

REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

REHABILITATION AND PHYSICAL MEDICINE

ČÍSLO 2/2011, ROČNÍK 18

VEDOUCÍ REDAKTOR

MUDr. Jan Vacek

Klinika rehabilitačního lékařství IPZV
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

ZÁSTUPCE VEDOUCÍHO REDAKTORA

MUDr. Jan Calta

Klinika rehabilitačního lékařství IPZV
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

TAJEMNÍK REDAKCE

Doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Katedra fyzioterapie FTVS UK
J. Martího 31, 162 52 Praha 6

REDAKČNÍ RADA

PhDr. Alena Herbenová

Klinika rehabilitačního lékařství IPZV
Šrobárova 50, 100 34 Praha 10

MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

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

MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.

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

Doc. MUDr. Vlasta Tošnerová, CSc.

Klinika rehabilitačního lékařství FN HK
500 05 Hradec Králové

OBSAH

CONTENTS

PŮVODNÍ PRÁCE

Jandová D., Morávek O.: Změny v pohybovém systému po Nordic walking	47
Poděbradská R.: Pohybová intervence jakou součástí léčení nadváhy a obezity	50
Šimková I., Pavlů D., Pánek D.: EMG analýza vybraných svalů ruky při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu	59
Bednár R., Majeríková G., Kulišiaková D.: Zásady správnej manipulácie s imobilným pacientom – škola chrbta pre sestry	69
Pařízková L., Ošlejšková H.: Zvyšování fyzické kondice, rozvoj jemné motoriky a sebeobsluhy u lidí s poruchou autistického spektra	78
Vrbová M., Pavlů D., Pánek D.: Vliv tapu aplikovaného v průběhu svalových vláken na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu	87

SOUBORNÝ REFERÁT

Kolářová B., Janura M., Krobot A.: Posturografická evaluace funkční adaptability po amputaci dolní končetiny	97
---	----

ZPRÁVY

Mezinárodní ocenění pro Evu Novákovou, Dip. MDT (Říha M.)	105
XXI. konference rehabilitační, fyzikální a balneo medicíny v Jáchymově (Maršík J., Nováček Š.)	106

ORIGINAL PAPERS

Jandová D., Morávek O.: Changes in Locomotion System after Nordic Walking	47
Poděbradská R.: Physical Activity as a Part of Overweight and Obesity Treatment	50
Šimková I., Pavlů D., Pánek D.: EMG Analysis of Selected Hand Muscles in Writing Short Text Messages on the Mobile Phone	59
Bednár R., Majeríková G., Kulišiaková D.: Principles of Correct Manipulation with the Immobile Patient – the School of Back for Nurses	69
Pařízková L., Ošlejšková H.: Increasing Physical Fitness, Development of Fine Motorics and Activities of Daily Living in People with an Autism Spectrum Disorders	78
Vrbová M., Pavlů D., Pánek D.: Influence of Taping Applied Along Muscular Fibers on Muscular Activity on Underlying Muscle	87
Kolářová B., Janura M., Krobot A.: Posturographic Evaluation of Functional Adaptability after Lower Extremity Amputation	97

<http://www.cls.cz>

© Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, Praha 2011

REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

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

Vedoucí redaktor MUDr. Jan Vacek.

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

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

Rozšiřuje: V ČR – Nakladatelství Olympia, a.s., Praha, do zahraničí (kromě SR) – Myris Trade, s. r. o., V Štíhlách 1311/3, P. O. Box 2, 142 01 Praha 4, ve SR Mediaprint-Kapa Pressegrasso, a.s., oddelenie inej formy predaja, P.O. BOX 183, Vajnorská 137, 830 00 Bratislava 3, tel.: 02/444 588 16, 02/444 588 21, fax: 02/444 588 19, e-mail: predplatne@abompkapa.sk.

Vychází 4krát ročně.

Předplatné na rok 388,-Kč (€ . 16,80), jednotlivé číslo 97,-Kč (€ . 4,20).

Informace o předplatném podává a objednávky českých předplatitelů přijímá:

Nakladatelské a tiskové středisko ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2, tel.: 296 181 805 – J. Spalová, e-mail: spalova@cls.cz.

Informace o podmínkách inzerce poskytují a objednávky přijímá: Inzertní oddělení ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2,

tel.: 224 266 252, tel./fax: 224 266 265, e-mail: ntsinzerce@cls.cz.

Registrační značka MK ČR E 6869.

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

Rukopis byl dán do výroby dne 3. 5. 2011.

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

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

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

PŮVODNÍ PRÁCE

ZMĚNY V POHYBOVÉM SYSTÉMU PO NORDIC WALKING

Jandová D., Morávek O.

Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV, Praha
Centrum zdraví JONA, Pardubice

SOUHRN

Autoři pilotní studie pro identifikaci změn v pohybovém systému po Nordic walking použili expertní informační systém CK-B-plus. Pilotní studie potvrdila, že již po krátkém zácvičku dochází k pozitivním změnám v pohybovém systému. Autoři se zaměřili na změny hrudní páteře v reflexním vztahu k respiraci a mobilizaci segmentů.

Klíčová slova: pohybový systém, aktivita svalstva, Nordic walking

SUMMARY

Jandová D., Morávek O.: Changes in Locomotion System after Nordic Walking

The authors of the pilot study for identification of changes in locomotion system after Nordic Walking used the expert system CK-B-plus. The pilot study confirmed that even after a short period of exercise there are positive changes in the locomotion system. The authors directed their attention to changes of thoracic spine in relation to respiration and segment mobilization.

