNA, K., PRŮCHA J.:** Sborník příspěvků odborné konference na téma „Zpětnovazební řízení vakuově-kompresní terapie“. Praha, Fakulta biomedicínského inženýrství Českého vysokého učení technického v Praze, 2011.
9. **HRDÝ, R.:** Choroby periferních tepen – možnosti prevence a léčby z pohledu rehabilitačního lékaře. *Praktický lékař*, 78, 1998, s. 33-35.
10. **KADEŘÁVKOVÁ, H.:** Léčebně-rehabilitační plán a postup u arteriálního onemocnění cév dolních končetin. Bakalářská práce v oboru fyzioterapie, Lékařská fakulta Masarykovy univerzity v Brně, Brno, 2008.
11. **KARÁSKOVÁ, K., URBAN, J.:** Vakuum-kompresní terapie u seniorů s Ulcus Cruris Venosum. Nemocnice Milosrdných bratří Vizovice a Katedra fyzioterapie Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého, Olomouc, Sborník absolventské konference Katedry fyziologie Fakulty tělesné výchovy UP, Olomouc, 18.-19. 6. 2010.
12. **KARÁSKOVÁ, K.:** Efekt vakuum-kompresní terapie u seniorů s Ulcus Cruris jako součást komplexní terapie. Magisterská diplomová práce. Olomouc, Univerzita Palackého, 2009.
13. **KLODELL, CH. T., LOBATO, E. B., WILLERT, J. L., GRAVENSTEIN, N.:** Oximetry-derived perfusion index for intraoperative identification of successful thoracic sympathectomy. *Ann. Thorac. Surg.*, 80, 2005, s. 467-470.
14. **KOUDELA, K., PITR, K., PRŮCHA, J.:** Měření změn perfúzního indexu při vakuově-kompresivní terapii. XV. sjezd Společnosti rehabilitační a fyzikální medicíny ČLS JEP, Luhačovice, 16.-17. 5. 2008.
15. **KOUDELA, K., PRŮCHA, J.:** Praktická možnost objektivizace změn prokrvení dolní končetiny podrobené léčebnému vlivu vakuově-kompresní terapie. *Rehabilitácia*, 44, 2007.
16. **KUNC, Z.:** Vakuově-kompresní léčba z pohledu rehabilitačního lékaře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2004, č. 4, s. 180-183.
17. **LARIJANI, B., HASANI RANJBAR, S.:** Overview of diabetic foot, novel treatments in diabetic foot ulcer. *DARU*, 16, 2008.
18. **LEISSER, J.:** Lázeňská rehabilitace u pacientů s cévním onemocněním s využitím přírodního léčebného zdroje. *Trendy soudobé angiologie*, svazek 2, 2007, s. 37-38.
19. **LIBIGEROVÁ, K., URBÁNEK, J., TICHÝ, M., ŠTERNBERSKÝ, J.:** Kapilaroskopie u systémových onemocněním pojiva. *Dermatol. Praxe*, 2007; 1(4), s. 157-159.
20. **LIMA, A. P., BEELEN, P., BAKKER, J.:** Use of peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a noninvasive indicator of perfusion. *Crit. Care Med.*, 30, 2002, 6.
21. **MATOUŠEK, P.:** Využití vakuově-kompresní terapie u angiologických a flebologických pacientů. *Praktická flebologie*, 15, 2006, č. 3, s. 56-64.
22. **MATOUŠEK, P.:** Zkušenosti s vakuově-kompresní terapií při léčbě ischemické choroby dolních končetin. *Praktický lékař*, 83, 2003, č. 9, s. 530-531.
23. **McCULLOCH, J. M. Jr., KEMPER, C. C.:** Vacuum-compression therapy for the treatment of an ischemic ulcer. *Physical Therapy*, 73, 1993, č. 3.
24. **NAKLÁDALOVÁ, M.:** Vakuum-kompresivní terapie. Výukový portál Lékařské fakulty Univerzity Palackého, Olomouc, 2010. [http://mefanet.upol.cz/weby/Nakladalova\\_Marie/Profesionalni\\_Onemocneni\\_Hornich\\_Koncetin/prezentace/p4.pdf](http://mefanet.upol.cz/weby/Nakladalova_Marie/Profesionalni_Onemocneni_Hornich_Koncetin/prezentace/p4.pdf)
25. **PINTO LIMA, A., BEELEN, P., AKKER, J.:** Use of peripheral perfusion index derived from the pulse oximetry signal as a noninvasive indicator of perfusion. *Crit. Care Med.*, 30, 2002, 6.
26. **PITR, K., PRŮCHA, J., RESL, V., ZÁHLAVA, J., ZÁBRAN, J.:** Vakuově-kompresní terapie: Hemodynamická metoda fyzikální léčby – pět let výzkumů a zkušeností. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 1, s. 18-32.
27. **PITR, K., TŘEŠKA, V., PRŮCHA, J. et al.:** Einfluss der Zeit zwischen Odemanifestation und Behandlungsbeginn auf den Therapieerfolg bei Patienten mit sekundarem Lymphodem nach chirurgischer Behandlung von Brustkrebs. *OZPMR*, 17, 2007, 2.
28. **PITR, K., ZÁHLAVA, J., PRŮCHA, J.:** Experimentální ově-

ření efektů vakuově-kompresní terapie podávané přístrojem EXTREMITER firmy EMBITRON (CZ) prostřednictvím erytrocytů značených radionuklidem Tc. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 1996, č. 3, s. 103-108.

**29. PODĚBRADSKÝ, J., PODĚBRADSKÁ, R.:** Fyzikální terapie - manuály a algoritmy, Praha, Grada Publishing, 2009.

**30. PODĚBRADSKÝ, J., VAŘEKA, I.:** Fyzikální terapie I. Praha, Grada Publishing, 1998, s. 37-40.

**31. PRŮCHA, J.:** Biofyzikální experimenty objektivizující účinnost vakuově-kompresní terapie při léčbě cévních onemocnění končetin. Odborný seminář Společnosti pro rehabilitační a fyzikální medicínu ČLS JEP, Brno, 9. - 10. 10., 2009.

**32. RITHALIA, S. V. S., GONSALKORALE, M., EDWARDS, J.:** Effects of vacuum-compression therapy on blood flow in lower limbs. International Journal of Rehabilitation Research, 1989, č. 12, s. 320-322.

**33. SAMY, A. K., MACBAIN, G., HUTCHINSON, A. S.:** The use of vacuum-compression therapy on ischemic lower limbs as assessed by changes in venous blood gases and serum lactate. Vascular and Endovascular Surgery, 27, 1993, č. 8.

**34. SPÁČIL, J., SVOBODOVÁ, J.:** Význam rehabilitace u nemocných s klaudikací. Angiologie 2006: Trendy soudobé angiologie, svazek 1, 2006: s. 19-21.

**35. SPÁČIL, J., TÁBORSKÝ, J.:** Klesá počet amputací dolních končetin? Rozhl. chir., 87, 2008, č. 10, s. 531-535.

**36. SPÁČIL, J.:** Dochází u nás k poklesu amputací dolních končetin? SANQUIS, 62, 2009, s. 68.

**37. ŠRÁMEK, B. B., VALENTA, J., KLIMEŠ, F.:** Biomechanics of the cardiovascular system. Praha, Czech Technical University Press, 1995.

**38. ŠTVRTINOVÁ, V. (ed.):** Choroby ciev (učebnice angiologie). Bratislava, Slovac. Academic Press, 2008, s. 258-262.

**39. ŠTVRTINOVÁ, V., PREKOPOVÁ, E., BOŽEK, L. et al.:** Vakuově-kompresní terapie - nová naděje pro diabetiky. DIAS - odborný zdravotnický časopis pre diabetickú a diabetologickú verejnú, vydavateľ DIAS, s.r.o., Bratislava, SR, 2007, č. 6-7.