Key words: locomotion system, muscular activity, Nordic Walking

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 2, pp. 47–49.

ÚVOD

V souladu s odborníky oboru rehabilitační a fyzikální medicína chápeme bipedální chůzi člověka jako fylogenetickou variantu lokomoce, kdy je přítomna polarizace ve prospěch dolních (původně zadních) končetin. Chodidlo nohy se střídavě mění v punctum fixum a punctum mobile v rámci obecně známého pohybového cyklu. Chůze s použitím speciálních hůlek zvaná Nordic walking (dále jen NW) je pohybová aktivita pro každý věk; je ideální pro nesportovce, kdy dominuje NW typu zdravotní pohybové aktivity pro všechny, co chtějí začít s pohybem. Vynikající je pro osoby po delší imobilitě pro onemocnění nebo stavy po úrazu. Stále častěji pozorujeme nemocné po operacích nosných kloubů dolních končetin, kteří provozují NW po rovině jako formu léčebné rehabilitace, setkáváme se s NW u kardiaků, astmatiků a osob s jinými chronickými respiračními onemocněními (terapeuticky je NW použita zvláště pak cíleně vedená fyzioterapeuty v klimatických lázních – Jeseník, Karlova Studánka aj.) Po nerovném terénu je pohybová terapie NW vhodná pro zdravé osoby jako primární prevence a for-

ma otužování, pro osoby s určitým lehčím vrozeným či získaným zdravotním omezením jako sekundární prevence.

Podle našich referencí (subjektivní výpovědi klientů) a výuky v kurzech NW je klinicky zřetelné, že NW napřimuje páteř, zmírňuje zatížení nosných kloubů, zlepšuje dýchání a subjektivně podporuje krevní pumpu, zlepšuje mízní oběh a zvyšuje nespecifickou odolnost na obecné stresory, včetně typických fyzikálních vlivů (chlad, prudké výkyvy počasí a jiné meteorotropní vlivy).

Rychlost chůze NW je nutně přizpůsobit terénu a individuální kondici chodce, protože každý člověk má svoji optimální zátěž a tu by neměl překračovat. Při chůzi NW platí jednoduchá pomůcka jako vždy platná v oboru RFM: měli bychom jít tak rychle, abychom stačili za chůze plynule mluvit. Zátěž můžeme zvyšovat postupně prodlužováním délky trasy a změnou chůze po rovině na chůzi v mírně nerovném terénu, později v náročném terénu. Speciální hůlky určené pro NW jsou důležité, zvláště pro úchyt by měly hůlky mít správně tvarované madlo a poutko, které dokáže přidržet hůlku u ruky bez nutnosti ji svírat dlaní. Správné nastavení

výšky hůlek je obecně známé, a proto je v tomto sdělení nepopisujeme

Autory pilotní studie zaujalo sdělení „Sledování aktivity vybraných svalů u NW a chůze pomocí povrchové EMG“ autorů: Kračmar B., Vystrčilová M., Psotová D. z FTVS, které publikovali v časopise Rehabilitace a fyzikální lékařství 3/2007. Autoři tehdy vybrali zkřížený lokomoční vzorec a sledovali svaly na pravé straně trupu a horní končetiny a vlevo svaly na pánvi a dolní končetiny povrchovou elektromyografií. Pro objektivizaci změn v pohybovém systému při chůzi a při NW autoři tohoto sdělení využili expertního informačního systému (EIS) CK Bplus.

Cílem pilotní studie je verifikace efektu NW – s hypotézami:

1. NW zlepšuje funkci hrudní páteře cíleně na oblast segmentu Th3.
2. NW aktivuje více svalů pletenců do výkonu a působí pozitivně na počty reflexních změn měkkých tkání odpovídající segmentově.

CHARAKTERISTIKA SOUBORU

- 10 nespportovních osob, dobrovolníků, se sedavým zaměstnáním, bez závažných nemocí, bez medikace, laiků z hlediska NW
- 5 mužů, 5 žen, zhruba stejného parametru BMI (pásmo 25-27)
- Zastoupeny všechny dekády v rozmezí 9-57 let

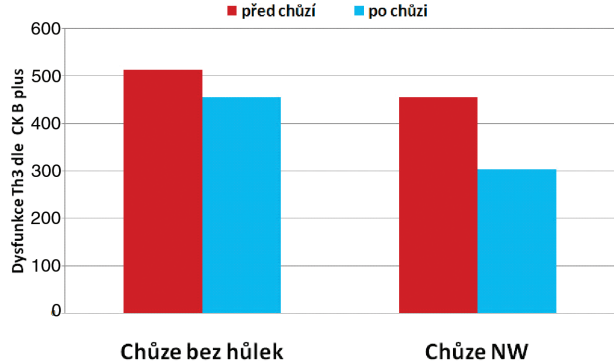
METODIKA

Charakteristika Computer Kinesiology CK Plus vyšetření

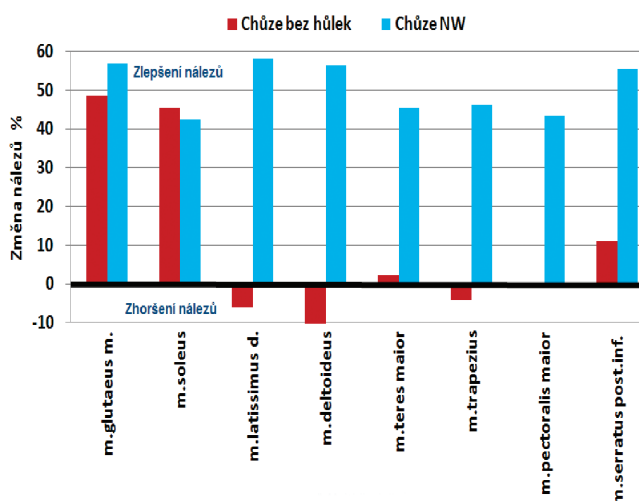
počet testů

- *Omezení rozsahů aktivních pohybů ve stoji* 36
- *Omezení rozsahů pasivních pohybů* 24
- *Reflexních změn měkkých tkání ve stoji* 52
- *Celkem testů* 112
- *Doba vyšetření, včetně záznamu hodnot (min. 20-30)*

1. **den** skupina 10 probandů absolvovala instruktáž - základní výcvik chůze NW (2 hodiny).
2. **den** tělesný klid.
3. **den** prošla tato skupina pod vedením instruktorů NW trasu s celkovou dobou chůze NW 1 hodina.
4. **den** prošla stejná skupina stejnou trasu ve stejném čase chůzí bez hůlek za 1 hodinu.

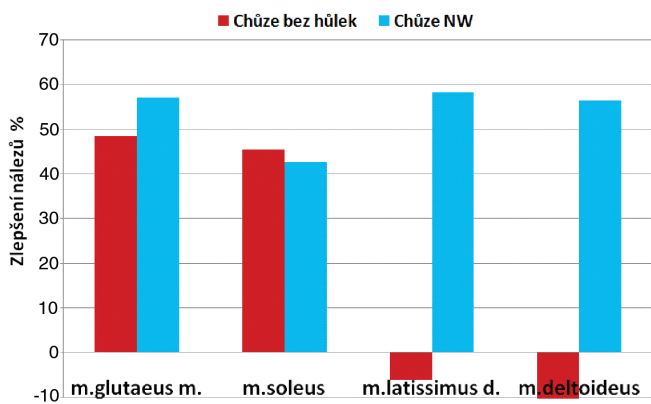


Graf 1. Počet reflexních nálezů v segmentu Th3



Graf 2. Změny nálezů na svalech.

(Pro názornost zobrazeno v % vstupních hodnot.)



Graf 3. Změny reflexních nálezů u vybraných svalů.

- Probandi byli testováni vždy expertním informačním systémem Computer Kinesiology CK Bplus.
- Těsně před zahájením chůze či NW chůze s hůlemi.
- 1 hodinu po absolvování dané trasy.
- Výsledky testů byly zaznamenány do písemného protokolu a následně byly údaje vloženy do počítače a vyhodnoceny softwarem CK Bplus.

ZÁVĚR

Hypotéza 1. Chůze Nordic walking zlepšuje funkci v segmentu oblasti Th3 – hypotéza byla potvrzena.

Hypotéza 2. Chůze Nordic walking aktivuje více svalů pletenců do výkonu a působí pozitivně na počty reflexních změn měkkých tkání této pletencové oblasti – hypotéza byla potvrzena. Největší pozitivní změny funkcí testovaných svalů byly po chůzi NW oproti chůzi bez hůlek sestupně u svalů: m. latissimus dorsi, m. teres maior, m. deltoideus, m. serratus post. inf., m. gluteus m., m. trapezius, m. pectoralis maior.

Porovnání výsledků obou studií: Výsledky výše uvedených autorů při NW povrchovou EMG prokázaly u NW signifikantní nárůst aktivace m. latissimus dorsi vpravo se souběžným výrazným poklesem aktivace gluteálních svalů vlevo.

Přestože se jedná o nesourodé studie, prokázali jsme shodu ve vyšší aktivaci m. latissimus dorsi a „snížení námahy“ pro musculi glutei.

Rozhodně je potřebné pokračovat v objektivizaci pozitivních změn v pohybovém systému po NW. Využití expertního informačního systému pro širokou fyzioterapeutickou obec se jeví jako výhodná objektivizující validní metoda

Výhody:

- jednotný algoritmus vyšetření a hodnocení nálezu
- ekonomická nenáročnost
- reprodukovatelnost
- hodnocení intraindividuální i interindividuální

Hypotéza 3. Chůze Nordic walking aktivně zapojuje více svalů do výkonu – hypotéza potvrzena. Největší zlepšení nálezů na testovaných sva-lech bylo po chůzi NW oproti chůzi bez hůlek u svalů m. latissimus dorsi, m. teres maior, m. deltoideus, m. serratus post. inf., m. trapezius, m. pectoralis maior.