**40. THOMSON, O. B., ANDREWS, M. K.:** Spectral density and tissue perfusion from speckle contrast measurements. In: Koherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine XII, edited by Joseph A. Izatt, James G. Fujimoto and Valery V. Tuchin, Proc. of SPIE 6847, 68472D-1, 2008.

**41. TICHÁČEK, J., ŠTVRTINOVÁ, V., GÚTH, A., HÁNA, K., PRŮCHA, J.:** Kvantifikace vlivu vakuově-kompresní terapie na přímé zvýšení dodávky kyslíku léčené končetině. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 20, č. 2, 2013, ČLS JEP, Praha.

**42. TIELROY, W. F.:** Vacuum-compression therapy. 2-nd edition, Enraf Nonius. Delft, 1989.

**43. Ústav zdravotnických informací a statistiky:** Péče o nemocné s cukrovkou 2011. ÚZIS, Praha, 2011, <http://www.uzis.cz/publikuje-me/publikace>.

**44. ZACIORSKI, V. M., ARUIN, A. S., SELUJANOV, V. N.:** Biomechanika dvigatelnogo apparata čeloveka. 1981, FiS, Moskva, s. 29, 38-39, 118.

**45. ZARAMELLA, P., FREGATO, F., QUARESIMA, V., FERRARI, M., VIANELLO, A., GIONGO, D., CONTE, L., CHIANDETTI, L.:** Foot pulse oximeter perfusion index correlates with calf muscle perfusion measured by near-infrared spectroscopy in healthy neonates. Journal of Perinatology, 25, 2005, s. 417-422.

*Adresa pro korespondenci:*

**Doc. Ing. Jaroslav Průcha, CSc., Ph.D.**

FBMI

Studničkova 7/2028

128 00 Praha 2 - Albertov

# Vliv asymetrické zátěže na stereotyp běhu

Holíková D., Pánek, D., Pavlů, D.

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

## SOUHRN

Jedná se o experimentální práci, jejímž cílem je vyhodnocení elektromyografické aktivity vybraných svalů při běhu bez zátěže a se zátěží na běžeckém pásu a současné posouzení vlivu asymetrické zátěže na stranové rozložení hmotnosti. Výzkum byl proveden na 6 rekreačních běžcích, přičemž zátěž byla umístěna na periferii pravé horní končetiny. Povrchovou elektromyografií byly snímány následující svalové skupiny: m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars ascendens et descendens, paravertebrální svaly bederní páteře, m. gastrocnemius lateralis a m. tibi-

alis anterior. U všech probandů byl naměřen pokles průměrné amplitudy normalizovaného EMG signálu u levostranného m. gastrocnemius lateralis. Snížená míra aktivity tohoto svalu je pravděpodobně výrazem kompenzačního mechanismu těla, který je zapotřebí k zachování stejné délky kroku a výšky těžiště v průběhu letové fáze kroku.

## KLÍČOVÁ SLOVA

vytrvalostní běh, povrchová elektromyografie, asymetrická zátěž, transport tekutin

## SUMMARY

### Holíková D., Pánek D., Pavlů D.: Effect of Asymmetric Load on Running Stereotype

This is an experimental work aimed at evaluating the electromyographic activity of selected muscles with and without load on the treadmill and co-current assessment of the impact of asymmetric load on lateral weight distribution. The research was conducted on 6 recreational runners, and the load was placed on the periphery of the right upper extremity. The following muscle groups were recorded by surface electromyography: m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars ascendens et descendens, paravertebral lumbar muscles, the gastrocnemius

lateralis and tibialis anterior. All probands demonstrated decline in the average amplitude of the normalized EMG signal at left-sided m. gastrocnemius lateralis. The reduced level of activity of this muscle is most probably expression of compensatory mechanism of the body, which is needed to maintain the same stride length and height of the center of gravity during the flight phase of the stride.

## KEYWORDS

endurance running, surface electromyography, asymmetric load, transport of fluids

Rehabil. fyz. Lék., 21, 2014, č. 1, s. 38–43

## ÚVOD

V poslední době se stal vytrvalostní běh velice oblíbenou, takřka masovou záležitostí, přičemž množství rekreačních běžců neustále stoupá. Běh je přirozeným způsobem lidské lokomoce a o jeho pozitivních účincích na fyzický i psychický stav člověka není pochyb. Součástí této poměrně fyzicky náročné aktivity by však měla být také adekvátní hydratace. U kratších běhů je plně do-

stačující doplnění tekutin před jejich započítáním a po ukončení. Problém nastává u dlouhých tratí.

Je-li běžec při překonávání dlouhých vzdáleností odkázán jen sám na sebe, je nucen k využívání různých pomůcek. Na trhu jsou v dnešní době k dispozici různé druhy batohů se zabudovanými rezervoáry na vodu, ledvinky, pásy či nosiče na láhev navlékatelné na ruce. Nejlevnější a zřejmě nejrozšířenější variantou je však obyčejná PET lá-

hev. Zejména ve velkých městech narazíte na běžce s PET láhví či jinou zátěží v ruce poměrně často. Tato skutečnost nás vedla k zamýšlení se nad možnými důsledky tohoto asymetrického zatížení na pohybový aparát. Proto jsme provedli experiment s cílem vyhodnotit elektromyografickou aktivitu vybraných svalů při běhu bez zátěže a se zátěží na běžecském pásu a současně posoudit vliv asymetrické zátěže na stranové rozložení hmotnosti.

## METODIKA

### Výzkumný soubor

Experimentu se zúčastnilo 6 rekreačních běžců, z toho 4 ženy a 2 muži ve věkovém rozmezí 20 – 32 let (průměrný věk 25,0). Průměrná výška  $173,2 \pm 6,84$  cm, průměrná váha  $63,5 \pm 8,67$  kg. Všichni probandi byli zdraví, nejevili známky traumatu či jeho následků. V anamnestických údajích se rovněž nenacházely žádné funkční limitace, celková únava, známky nadměrného stresu či přetížení. Pro tuto práci jsme cíleně vybrali osoby, které se pravidelně věnují vytrvalostnímu běhu, abychom předešli komplikacím v podobě nedostatečné fyzické zdatnosti k překonání opakované desetiminutové zátěže. Výhodou tohoto výběru byla i značná stálost pohybového stereotypu běhu, projevující se zejména pravidelností kroku a schopností ekonomicky hospodařit s výdejem energie potřebné k dokončení obou běžecských částí. Všem účastníkům bylo doporučeno vyhnout se den před měřením nadměrné fyzické aktivitě. Experimentu se zúčastnili dobrovolně a před samotným provedením byli seznámeni s průběhem testování a podepsali informovaný souhlas. Tento projekt byl schválen etickou komisí FTVS UK.

### Výběr testovaných svalů

Ke sledování EMG aktivity jsme vybrali svaly z oblasti ramenního pletence, trupu i dolních končetin, aby bylo možné sledovat ovlivnění jednotlivých segmentů těla zátěží a individuální pohybovou strategií. Záměrně jsme volili povrchové, dobře palpovatelné svaly, aby se snížilo riziko překrytí svalové aktivity z jiného svalu, tzv. cross talk. Všechny testované svaly byly snímány bilaterálně. Pro experiment jsme zvolili následující svaly: m. trapezius pars ascendens et descendens, paravertebrální svaly bederní páteře, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis a m. deltoideus pars anterior.