Hypotéza 4. Chůze Nordic walking prospívá

LITERATURA

1. BUCHOVCEVA, D., BUCHOVCEV, J., KURILOV, V.: Periostal technology and individual correction. Ukrajina, Ukrajinská státní agentura autorských práv č. 38, 1998.
2. BUCHOVCEVA, D., BUCHOVCEV, J., KURILOV, V., ŠEPTALIN, N.: PAK Program –atlas komplex. Ukrajina, Ukrajinská státní agentura autorských práv č. 371998.
3. JANDOVÁ, D., MORÁVEK, O.: Využití expertních informačních systémů v oboru RFM. Předneseno a publikováno ve Sborníku MKF ČR - Mezinárodní fyzioterapeutické konference ČR - UNIFY ČR, v Brně 4. 9. 2009, sborník - ISSN 1801-4062.
4. JANDOVÁ, D.: Existence expertních informačních systémů ve fyzioterapii. Rehabil. fyz.. Lék., roč. 16, 2009, č. 4, s.165-172.
5. JANDOVÁ, D.: Wellness z pohledu lázeňské medicíny. Předneseno a publikováno ve sborníku na Wellness konferenci VŠ PALESTRY Praha, „Východiska pro odborné vzdělávání wellness specialistů“, 10. 12. 2009. viz www.palestra.cz.
6. KRAČMAR, B., VYSTRČILOVÁ, M., PSOTOVÁ, D: Sledování aktivity vybraných svalů u NW a chůze pomocí povrchové EMG. Rehabil. fyz. Lék., Praha, 2007.
7. MORÁVEK, O.: Sborník přednášek V. mezinárodní konference informačních technologií ve zdravotnictví TELEmedicína, BRNO, 2009, ISBN 978-80-7392-092-0.
8. MORÁVEK, O.: Verifikace efektu chůze s hůlkami NORDIC WALKING pomocí expertního informačního systému COMPUTER KINESIOLOGY, JONA ©2008.
9. STACHEOVÁ, D.: Fitness – trendy a perspektivy. FTVS UK, dostupné z <http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/03-002%20-%20stacheova-e.rtf>
10. Active wellness , www.activewellness.cz
11. www.jona.cz nebo jona@jona.cz
12. www.priessnitz.cz
13. Přehled cviků pro protažení svalů, www.strecink.cz
14. Strečink ve sportovním tréninku, <http://strecink.prsten.cz>
15. Wellness Club, www.wellnessclub.cz
16. Server pro seniory 50 plus, www.50plus.com

Doc. MUDr. Dobroslava Jandová

Klinika rehabilitačního lékařství

3. LF UK a FNKV

Šrobárova 50

100 34 Praha 10

e-mail: djandova@fnkv.cz

POHYBOVÁ INTERVENCE JAKOU SOUČÁST LÉČENÍ NADVÁHY A OBEZITY

Poděbradská R.

Lázně Dolní Lipová

SOUHRN

Článek shrnuje nejnovější aspekty obezity jako onemocnění a nabízí vhledy do pohybové intervence jako součásti léčení obezity. V současné době, kdy je obezita nejčastější metabolickou chorobou (9), je nezbytné hledat hromadný efektivní prostředek pro její prevenci a léčbu. Aby i dobře koncipovaná prevence a léčba obezity byla účinná, měla by najednou zasahovat na mnoha úrovních, jako jsou např. instituce rodiny, školy, legislativní orgány a další. Mnohé z těchto skupin bude potřeba nejdříve přesvědčit, že by se na řešení tohoto problému měly aktivně podílet. Fyzioterapeuti tvoří početnou skupinu terapeutů, která může působit na všech výše vyjmenovaných úrovních.

Klíčová slova: obezita, léčba obezity, spektrální analýza variability srdeční frekvence, pohybová aktivita

SUMMARY

Poděbradská R.: Physical Activity as a Part of Overweight and Obesity Treatment

This article contains new aspects of obesity as a disease and an insight into physical activity in treating obesity. Currently, obesity is the most frequent metabolic disease (9) and it is important to search for a common, effective application for its prevention and treatment. Ideally, for a well conceived prevention and treatment of obesity to be effective, it should function on many levels simultaneously (i.e. families, schools, legislative bodies etc.). However, many of these groups will firstly have to be persuaded to take an active part in solving this issue. Physiotherapists form a large group, which can operate in all the above stated levels.

Key words: obesity, treating obesity, spectral analysis of heart rate variability, physical activity

Rehabil. fyz. Léč., 18, 2011, No. 2, pp. 50–58.

ÚVOD

Poměrně malý důraz je dnes kladen na sledování a řešení rostoucí prevalence nadváhy, která od BMI 27 ohrožuje téměř stejnými zdravotními riziky jako obezita. Na rostoucí prevalenci se podílí také rozpor v nahlížení pacienta a řešitele na léčbu. Cílem intervence v léčbě obezity z pohledu pacienta je většinou lépe vypadat či snížit celkovou hmotnost. Cílem intervence v léčbě obezity z pohledu řešitele je naučit pacienta efektivně spalovat tuk, snížit jeho zdravotní rizika (7), která s sebou nadváha a obezita přinášejí a dále snížit náklady na zdravotní péči, které chybí v jiných, podstatně méně vlivných oblastech. Pro léčbu obezity je z neinvazivních metod obecně doporučována kombinace dietních opatření, fyzické aktivity a kognitivně-behaviorální terapie vedoucí ke změnám životního stylu (21).