### Technické vybavení

Pro měření svalové aktivity vybraných svalů byl použit telemetrický EMG přístroj TeleMyomini 16 od firmy Neurodata a jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody AMBU Blue Sensor P, které jsou opatřeny vodivým gelem, s celkovými rozměry

40,8x34 mm a průměrem adhezivní plochy 34 mm. EMG signál byl synchronizovaný s videozáznamem pořízeným videokamerou Canon, model MVX 300 s rozlišením 1,3 Mpix. Běžecská část experimentu proběhla na motorovém běžecském pásu značky Tunturi T80 s rozměry pásu 52x152 cm a k hodnocení stranové symetrie zatěžování dolních končetin byly využity dvě osobní mechanické váhy.

### Provedení experimentu

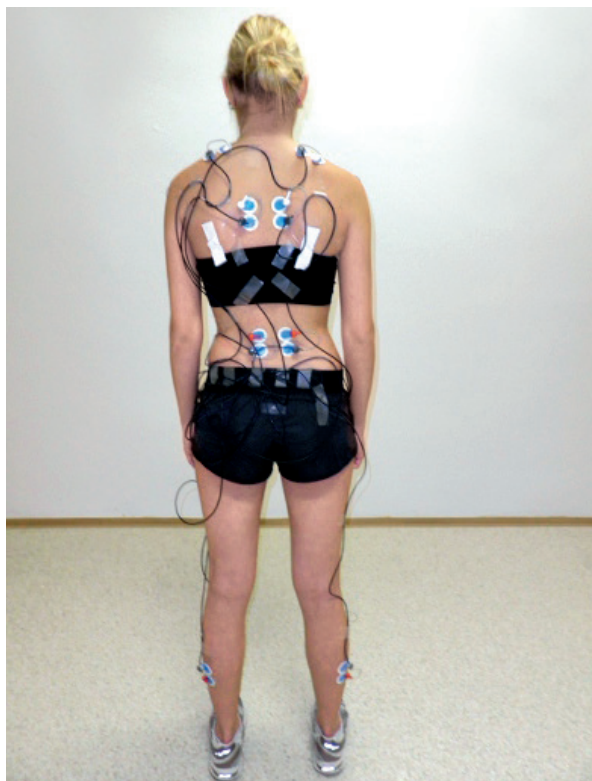
Experiment byl proveden v prostorách laboratoře na katedře fyzioterapie FTVS UK. Probandi byli nejdříve vyzváni k celkovému rozcvičení a protažení. Poté byli 3x zváženi na dvou váhách a následně jsme jim připevnili EMG elektrody bilaterálně na m. trapezius pars ascendens et descendens, m. deltoideus pars anterior, paravertebrální svaly bederní páteře v úrovni L3–L4, m. gastrocnemius lateralis a m. tibialis anterior. Povrchové elektrody jsme přilepili bipolárně na svalová bříška příslušných svalů paralelně s průběhem svalových vláken tak, aby se bílé okraje elektrod dotýkaly (obr. 1, obr. 2).

Po připojení kabelů jsme pro všechny testované svaly provedli 3x svalový test dle Jandy, k určení maximální volní kontrakce (MVC). Následně jsme vysílací zařízení připevnili k pasu probanda a fixovali ho leukoplasty k levé dolní končetině.



Obr. 1 Lokalizace elektrod zepředu.

## PŮVODNÍ PRÁCE



**Obr. 2** Lokalizace elektrod zezadu.

Všechny kabely byly taktéž fixovány hypoalergenní leukoplastí k pokožce nebo oděvu.

Každý proband běžel ve vlastní sportovní obuvi na běžecím treňažeru konstantní rychlostí 10 km/hod po dobu 10 minut (obr. 3). Po 20minutové přestávce byla každému testovanému subjektu vložena do pravé ruky 0,5 l láhev zcela naplněná vodou a proband byl vyzván k opakovanému běhu na běžecím treňažeru konstantní rychlostí 10 km/hod po dobu 10 minut. Na závěr byl každý testovaný jedinec opětovně 3x zvážen na dvou váhách.

Elektrická aktivita vybraných svalů byla snímána po celou dobu běhu bez zátěže i se zátěží, přičemž EMG záznam byl synchronizován s videozáznamem. Přenos signálu byl realizován telemetricky. Vzorovací frekvence činila 1500 Hz a pásmové rozmezí pro vlastní měření bylo 5–500 Hz (15).

### Analýza dat

Vyhodnocení a zpracování dat povrchové EMG bylo provedeno pomocí programu MyoResearch XP Master Edition 1.06.21 Noraxon Inc. USA. EMG signál běhu bez zátěže i se zátěží jsme rektifikovali a normalizovali k maximální volní kontrakci (MVC) a následně analyzovali normalizované prů-



**Obr. 3** Běžecí část experimentu.

měrné amplitudy jednotlivých svalů v označeném intervalu. Ten sestával vždy z 9 pohybových cyklů m. gastrocnemius lateralis l. sin. U každého probanda jsme analyzovali 4 takovéto intervaly, a to ve 2. a poslední minutě běhu bez zátěže a se zátěží. Hodnoty průměrné amplitudy ve 2. a poslední měřené minutě jsme zprůměrovali a poté statisticky zpracovali pomocí dvouvýběrového párového T - testu.

Hodnoty tří měření stoje na dvou váhách byly u každého probanda zprůměrovány a následně porovnány rozdíly zatížení před a po běžecí části. Pro určení statistické významnosti naměřených hodnot byl rovněž použit dvouvýběrový párový T-test.

### VÝSLEDKY

V rámci experimentu bylo možné sledovat různé strategie vyrovnání se s asymetrickou zátěží. Pro testování byly záměrně zvoleny bilaterální svaly ramenního pletence (m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars ascendens et descendens), trupu (paravertebrální svaly bederní páteře) a dolních končetin (m. tibialis anterior, m. gastrocnemius lateralis), aby bylo možné alespoň orientačně pozorovat účinky běhu a asymetrické zátěže na pohybový aparát.

Reakce každého probanda na zátěž v pravé horní končetině byly velice variabilní, jak dokazují data uvedená v tabulce 1. Pouze u jednoho testovaného svalu byl zaznamenán trend poklesu průměrné amplitudy při běhu se zátěží, a to u levostranného m. gastrocnemius lateralis. Taktéž je zajímavé si povšimnout kompenzačních mechanismů v oblasti bederní páteře. U probandů 1, 2 a 3 byl zaznamenán



Tab. 1 Hodnoty normalizované průměrné amplitudy sledovaných svalů při běhu bez zátěže (B) a se zátěží (Z) u 6 probandů (P1 – P6).

	P1 (%)		P2 (%)		P3 (%)		P4 (%)		P5 (%)		P6 (%)	
	B	Z	B	Z	B	Z	B	Z	B	Z	B	Z
L delt.	3,5	3,8	3,5	4,7	6,5	6,7	7,6	7,4	5,2	3,7	16,9	8
P delt.	3,8	5,3	5	5,9	4,1	3,2	6	4,6	5,3	5,7	14,4	8,2
L trap. asc.	12,9	15,6	6	6,7	8,9	8,1	10,4	9,3	5,9	6,7	13,8	13
P trap. asc.	16,6	19,3	4,4	6,2	18,5	15,7	8,7	10	5,3	6,4	16,7	17,8
L trap. des.	13,5	15,6	6	6,4	9,2	8,9	9,5	9,9	10,8	10,6	9	6,6
P trap. des.	5,7	9,1	5	3,4	9,3	9,7	12	13,4	12	12,5	8,9	8,4
L PV Lp.	13,8	37,7	21,5	73,3	26	32,3	21	25,5	25,8	26,2	30,7	31,1
P PV Lp.	14,3	14,2	24,7	22	21,1	29,5	21,2	20,8	21,6	19,7	31,6	27,6
<b>L gast. lat.</b>	<b>45,7</b>	<b>45</b>	<b>47,6</b>	<b>41,2</b>	<b>34,4</b>	<b>25,6</b>	<b>81,5</b>	<b>79</b>	<b>78,1</b>	<b>64,4</b>	<b>58,3</b>	<b>48,8</b>
P gast. lat.	41,7	45	41,4	40,1	42,3	35,4	108,5	95,2	47,7	36,4	96,3	69
L tib. ant.	27,4	24,8	23,1	13,9	19,1	13	35	48,2	19,3	24	15,4	14,9
P tib. ant.	24,1	23,9	21,4	17,2	20,6	14,9	67,5	54,9	20,6	23,6	11,7	10,2

nárůst aktivity paravertebrálních svalů bederní páteře po aplikaci zatížení na periferii pravé horní končetiny, zatímco u probandů 4, 5 a 6 k žádným výrazným změnám v této oblasti nedošlo.