OBEZITA

Z vyrovnaného energetického stavu může dojít buď ke zvýšení energetického příjmu, nebo ke snížení energetického výdeje, případně jde o kombinaci těchto změn. Vzhledem k tomu, že množství proteinů a sacharidů v lidském těle je relativně

stabilní, je nadbytečná energie ukládána především ve formě tuku. K ukládání tuku dochází až po selhání autokompenzačních mechanismů udržení tělesné hmotnosti (14, 34). Energetická balance je v lidském organismu regulována jednak dlouhodobými mechanismy, které udržují po delší dobu relativně stálou tělesnou hmotnost, a jednak mechanismy krátkodobými, které způsobují opakované krátkodobé výkyvy tělesné hmotnosti. Příjem jídla je regulován balancí stimulačních a inhibičních vlivů na hypothalamus. V hypothalamu se nacházejí dvě důležité oblasti označované jako centrum hladu v oblasti laterálních jader a centrum sytosti v oblasti ventromediálních jader. Základem udržení balance mezi energetickým příjmem a výdejem je regulační zpětná vazba zahrnující:

1. senzor, který monitoruje množství tukové tkáně,
2. hypothalamické centrum se specifickými receptory, které přijímají a integrují intenzitu tohoto signálu,
3. efektorové systémy, které zprostředkovávají anabolickou nebo katabolickou odpověď organismu.

V lidském těle je senzor výše uvedené zpětné vazby reprezentován množstvím leptinu, hormonu syntetizovaném v buňkách bílé tukové tká-

Tab. 1. Základní klasifikace obezity dle WHO (1997).

Klasifikace	BMI	Riziko komplikací obezity
podváha	< 18,5	nízké
normální váha	18,5 - 24,9	průměrné
zvýšená váha	≥ 25	
nadváha	25 - 29,9	mírně zvýšené
obezita I. stupně	30,0 - 34,9	středně zvýšené
obezita II. stupně	35,0 - 39,9	velmi zvýšené
obezita III. stupně	≥ 40	vysoké

ně. Množství leptinu pozitivně koreluje s množstvím tukových buněk. Za normálních okolností tlumí zvýšená hladina leptinu chuť k jídlu. U obézních je tato zpětná vazba porušena a k tlumení chuti k jídlu nedochází v důsledku leptinové rezistence. Tuková tkáň u obézních není jen pasivní zásobárnou energie v tuku, ale hormonálně aktivní tkání, jejíž produkty (jako např. leptin) aktivně zasahují do regulačních mechanismů metabolických pochodů a řídících reakcí celého organismu. V tukové tkáni obézních se tvoří až 120 různých adipokinů (produktů bílé tukové tkáně) s autokrinními, parakrinními i endokrinními funkcemi. Nejvíce aktivní jsou zřejmě tzv. preadipocyty, které jsou strukturálně velmi podobné imunitním buňkám. Nežralé adipocyty se mohou transdiferencovat v makrofágy, které na základě neznámého signálu napadají tukovou tkáň. Obézní zvířata mají tendenci ke shlukování a formování velkých buněk, charakteristických u chronického zánětlivého onemocnění, bílá tuková tkáň je pak místem aktivního zánětu. Prozánětlivé signály přicházejí více z viscerální tukové tkáně oproti podkožní. Chronický zánět je běžnou vlastností metabolického syndromu a první zánětlivý signál může začínat právě v tukové tkáni (38, 39). Od stupně zánětu se odvíjí riziko výskytu budoucích komplikací – cukrovky II. typu a kardiovaskulárních onemocnění (33).

Porucha metabolismu, která je spojena se změněnou velikostí a anatomickou distribucí tukových buněk, není pouze kvůli změněnému uvolňování adipokinů, ale také jako odpověď na chronicky zvýšenou hladinu lipidů v oběhu. Chronicky zvýšená systémová dostupnost lipidů z metabolicky více aktivní viscerální tukové tkáně vede k akumulaci triglyceridů (TG) v kosterních svalech a játrech, stejně jako ke zvýšené buněčné koncentraci volných mastných kyselin (FFA). FFA negativně ovlivňují funkci inzulinu. Akumulace lipidů v kosterních svalech brání optimálnímu využití glukózy jako zdroje energie a vzniká inzulinová rezistence (22). Adipokiny stojí na rozhraní mezi metabolismem a imunitou v modulaci nejenom zánětu, ale také imunitní a autoimunitní reaktivity (18).

VYŠETŘOVACÍ METODY A KLASIFIKACE OBEZITY

Body mass index (BMI), vyjadřující poměr hmotnosti a druhé mocniny výšky, je celosvětově nejvíce využívanou klasifikací obezity. Hlavním důvodem je jednoduchost výpočtu, možnost vlastního měření a možnost srovnání mezi různými rasami. Nevýhodou je možnost špatné interpretace, protože BMI ve svém výpočtu nezohledňuje podíl tukové a svalové složky na celkové hmotnosti. Ve studii Deurenberga a spol. (5) bylo zjištěno, že rozdíly v tělesné stavbě mají vliv na vztah mezi BMI a procentem tuku, kdy při stejném BMI bylo procento tuku u jednotlivých skupin rozdílné. BMI nevyjadřuje dostatečně množství tuku a množství svalů v těle, procento tuku zase neurčuje, zda se jedná o tuk podkožní nebo viscerální (tab. 1).

Nejjednodušší metodou ke stanovení obsahu tukové tkáně v organismu je antropometrické měření. Podle některých autorů lze vycházet při odhadování množství tukové tkáně pouze z měření kožních řas kaliperací. Jiní autoři měří také obvody jednotlivých segmentů lidského těla a šířku epikondylů. Cestou kombinací naměřených hodnot v regresních rovnicích vznikají různé indexy až koncepty typologie tělesné stavby člověka. Výše uvedené metody jsou zatíženy poměrně velkou subjektivní chybou, vlastní měření vyžaduje velmi pečlivý zácvik, ale i poté může také u zkušenských antropologů činit chybu v měření až 5 %. Bioelektrická impedance (BIA) měří složení těla na podkladě průchodu různých frekvencí elektrického proudu lidským tělem, kde hodnota odporu tkáně je nepřímou úměrná objemu tkáně, kterou elektrický proud prochází. Výsledky BIA jsou závislé na stavu hydratace organismu (9). Množství tekutiny v těle se však při redukci hmotnosti také často redukuje, což ovlivňuje výsledky měření BIA. Z biofyzikálních a biochemických metod je za nejpresnější považována duální rentgenová absorpciometrie (DEXA), computerová tomografie (CT) a magnetická rezonance (MR), tato vyšetření jsou však náročná na čas a vybavení pracoviště.

Vedle měření složení těla je potřeba také hodnotit distribuci tukové tkáně, protože viscerální tuková tkáň je více metabolicky aktivní a její zvý-

Tab. 2. Hodnocení zdravotního rizika vzhledem k obvodu pasu (WHO).

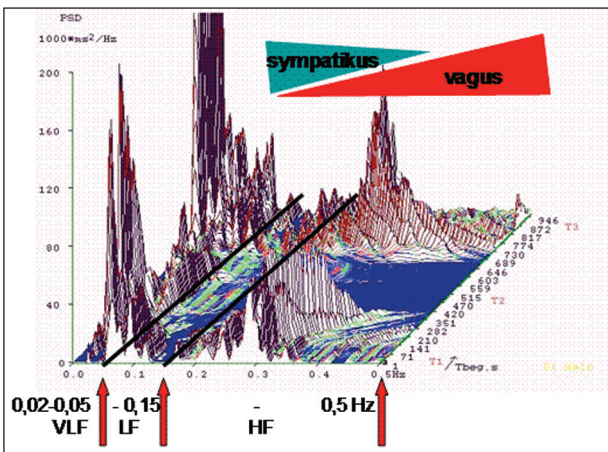
Zvýšené zdravotní riziko	ženy ≥ 80 cm muži ≥ 94 cm
Podstatně zvýšené zdravotní riziko	ženy ≥ 88 cm muži ≥ 102 cm

šené množství s sebou nese pro jedince větší rizika než zvýšené množství podkožní tukové tkáně. Z nejjednodušších metod je možno provést vyhodnocení měření poměru pas : boky, měření obvodu pasu či již zmiňovanou metodu BIA. Z méně dostupných CT nebo MR (tab. 2).

U vyšetřovacích metod nadváhy a obezity lze vidět posun od metod staticky hodnotících množství tuku k metodám hodnotícím dopad nadváhy a obezity na fyziologické funkce organismu. Mezi tyto metody patří např. hodnocení dynamiky adipokinů, které je teprve v začátcích, nebo spektrální analýza variability srdeční frekvence (SA HRV).

SPEKTRÁLNÍ ANALÝZA VARIABILITY SRDEČNÍ FREKVENCE

Autonomní nervový systém (ANS) představuje hlavní regulační mechanismus, který udržuje integritu organismu jako celku. Z pohledu teorie systému jde o otevřený, dynamický systém, do jehož činnosti se promítá každá relevantní informace z vnitřního a vnějšího prostředí (16). Vzhledem k tomu, že variabilita srdeční frekvence (HRV) a její modulace je ovlivňována sympatikem i vagem a současně je poměrně jednoduše snímatelná, stala se prostředkem možnosti zjištění funkční dynamické rovnováhy v ANS. SA HRV je moderní neinvazivní metoda, která kvantifikuje aktivitu ANS.



Graf 1. Příkladový (ilustrační) graf představující časofrekvenční analýzu variability srdeční frekvence. *Převzato z prezentace doc. MUDr. P. Stejskala, CSc. (2008). Uvedeno se svolením autora.*

Základem metodiky je monitorování časových rozdílů mezi po sobě následujícími srdečními stahy, pro které se obecně vžil název variabilita srdeční frekvence, anglicky heart rate variability. Fourierovou transformací časových rozdílů do frekvenčních hodnot vzniká modifikované výkonové spektrum, které nejlépe vystihuje fluktuální změny během krátkodobého záznamu. Výkonové spektrum je možno rozdělit na tři pásma: VLF 0,02-0,05Hz, které je zřejmě nejvíce ovlivněno sympatickou a nejméně vagovou aktivitou; LF 0,05-0,15Hz, které je nejvíce ovlivněno baroreflexní aktivitou a odráží poměr mezi aktivitou obou subsystémů; 0,15-0,5 Hz, frekvenční rozsah, který je téměř výhradně ovlivněn parasympatikem (1) (graf 1).

ANS velmi citlivě reaguje na všechny psychické a somatické změny v organismu a také na vnější vlivy, mimo jiné i na změnu polohy. Proto pro usnadnění interpretace nálezů byla zavedena zkouška leh-stoj-leh, v níž se v závislosti na míře ortostatické zátěže střídá vleže převaha aktivity vagu, vstoje sympatiku a po opětovném položení opět aktivita vagu. Fyziologická autonomní regulace se projevuje vyššími hodnotami spektrálního výkonu vysokofrekvenční složky v obou polohách vleže, zatímco vstoje dochází k jejich snížení (23).