Vyšetření stoje na dvou váhách před běžec-kou částí experimentu a bezprostředně po jejím ukončení neprokázalo trend zvýšeného/sníženého zatížení levé nebo pravé dolní končetiny (tab. 2.).

## DISKUSE

Tento experiment nenavazuje ani úzce neko-responduje s žádnou z předchozích studií, neboť problematika asymetrické zátěže byla zkoumána povětšinou jen z pohledu chůze nebo stoje.

Změny lokomočního stereotypu v souvislosti se zvýšeným ať již symetrickým nebo asymetrickým zatížením byly zkoumány většinou kinematickými metodami (7, 14). Pro objektivizační metodu povr-

chové elektromyografie jsme se rozhodli z důvodu možnosti sledování změn v elektrické aktivitě testovaných svalů, které by kinematickými metodami byly jen těžko postřehnutelné.

Na rozdíl od mnohých autorů, zabývajících se studiem běhu pomocí EMG, kteří analyzovali elektrickou aktivitu výhradně na svalech dolních končetin (6, 8, 11, 17), jsme se rozhodli umístit elektrody povrchové EMG i na svaly trupu a ramenního pletence. To nám umožnilo sledovat mnohem komplexnější odpověď řídicích mechanismů na zatížení v podobě individuální pohybové strategie. Testované svaly jsme vybrali na základě několika následujících studií a dostupných poznatků o jejich aktivitě.

Vliv zátěže na kinematiku dolních končetin byl zkoumán z několika aspektů. Bylo zjištěno, že asymetrická zátěž zavěšená na jednom rameni

Tab. 2 Průměrné hodnoty vyšetření stoje na dvou váhách před a po běžec-ké části.

Proband	PDK před (kg)	LDK před (kg)	PDK po (kg)	LDK po (kg)
1	28	24	26,3	25,7
2	40	36	37,7	38,3
3	34,7	33,3	33,7	34,3
4	27,7	28,3	27,3	28,7
5	36,7	34,3	38,7	32,3
6	26,7	31,3	29,3	28,7

## PŮVODNÍ PRÁCE

narušuje koordinaci dolních končetin, zejména je-li nesená křížem přes tělo (18). Zátěž také vede ke snížení stability dolních končetin, která navíc závisí na fázi chůzového cyklu (1). Při symetrické zátěži dochází ke zvětšení exkurzí kyčelního kloubu a omezení rotací pánve a hrudní páteře v transversální rovině, což vede ke zkrácení kroku a zvýšení jeho frekvence (7). Asymetrická zátěž je zodpovědná za změny stereotypu chůze na zatížené i nezatížené straně těla (14). Na základě výsledků těchto studií jsme předpokládali změny elektromyografické aktivity na svalectech dolních končetin, které se nakonec ukázaly jako nejvýznamnější. M. gastrocnemius lateralis jsme vybrali z důvodu jeho výrazné aktivity v průběhu stejné fáze a jeho antagonistu m. tibialis anterior pro převládající aktivitu ve fázi letové (8, 11). Jejich prolínající se doba aktivace nám tak umožnila sledovat celý pohybový cyklus běhu.

Chansirinukor prokázal, že zátěž přesahující 15 % tělesné hmotnosti, nesená na ramenou, má vliv na změnu postavení krční páteře a ramenních kloubů (5). Abychom se přesvědčili, zda toto tvrzení platí i pro břemeno nižší hmotnosti, avšak umístěné dále od trupu, aplikovali jsme elektrody na m. deltoideus pars anterior, m. trapezius pars ascendens et descendens. Obzvláště u horní části trapézového svalu, pro který je typická zvýšená reaktivita ve stresových situacích, jsme očekávali nárůst aktivity při zatížení stejnostranné končetiny. V průběhu asymetrického zatížení jsme však nezaznamenali žádné významné změny v normalizované průměrné amplitudě EMG signálu u žádného z těchto tří svalů.

Umístění elektrod na paravertebrální svaly v oblasti bederní páteře jsme zvolili z důvodu jejich úzkého vztahu k etiopatogenezi vertebrogenních poruch. Tyto posturální svaly jsou při běhu velice aktivní, účastní se vzpřímeného držení těla a mnohdy jsou v hypertonu. Bolesti zad v souvislosti s nesením břemene při lokomoci se staly předmětem zkoumání řady studií, ať již se jednalo o zatížení asymetrické (16) nebo symetrické (4, 12). Nejnovější studie navíc prokázaly, že asymetrické zatížení horních končetin při lokomoci klade výrazně vyšší nároky na bederní páteř (9).

Výzkumem vlivu symetrické a asymetrické zátěže při lokomoci na lidský organismus se zabývala celá řada autorů. Byl prokázán vliv zátěže na energetické nároky při chůzi (3) i běhu (13), které stoupají se vzrůstající vzdáleností zátěže od trupu (10). Dále bylo zjištěno, že jednostranná zátěž souvisí s narušením koordinace končetin při chůzovém cyklu (18) a se zhoršením stability (1, 2). Navíc působí větší kompresní silou na páteř (9), mění kinematické parametry zatížené i nezatížené strany těla (14), vede ke změně postury (5, 16) a může být

příčinou bolestí zad (16). Symetrická zátěž je pro člověka ve všech ohledech výhodnější, nicméně stereotyp lokomoce ovlivní také (2, 7) a v závislosti na hmotnosti (4) a časových aspektech zatížení (12) byla rovněž prokázána souvislost s bolestmi zad.

Horní končetiny mají při běhu pomocnou funkci. Flexe ramenního kloubu pomáhá opačně dolní končetině při odrazu, na kterém má největší podíl m. triceps surae. Proto se domníváme, že zátěž umístěná na periférii horní končetiny vede ke zvýšení momentu setrvačnosti a k nárůstu kinetické energie, která je nápomocná při odrazu kontralaterální dolní končetiny, a tudíž není pro dosažení letové fáze zapotřebí takové aktivity m. gastrocnemius lateralis jako při běhu bez zatížení. Snížená míra aktivity tohoto svalu by tak mohla být kompenzačním mechanismem těla, který je zapotřebí k zachování stejné délky kroku a výšky těžiště v průběhu letové fáze. Pokud by zůstala aktivita levostranného m. gastrocnemius lateralis totožná jako při běhu bez zátěže, bylo by zřejmě patrné kromě asymetrické délky kroku také ovlivnění frekvence kroku a usuzujeme, že činnost párových svalů na levé a pravé straně těla by vykazovala známky výrazné asymetrie. Podobná situace by zřejmě nastala i v případě, kdy by bylo použito břemeno o vyšší hmotnosti. V souladu s našimi domněnkami je i tvrzení Windhama a Ludwiga, kteří říkají, že asymetrie mohou být vyústěním individuálních kompenzačních mechanismů (19).

Vliv asymetrické zátěže na rozložení tělesné hmotnosti jsme nezaznamenali zřejmě z důvodu krátkého vystavení subjektu asymetrickému zatížení. Je také možné, že aplikovaná zátěž byla pro následnou změnu rozložení tělesné hmotnosti příliš nízká. Při delším nebo pravidelném asymetrickém zatížení však nelze vyloučit, že by k většímu zatížení jedné dolní končetiny došlo.

## ZÁVĚR

Jedním z důvodů, proč je běh považován za velice zdraví prospěšnou aktivitu, je množství svalových skupin zapojených do jeho realizace a nepřítomnost jednostranného zatížení. Adekvátní hydratace běžce však představuje značný problém, který je možné řešit několika způsoby. Ve všech ohledech je nejlepší variantou pověřit transportem tekutin jinou osobu nebo vybrat pro dlouhý trénink terén s přirozeným výskytem pitné vody. Dalším řešením je výběr některé z hydratačních pomůcek. Batohy s rezervoáry na vodu a pásy na nádobu s vodou jsou výhodnější z hlediska jejich umístění v blízkosti těžiště těla. Značnou nevýhodou je však jejich mnohdy nestabilní připevnění k trupu, při němž dochází k iritaci pokožky a různým oděrkám. Nejen z tohoto důvodu, ale i s ohledem na

cenu a dostupnost volí běžci nejčastěji obyčejnou láhev, jejíž vliv na stereotyp běhu byl předmětem našeho zkoumání.

S ohledem na zvýšenou aktivitu paravertebrálních svalů bederní páteře, která sice nebyla označena jako statisticky významná, avšak u tří probandů z celkových šesti vykazala výrazné změny, neshledáváme asymetrickou zátěž za vhodné řešení. Na základě výsledků se můžeme domnívat, že pravidelný běh s asymetrickou zátěží by vedl ke svalovým dysbalancím, přetížení bederní páteře či dřívějšímu vzniku degenerativních změn. Narušení přirozeného stereotypu běhu navíc klade vyšší nároky na koordinaci pohybu a může být příčinou zranění. Běžcům, kteří se i přesto rozhodnou pro tento transportní mechanismus, je možné doporučit alespoň pravidelné střídání horních končetin v nesení zátěže nebo symetrické zatížení v podobě dvou menších nádob, po jedné v každé ruce.

Dále je nutné zmínit, že v rámci této práce jsme se zabývali danou problematikou ze specifického pohledu a pro komplexní závěry by bylo zapotřebí rozsáhlejšího výzkumu, který by zohledňoval například měnící se obsah tekutiny a její přelévání uvnitř nádoby. Také by bylo zajímavé provést porovnání vlivu různých typů hydratačních pomůcek na stereotyp běhu a jeho energetické nároky při různé rychlosti běhu a době jeho trvání nebo sledovat změny vyvolané vyšším asymetrickým či symetrickým zatížením.

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

*Program rozvoje vědních oblastí na Univerzitě Karlově P38.*

## LITERATURA

- ARELLANO, C. J. et al.:** Does load carrying influence sagittal plane locomotive stability? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41, 2009, 3, s. 620-627.
- COTTALORDA, J. et al.:** Influence of school bag carrying on gait kinetics. *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, 12, 2003, 6, s. 357-364.
- GRAVES, J. E. et al.:** The effect of hand-held weights on the physiological responses to walking exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19, 1987, 3, s. 260-265.
- HEUSCHER, Z. et al.:** The association of self-reported backpack use and backpack weight with low back pain among college students. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 33, 2010, 6, s. 432-437.
- CHANSIRINUKOR, W. et al.:** Effects of backpacks on students: Measurement of cervical and shoulder posture. *Australian Journal of Physiotherapy*, 47, 2001, 2, s. 110-116.
- CHUMANOV, E. et al.:** Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait & Posture*, 36, 2012, 2, s. 231-235.
- LAFIANDRA, M. et al.:** How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *Journal of Biomechanics*, 36, 2003, 1, s. 87-95.
- MARNIX, G. J., GAZENDAM, M. G., HOF, A. L.:** Averaged EMG profiles in jogging and running at different speeds. *Gait & Posture*, 25, 2007, 4., s. 604-614.
- MCGILL, S. M., MARSHALL, L., ANDERSEN, J.:** Low back loads while walking and carrying: comparing the load carried in one hand or in both hands. *Ergonomics*, 56, 2013, 2, s. 293-302.
- MYERS, M., J., STEUDEL, K.:** Effect of limb mass and its distribution on the energetic cost of running. *Journal of Experimental Biology*, 116, 1985, s. 363-373.
- NAILK, G. R.:** Computational intelligence in electromyography analysis - A perspective on current applications and future challenges. InTech, 2012.
- NEGRINI, S., CARABALONA, R.:** Backpacks on! Schoolchildrens perception of load, associations with back pain and factors determining the load. *Spine*, 27, 2002, 2, s. 187-195.
- OWENS, S. G., AL-AHMED, A., MOFFATT, R. J.:** Physiological effects of walking and running with hand-held weights. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 29, 1989, 4, s. 384-287.
- ÖZGÜL, B. et al.:** Effects of unilateral backpack carriage on biomechanics of gait in adolescents: a kinematic analysis. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 46, 2012, 4, s. 269-274.
- PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.:** Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 16, 2009, č. 4, s. 177-180, ISSN 1211-2658.
- PASCOE, D. D. et al.:** Influence of carrying book bags on gait cycle and posture of youths. *Ergonomics*, 40, 1997, 6, s. 631-641.
- SASAKI, K., NEPTUNE, R. R.:** Differences in muscle function during walking and running at the same speed. *Journal of Biomechanics*, 39, 2006, s. 2005-2013.
- WANG, J. S., ROEMMICH, R. T., TILLMAN, M. D.:** Lower limb coordination is altered during asymmetric load carrying while walking on a treadmill. [online]. c2012.[cit.2013-04-08]. Dostupné <http://www.asbweb.org/conferences/2012/abstracts/371.pdf>
- WINDHAM, W., LUDWIG, K.:** Running impulse, functional strength and dynamic balance asymmetry in healthy recreational runners. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 2011, s. 95-122.

*Adresa pro korespondenci:*

**MUDr. David Pánek, Ph.D.**  
Katedra fyzioterapie FTVS UK  
J. Martího 31  
162 52 Praha 6  
e-mail: panek@ftvs.cuni.cz

# Má složitý vývoj rehabilitace vliv na její současné postavení v zdravotním systému v České republice?

Pfeiffer J., Švestková O.

Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK, Praha, přednostka doc. MUDr. O. Švestková, Ph.D.

## SOUHRN

Vývoj rehabilitace v naší zemi nebyl zcela plynulý, i když jsme jako stát realizovali řadu opatření k jejímu uskutečnění. Pojem rehabilitace je stále často zjednodušeně chápán jako pohybová terapie, a to někdy i lékařskou veřejností.

## KLÍČOVÁ SLOVA

**vývoj rehabilitace, prostředky rehabilitace, funkční hodnocení**

## SUMMARY

**Pfeiffer J., Švestková O.: Does the Complex Evolution of Rehabilitation Influence its Present Position in the Health System of the Czech Republic?**

The evolution of rehabilitation in our country was not fully coordinated in this country although various measures were officially implemented to put

it into effect. The concept of rehabilitation is still often simplified as a physical therapy or gymnastics and so simply understood sometimes also by the physicians.