Kromě standardního vyhodnocení parametrů SA HRV byly vytvořeny tzv. komplexní ukazatele, které sdružují všechny ukazatele závislé na intenzitě zatížení, věku a nemoci. Hodnoty standardních ukazatelů byly převedeny na hodnoty bodové, aby byla interpretace co nejjednodušší. Mezi základní hodnocené parametry patří komplexní ukazatel aktivity vagu, komplexní ukazatel sympatovagové rovnováhy a celkové skóre. S jistou rezervou se pak celkové skóre může nazvat „funkčním věkem ANS“ (35).

Od vhodně předepsaného individuálně cíleného pohybového režimu a dietní intervence lze očekávat zlepšení kvality autonomního řízení, a tedy i zlepšení ukazatelů SA HRV. SA HRV by tak mohla sloužit k prokázání vhodné kvality intervence, která přinese zdravotní benefity (15).

Výsledky proběhlé studie ukazují, že vlivem komplexní intervence, zahrnující dietu, PA a psychologickou intervenci, došlo ke zlepšení výsledků SA HRV. Přestože se jednalo o komplexní intervenci, byl největší vliv na zlepšení výsledků SA HRV příkládán pravidelné PA za splnění preskribovaných kritérií, a to také proto, že zvýšení aktivity vagu působením vytrvalostní PA již bylo prokázáno (19).

LÉČBA OBEZITY

Cílem léčby nadváhy a obezity je snížení a udržení klinicky významného hmotnostního úbytku

s konečným cílem redukovat výskyt s obezitou spojených onemocnění, poškození a limitací funkčního potenciálu člověka. Již redukce 5-10 % z původní váhy přináší zdravotní benefity a je považována za úspěch. Za déletrvající efekt léčby je považováno udržení 10% hmotnostního úbytku po dobu nejméně jednoho roku. Z dlouhodobých studií však vyplývá, že úspěšnost redukce tělesné hmotnosti po pěti letech zůstává stále pouze 10%. Z neinvazivních postupů je doporučována vedle farmakoterapie kombinace nutriční terapie, pohybové terapie a kognitivně-behaviorální terapie (21). Z invazivních postupů bariatrická chirurgie. Volba postupu se odvíjí od stupně obezity, výskytu komorbidit, od úspěchů dřívějších terapií a od charakteristik individuálního života jedince (28). Léčba nadváhy a obezity je založena na vytvoření negativní energetické balance při současném snížení energetického příjmu a zvýšení energetického výdeje pohybovou aktivitou. PA zvyšuje energetický výdej po cvičení, zvyšuje klidový energetický výdej a zvyšuje energetický výdej spojený s necvičebními PA (34). Obezita je příznakem porušené kalorické balance a vyžaduje systematické vyhodnocení faktorů, které mohou potenciálně ovlivňovat u jedince tuto poruchu a následně dle příčiny zvolit vhodnou léčbu. Přejídání je pouze příznak, většinou ne příčina (29).

EFEKT POHYBOVÉ AKTIVITY

Samotné cvičení obecně nevede k významnému velkému hmotnostnímu úbytku, ale je velmi důležitým doplňkem redukce hmotnosti, protože zvyšuje kalorický výdej, zvyšuje hmotnostní úbytek a zlepšuje adherenci k redukčnímu programu. Pravidelné denní cvičení funguje jako prevence komplikací obezity a snižuje riziko opakovaného nárůstu hmotnosti. Fyzicky aktivní obézní mají menší riziko morbidity a mortality než neobézní jedinci se sedavým způsobem života (28). Někteří autoři se přiklánějí k názoru, že cvičení podporuje redukci tělesného tuku a prostřednictvím toho snižuje množství prozánětlivých adipokinů (10). Toto tvrzení podporují i data z rozsáhlých populačních kohortových studií. Prado a spol. (27) také uvádějí několik příkladů, kdy samotné cvičení nemělo dlouhodobý efekt na snížení hladin prozánětlivých adipokinů. PA ovlivňuje i změny protizánětlivých markerů. Zatímco jedno nárazové cvičení tyto hladiny nemění, některé studie ukazují, že pravidelná PA vytrvalostního charakteru prokazatelně zvyšuje hladinu protizánětlivých markerů v krvi u obézních jedinců s inzulinovou rezistencí (37).

PA ovlivňuje zásoby intramuskulárních TG (IMTG) a jejich využití jako energetického substrátu

U neobézních i obézních jedinců je obsah IMTG inverzně spojen s inzulinovou senzitivitou. Existuje silná korelace mezi celkovým množstvím tuku v organismu a množstvím IMTG. Také se ukazuje, že oxidace IMTG během cvičení je závislá na svalové kontrakci a k redukci IMTG dochází ve svalech, které během cvičení aktivně pracují. Doporučení optimální PA pro redukci hmotnosti by mělo vždy obsahovat: přesně definovanou intenzitu PA, typ PA, délku PA a frekvenci PA.