## KEYWORDS

**evolution of rehabilitation, rehabilitation means, functional evaluation**

*Rehabil. fyz. Léč., 21, 2014, č. 1, s. 44-48*

Vznik a rozvoj rehabilitace ve světě byl závislý na morálním pocitu odpovědnosti nebo přímo i viny společnosti za tragické osudy osob s disabilitou (zdravotním postižením). Byly to především války, choroby z povolání a pracovní úrazy, které byly u zrodu rehabilitace. V Evropě se za zakladatele „rehabilitace“ může považovat válečník, francouzský král slunce Ludvík XIV, který postavil pro své zraněné vojáky Palác invalidů v Paříži, který měl a dosud ještě má významné rehabilitační programy. Podle tohoto vzoru postavili u nás císař Karel VI. a jeho dcera Marie Terezie Invalidovnu v Praze - Karlíně, kterou stavěl Kilián Ignác Dietzenhofer,

architekt světového formátu. Objekt je obrovský, stojí za zhlédnutí, i když je v dnešní době v dezolátním stavu. Marie Terezie vydala dokonce nařízení („zákon“), který pojednával o částečných a plných invalidních důchodech pro válečné veterány s disabilitou.

Opakovaně jsme se snažili zjistit, proč se na tuto slavnou tradici nenavázalo. Byla to zřejmě averze po První světové válce, kterou se distancovala nově vzniklá republika od citlivého národnostního problému s Rakouskem-Uherskem. S tím je spojena i problematika Jedličkova ústavu v Praze a osobnost prof. Rudolfa Jedličky, který ústav za-

ložil v roce 1913. V tomto ústavu profesor Pfeiffer pracuje od r. 1965 až dosud. V 60. letech minulého století v něm pracovali ještě někteří bývalí vojáci, kteří se léčili za války v programu prof. MUDr. Rudolfa Jedličky. Mistr, pan Kalaš, byl bandažista, který se podílel na organizaci dílen. Jedličkovi se podařilo vybudovat skvělý ústav díky subvenci rakouského ministerstva války, která umožnila zřídit velký počet cvičných výrobních programů. V r. 1916 vyšla v Jedličkově ústavu publikace nazvaná „Výchova mrzáků, zvláště vojínů, válečných invalidů k práci výdělečné“. Publikace je dodnes moderní. Prof. MUDr. Rudolf Jedlička se svým bratrem MUDr. Michalem Jedličkou založili společenství a postavili ještě před válkou jedno z nejmodernějších sanatorií v Rakousko-Uhersku (později Ústav pro matku a dítě v Podolí). Za První světové války byla polovina Jedličkova ústavu, vybudovaného pro chirurgický program, pronajata armádě pro zraněné vojáky. Byl to velký úspěch, ale provázený i závistí, s oblibou spojovaný s pomocí „nepřátelské mocnosti“ Rakousko-Uherska. Nikdy se o tom otevřeně nemluvalo, ale cesta na univerzitní pozici se Jedličkovi nedařila také z tohoto důvodu, i když byl geniální chirurg se širokým rozhledem a vzděláním. Na obranu Jedličky byly uváděny nesporné humanitní snahy a pomoc Červeného kříže českým zraněným vojákům. V uvedené publikaci je však uvedena jako příklad fotografie s textem „zemědělec (Maďar), jemuž kozácká šavle uťala prsty pravé ruky, cvičí se pracovat s protézou“. V ústavu se zavedla skvělá protetika a ještě po válce se do ústavu hlásili zájemci o výborné protézy z různých částí Evropy. Podobný ústav v Berlíně vedl známý ortopéd prof. MUDr. Konrád Biesalski, který, když navštívil Jedličku, svého přítele, připustil, že pražský ústav je dokonalejší než jeho v Berlíně, zvaný Oskar - Helene Haus. Biesalski razil program „Aus den Almosen Empfänger werden Stoierzähler“, z těch, co žijí z almužny, budou platiči daní, tedy osoby zaměstnané.

Po skončení První světové války vzniklo Československo a zbyly dvě armády, vítězná legionářská (velitelství ve Francii) a poražená Rakousko-Uherská (velitelství ve Vídni). Někteří Rakousko-Uherští vojáci se dokonce nechťeli vzdát, poněvadž přísahali císaři. Byli i takoví absolventi dílen v Jedličkově ústavu, kteří Jedličku osočovali, jak uvedl Augustin Bartoš, ředitel ústavu, ve své knize „U Jedličků“ (1). Podle této publikace měl Jedlička slzy v očích, bral to jako nezasloužený nevděk. Po Druhé světové válce jezdil letecký pilot Meresjev pro protézy do skvělého výzkumného ústavu protetického, který vznikl v Jedličkově ústavu.

Slovo rehabilitace se u nás objevilo až po Druhé světové válce a přišlo z Ameriky, kde vznikl první zákon o rehabilitaci již v roce 1918. Za jednoho

z hlavních otců moderní rehabilitace po Druhé světové válce se považuje generál Howard A. Rusk, MD., který byl profesorem a vedoucím Oddělení rehabilitace a fyzikální medicíny v New York University College of medicine a ředitel Institutu rehabilitace a fyzikální medicíny New York University Bellevue Medical Center.

Za zmínku stojí poněkud žertovná informace, jak málo se o nás ve světě vědělo. Ve své významné práci Rehabilitace a její aplikace na kompenzační medicínu z roku 1948 začíná profesor Rusk větou: „During the period since the concept of employer liability for injuries to workers first was expressed in Czechoslovakia in 1914“. Byla to doba Jagellonců, kdy nám do vzniku Československé republiky chybělo několik století. Šlo zřejmě o nějaký zákon o pomoci horníkům na Slovensku. Nepodařilo se nám ho identifikovat.

Myšlenku rehabilitace k nám přivezl žák generála profesora H. Ruska, voják americké armády ve službách rehabilitace za Druhé světové války, MUDr. Karpin, a rozvinul jí v roce 1945 ve Státním rehabilitačním ústavu v Kladrubech u Vlašimi. Navázal na základ, který v Kladrubech již praktikovala německá armáda během války. Slovo rehabilitace však nepoužívala. Je nutno si připomenout, že naše republika byla jedna z mála zemí, která za Druhé světové války neměla svou armádu na různých frontách. Morálně sociální tlak velkého množství mladých mužů, kteří by se vraceli s nejrůznějšími zdravotními poruchami, tedy u nás nebyl. Pojem rehabilitace „přivezl“ po Druhé světové válce z Ameriky také prof. MUDr. Kamil Henner, kde byl na půlročním stipendiu WHO. Američtí lékaři pozitivně hodnotili jeho schopnosti vyšetřovat např. příznaky mozečkové, velice pozitivně se vyjadřovali k úrovni neurologické diagnostiky, která byla běžná na Neurologické klinice v Praze. Na druhé straně byl prof. Henner překvapen, že ve velkých nemocnicích byla všude běžně neurochirurgie a ocenil fakt, který byl pro něho překvapující, že každá nemocnice měla rehabilitační oddělení. Zavola si po návratu asistenta MUDr. Karla Obrdu, který se zabýval pohybovou terapií, a pověřil ho úkolem na neurologii známou a citovanou větou: „Obrdo, Obrdo, dělejte, dělejte, ať máme také tady, co nejdříve, rehabilitaci“.

Slovo rehabilitace začalo být u nás nežádoucí po převratu v roce 1948, bylo přijímáno jako amerikanismus. Byl doporučován název návratná péče. Poté ale došlo ke změně a péče v lázních byla prohlášena za rehabilitaci pracujících. Všechna fyziatrická oddělení byla autoritativně přejmenována na rehabilitační. Od té doby se začalo nepřiměřeně rozšiřovat lázeňství, které se v současné době stává ekonomickým problémem na straně jedné a na straně druhé problémem za-

## PŘEHLEDOVÝ ČLÁNEK

městnanosti v příslušných regionech, kde lázně provozují.

Válku u nás paradoxně „nahradilo“ několik epidemií poliomyelitis anterior acuta. Mnoho dětí a mladých osob se z akutního stadia nevrátilo do původního zdraví. Pohybovou terapii učily a pomáhaly zajistit fyzioterapeutky z USA, žákyně sestry Kenny. Léčebný tělocvik, který tyto odbornice zaváděly, se u nás začal nazývat rehabilitací, a taktéž i pohybová léčba, kterou tyto odbornice v Janských Lázních a ve Velkých Losínách prováděly. Organizace osob s postižením po poliomyelitidě vytvořila velmi silnou skupinu ve Svazu invalidů. Dodnes existuje Centrum pro občany s poliomyelitidou na Klinice rehabilitačního lékařství 1. LF UK, kterou vede docentka Švestková. Rehabilitaci se věnovala i některá další lázeňská zařízení jako Lázně Teplice v Čechách, nebo Lázně Železnice u Jičína. V Mariánských Lázních se začala organizovat rehabilitace na lůžkách pro paraplegiky, kterou vedl doc. MUDr. K. Beník, žák profesora Hněvkovského. Protože se neznala technika antidekubitních lůžek, docházelo ke katastrofálním proleženinám a oddělení bylo zrušeno. Jako neurolog také na tomto oddělení pomáhal prof. MUDr. Ivan Lesný, v té době sekundární lékař.

Předpokládalo se, že v socialismu nebudou sociální problémy a bylo zrušeno Ministerstvo sociální péče. Poté ale v roce 1952 byl založen Státní úřad sociálního zabezpečení a v něm byl odbor pro rehabilitaci.

Svět se po Druhé světové válce začal sblížovat a vytvářela se různá společenství a sdružení na mezinárodní úrovni. Jednou z nejmohutnějších organizací v oblasti rehabilitace byla International Society for the Welfare of Cripples, která se v roce 1960 přejmenovala na International Society for Rehabilitation of Disabled (ISRD) a poté na Rehabilitation International (RI). Slovo crippel se stalo nevhodným stejně jako v češtině slovo mrzák. Velký význam pro vývoj organizace RI měla také Světová organizace zdraví (WHO), která rehabilitaci od počátku chápala jako velmi významnou a v dnešní době jako prioritní. V Československé republice byly dlouho velice omezené styky s okolním světem, a tedy i chápání celosvětového vývoje v oblasti zdravotně sociální se lišilo od západních zemí.

Roku 1952 vznikla v ČSR jednotná organizace Svaz invalidů civilních i válečných, jejímž úkolem bylo hájit zájmy jak svých členů, tak nečlenů. Název pak zněl pouze Svaz invalidů. Svaz invalidů byl přijat jako kolektivní člen Rehabilitation International.

Nejsme zcela schopni určit vznik vědecké společnosti pro rehabilitaci v Československu. Ve Stořech historie České lékařské společnosti J.

E. Purkyně jsou údaje poněkud nepřesné. Nicméně jsme byli překvapeni, když v 2. čísle v roce 1978 vyšel článek v populárním mezinárodním časopisu International Rehabilitation Review. Přinesl na první straně obraz premiéra Československa L. Štrougala, jak vítá Kennetha Jenkinse, prezidenta Rehabilitation International na setkání vztahujícím se k rehabilitaci, ale naše rehabilitační společnost tam pozvána nebyla. Na setkání nás zastupoval Svaz invalidů. V okolních zemích měly všechny státy mohutné organizace podle vzoru Rehabilitation International a naopak organizace invalidů byla jen v ČSR, ale tento svaz byl kolektivním členem RI. Od té doby jsme začali úzce spolupracovat se Svazem invalidů s dobrými výsledky. OSN spolu s Rehabilitation International vydala v roce 1980 dokument Charta na osmdesátá léta (2), která podrobně zpracovávala integraci, tedy i rehabilitaci osob s disabilitou již podle filozofie Mezinárodní klasifikace poruch, disabilit a handicapů vydané WHO (Světová organizace zdraví) v roce 1980 (3).

Velký význam v rehabilitaci mají ve všech zemích posudkoví lékaři. V padesátých letech minulého století bylo u nás organizováno několik procesů proti posudkovým lékařům, kteří byli údajně upláćeni při přiznávání invalidních důchodů. Vznikl poté systém posudkových komisí, které vedl pracovník okresního národního výboru nebo krajského národního výboru, členem komise byl i posudkový lékař, rehabilitační lékař, praktický ošetřující lékař a zástupce Svazu invalidů. Byl to určitý model koordinované rehabilitace, který měl řadu předností. Pro koordinační centrum rehabilitace je důležitá možnost spolupráce a vzájemná návaznost rehabilitačních prostředků: zdravotní rehabilitace, sociální, pedagogicko-výchovná a pracovní rehabilitace. Možnost této spolupráce jsme si ověřili již v roce 1981 vznikem spolupráce Kliniky rehabilitačního lékařství v rámci Fakultní nemocnice s Výrobním podnikem Svazu invalidů - META. Centrum koordinoval doc. PhDr. Viliam Hanzel, CSc., který měl problémy politické, nicméně se mu podařilo skvěle organizovat oddělení sociální rehabilitace ve spolupráci s Klinikou rehabilitačního lékařství 1. LF UK. Vznikla experimentální provozovna č. 118, kde zavedl, na tu dobu avantgardní program výuky programátorství a práce s počítači, pro intelektově vyspělé jedince (4). Dále organizoval práce pro POFIS, třídění a prodej poštovních známek pro filatelisty. Přímou na klinice vznikla ergoterapeutická dílna technická i keramická a dílna pro práce administrativní. Dále se na kliniku přemístil výzkumný ústav protetický, který byl až do té doby v Jedličkově ústavu. Vedl ho doc. MUDr. Ivan Hadraba, CSc. Výzkumný protetický ústav se stal součástí Kliniky

rehabilitačního lékařství, ale později byl dost neváženě zrušen. Rehabilitační program byl vždy koordinován se zdravotně-sociálním odborem na příslušném obvodním úřadu Prahy.

Rehabilitace nutně potřebuje úzkou spolupráci krajů, okresů a obcí (tedy i státu). Dle Doporučení č. R. (92) (5) Výboru ministrů Rady Evropy o ucelené politice pro osoby se zdravotním postižením se dokumentuje, že rehabilitace osob se zdravotním postižením je s ohledem na její přínos k ekonomické a sociální integraci povinností komunity, že zaručuje ochranu lidské důstojnosti a zmírňuje problémy, s nimiž se osoby se zdravotním postižením ve společnosti potýkají, a měla by být zahrnuta mezi prioritní cíle jakékoli společnosti.

Dobrovolné organizace mohou být účinnou pomocí ve spolupráci, ale základní povinnost má stát.

Velmi užitečné také bylo spojení Ministerstva zdravotnictví a Ministerstva sociálních věcí. Návrh reformy péče o zdraví z roku 1990 předpokládal čtyři základní části zdravotně sociálního systému: 1. prevence, 2. primární akutní péče, 3. rehabilitace a 4. dlouhodobé sociální služby a podpory (6).

Takže jako jeden ze sloupů zdravotně sociálního programu, byl samostatný sloup rehabilitace. Takto systém fungoval, do jisté míry, za ministra prof. MUDr. Pavla Klenera, DrSc., a ještě za doc. MUDr. Martina Bojara, CSc. V současné době nemá rehabilitace u nás ani jedno vědecko-výzkumné pracoviště.

Po sametové revoluci, došlo k mnoha změnám. Byl zrušen Svaz invalidů a hledala se náhrada. Vznikly různé skupiny a organizace a vývoj směřoval k založení podobné organizace rehabilitace jako v okolních státech. Pod střešovým pojmem rehabilitace by však měly vznikat, jako součást těchto občanských sdružení, i odborné komise zdravotní, pedagogické, sociální, pracovní, eventuálně i další. V boji za zájmy občanů se zdravotním postižením se ujal iniciativy Ing. Pavel Dušek, který byl zvolen do parlamentu jako poslanec, a který velmi aktivně obhajoval osoby, které potřebují koordinovanou a ucelenou rehabilitaci. Podařilo se mu založit Radu pro rehabilitaci osob se zdravotním postižením a dále tento orgán zařadit do vládního programu a založit Vládní výbor, který měl nést název pro rehabilitaci zdravotně postižených. Konečný název však pojem rehabilitace nevedl. Vládní výbor byl založen na základě doporučení Charty na 80. léta (2). Standardní pravidla pro vyrovnání příležitostí osob se zdravotním postižením, které byly schválené Valným shromážděním OSN v roce 1993 (7). Tato standardní pravidla byla v roce 1993 vydána v češtině pod názvem „Národní plán opatření pro snížení negativních důsledků zdravotního postižení“ Sborem zástupců organi-

zací zdravotně postižených ve spolupráci se sekretariátem Vládního výboru pro zdravotně postižené občany (předsedou byl Ing. Pavel Dušek). Vláda ČR schválila tento dokument usnesením č. 403 ze dne 8. září 1993 (8). Dalším vydáním Standardních pravidel v ČR byl dokument vydaný již pod „správným překladem“, a to „Standardní pravidla pro vyrovnání příležitosti pro osoby se zdravotním postižením“, vydaným v prosinci 1993 rovněž Sborem zástupců organizace zdravotně postižených (9).

Nesporně nepříznivý vliv měl i postoj některých lékařů, kteří se bránili širokému pojmu rehabilitace, jako jednomu ze sloupů celého zdravotně sociálního úkolu společnosti.

Rada Evropy vypracovala 9. dubna 1992 dokument „Všestranná politika pro rehabilitaci osob se zdravotním postižením“, Doporučení č. R. /92/2006 Výboru ministrů Rady Evropy o ucelené politice pro osoby s disabilitou, který vydala i v češtině, kde podrobně popisuje proces rehabilitace a zabývá se hlavně systémem a organizací koordinované rehabilitace z pohledu, jak by měla fungovat v České republice (10).

WHO vydala dokument Zdraví do 21. století, osnovu programu Zdraví pro všechny v evropském regionu (11). Jde o dokument pro Evropu (její úřadovna v Copenhagenu), ve kterém doporučuje, jak by se postupně měly měnit zdravotně sociální systémy v Evropě. Například doporučuje ve všech nemocnicích, kde jsou život zachraňující oddělení, rehabilitační lůžková oddělení.

OSN byla v roce 2007 vydána „Úmluva o právech občanů s disabilitou“ (12), kde je část, která se věnuje rehabilitaci:

#### **Článek 26, Habilitace a rehabilitace**

1. Státy, které jsou smluvní stranou této úmluvy, přijmou účinná a vhodná opatření, mimo jiné prostřednictvím vzájemné podpory osob v rovnocenné situaci, aby umožnily osobám se zdravotním postižením dosáhnout a udržet si co nejvyšší úroveň samostatnosti, uplatnit v plné míře tělesné, duševní, sociální a profesní schopnosti a dosáhnout plného začlenění a zapojení do všech aspektů života společnosti. Za tímto účelem státy, které jsou smluvní stranou této úmluvy, organizují, posilují a rozšiřují komplexní habilitační a rehabilitační služby a programy, především v oblasti zdravotní péče, zaměstnanosti, vzdělávání a sociálních služeb takovým způsobem, aby tyto služby a programy:
  - a) začínaly pokud možno co nejdříve a byly založeny na multidisciplinárním posouzení individuálních potřeb a předností;
  - b) podporovaly zapojení a začlenění do společnosti a všech oblastí jejího života, byly dobrovolné a dostupné pro osoby se zdravotním

## PŘEHLEDOVÝ ČLÁNEK

- postižením co nejbližší místu jejich bydliště, a to včetně venkovských oblastí.
2. Státy, které jsou smluvní stranou této úmluvy, podporují rozvoj vstupního a soustavného vzdělávání odborníků a pracovníků habilitačních a rehabilitačních služeb.
  3. Státy, které jsou smluvní stranou této úmluvy, podporují dostupnost, znalost a využívání kompenzačních pomůcek a technologií určených pro osoby se zdravotním postižením, které usnadňují habilitaci a rehabilitaci.

Tuto úmluvu podepsal prezident ČR v roce 2009 a stala se tak součástí právního řádu ČR. Na základě této úmluvy vypracoval Vládní výbor pro zdravotně postižené občany Národní plán vytváření rovných příležitostí pro osoby se zdravotním postižením na období 2010-2014 (13).

Interprofesionální rehabilitace zůstává otevřenou kapitolou v praktické realizaci v ČR a je nutno o její organizaci a koordinaci usilovat jak odbornými, tak politickými prostředky a spolupracovat v tomto směru s Národní radou osob se zdravotním postižením ČR a s Vládním výborem pro zdravotně postižené občany.

### LITERATURA

1. **Bartoš, A.:** U Jedličků. 2. vydání, Praha, Průmyslová tiskárna, 1936.
2. Charta na osmdesátá léta, Rehabilitation International, 1980.
3. Mezinárodní klasifikace poruch, disabilit a handicapů, vydavatel WHO Ženeva 1980, překlad v češtině Supplementum Rehabilitácia, vydaný v Bratislavě, 1984.
4. Materiál z I. zasedání poradního sboru ergodiagnostické laboratoře. Vydavatel META Praha, výrobní podnik Svazu Invalidů v ČSR, listopad 1982 (pro účely vlastních pracovníků).

5. Všestranná politika pro rehabilitaci osob se zdravotním postižením, vydavatel Rada Evropy, 1992.
6. Pracovní skupina MPSV ČR pro reformu (SPUPR). Návrh reformy péče o zdraví. Praha, květen 1990.
7. Standardní pravidla pro vyrovnání příležitostí osoby se zdravotním postižením, schválené Valným shromážděním OSN 28. října 1993.
8. „Národní plán opatření pro snížení negativních důsledků zdravotního postižení“ 1993, vydavatel Sbor zástupců organizací zdravotně postižených ve spolupráci se sekretariátem Vládního výboru pro zdravotně postižené občany.
9. Standardní pravidla pro vyrovnání příležitosti pro osoby se zdravotním postižením. Prosinec 1993, vydavatel Sbor zástupců organizace zdravotně postižených.
10. Doporučení Rady Evropy [Rec (2006) 5]. Akční plán na podporu práv a plného zapojení osob se zdravotním postižením (s disabilitami) do společnosti: Zlepšení kvality života osob se zdravotním postižením v Evropě 2006 – 2015“ bylo schváleno na 961. zasedání delegátů ministrů dne 5. dubna 2006.
11. Zdraví do 21. století. Osnova programu Zdraví pro všechny v Evropském regionu. WHO, 1999.
12. Úmluva o právech občanů s disabilitou. OSN, 2007.
13. Národní plán vytváření rovných příležitostí pro osoby se zdravotním postižením na období 2010 – 2014. Vydavatel Vládní výbor pro zdravotně postižené občany, schváleno usnesením vlády ČR ze dne 29. března 2010 č. 253.

*Adresa pro korespondenci:*

**Doc. MUDr. Olga Švestková Ph.D.**

Klinika rehabilitačního lékařství 1. LF UK a VFN  
Albertov 7  
128 00 Praha 2