Typ PA

Pro redukci tělesného tuku se jako nejvhodnější jeví dynamická vytrvalostní PA, při níž za splnění i ostatních kritérií (intenzita, trvání a frekvence) dochází k přednostnímu využití tuků jako energetického substrátu. Upřednostňovány by měly být PA, při kterých dochází k přemístění celého těla bez dopomoci, protože při těchto dochází k největším energetickým výdejům (32). Nejjednodušším typem takové PA je chůze, případně Nordic walking. Z jiných např. běh, jízda na kole, běžkování. Při výběru PA je vhodné respektovat zájmy pacienta, což může vést k lepší motivaci a adherenci. Jinou možností je využití různých cvičebních trenažérů vytrvalostního typu. Mezi oblíbené patří i tanec nebo cvičení s hudbou – taneční aerobik. Randomizovaný pokus Davidsona a spol. (4) poukazuje na největší efektivitu spojené aerobního cvičení a cvičení proti odporu na zlepšení inzulinové rezistence, než využití každého cvičení samostatně.

Intenzita PA

Způsob doporučení intenzity PA se mezi autory liší. Např. McTigue, Hess, Ziouras (21) a Pařízková (24) prezentují doporučení intenzity PA pouze slovní škálou – mírně intenzivní, středně intenzivní, středně dynamická zátěž. Placheta, Siegelová a Štejfa (25) vycházejí ze srdeční frekvence (SF), stejně jako Hainer (9), který také píše, že stanovování tréninkové srdeční frekvence (TSF) ze SFmax respektuje aktuální stav kondice pacienta a zároveň zohledňuje jeho věk. Další možností stanovení intenzity PA je v %VO₂max, jako např. Kraus a spol. (17). Přesné individuální stanovení hodnoty VO₂max není v běžných podmínkách dostupné a využívají se proto spíše odhady VO₂max dle doporučených norem. K maximální oxidaci tuků dochází při zátěžích s intenzitou kolem 50 % VO₂max (9). Oxidace FFA pokrývá většinu požadavků na energii při intenzitě zatížení méně než 30 % VO₂max s malým nebo žádným využitím intramuskulárních a z lipoproteinů získaných TG. Při cvičení v intenzitě 40-65 % VO₂max je maximum zdroje energie z oxidace tuků. Kolem 50-70 % z oxidace tuků je z FFA v plazmě, zbytek z intramuskulárních a z lipopro-

teinů získaných TG. Při intenzitě cvičení 70-90 % VO_2max oxidace tuků klesá, přičemž více klesá oxidace intramuskulárních a z lipoproteinů získaných TG než oxidace plazmatických FFA. Celková oxidace tuků stoupá s trváním cvičení. Využití IMTG je zřejmě nejvyšší v prvních dvou hodinách středně intenzivního cvičení, poté klesá. Bylo zjištěno, že pokles využití IMTG koreluje se zvýšením dostupnosti plazmatických FFA. Využití IMTG jako energetického substrátu při zátěži také záleží na množství IMTG při výchozí situaci – před cvičením. Pokud pacient konzumuje stravu bohatou na tuky a pak tuky omezí, dochází k redukci IMTG a současně také k redukci využití IMTG jako energetického substrátu. Oxidaci IMTG ovlivňuje také příjem sacharidů před cvičením, momentálně ještě není jasné, jak dlouho před cvičením by se neměly jíst sacharidy, aby toto nezasahovalo do oxidace tuků, obzvláště IMTG. Důležitá je vzhledem k obnovení zásob IMTG i strava po cvičení. Při konzumaci stravy, obsahující vyšší množství sacharidů a tuku (pouze 10-15 %), nedochází k doplnění zásob IMTG na hodnoty stejné jako před cvičením, zatímco při požití stravy bohaté na tuky (35-40 %), jsou zásoby IMTG doplněny během 24-48 hodin na původní hodnoty. Po vytrvalostním tréninku dochází ke zvýšení kapacity využití tuku jako energetického substrátu během cvičení a redukuje se využití endogenních zásob sacharidů. U trénovaných jedinců dochází ke zvýšení aktivity lipoproteinové lipázy ve svalu a k lepšímu využití FFA z plazmy. Zároveň ale jako adaptace na vytrvalostní trénink dochází také ke zvýšení zásob IMTG ve svalu, nicméně současně se zvýšením i zásob glykogenu (20). Protože $\% \text{VO}_2\text{max}$ odpovídá $\% \text{MTR}$ (3), využívá se k vyjádření intenzity PA často doporučení v procentech maximální tepové rezervy (MTR) vypočítané jako podíl SFmax a SFmin , které je pro pacienty srozumitelnější. Jiní autoři pracují např. s tabulkami, které stupňují intenzitu nejběžnějších PA v jednotkách MET „multiple of resting metabolic rate“, neboli spotřeba energie v klidu vsedě v bdělém stavu (11).

Při doporučení intenzity PA je vhodné zohlednit také fakt, že jedním z rizikových faktorů obezity je inzulínová rezistence, kterou lze cvičením ovlivnit. Doporučení intenzity PA pro ovlivnění citlivosti inzulínových receptorů se rovněž liší a pohybuje se v rozpětí 60 až 85 % VO_2max . Přesto výsledky jedné ze studií ukazují ovlivnění inzulínové rezistence i nižší intenzitou PA a větší důraz je kladen na trvání PA (12).

Obecně nižší intenzita PA je pacienty lépe tolerována a je doprovázena větší schopností adherence k PA a menším procentem úrazů (17, 9). Příliš vysoká intenzita PA může vést u obézních pacientů k poškození pohybového systému a také k větší vyčerpanosti, a tím ke snížení objemu HPA (34).

Délka a frekvence PA

Minimální doporučená délka PA pro redukci tělesného tuku je 30 minut denně, jak uvádějí např. Erlichman, Kerbey a James (8). Další doporučení se odvíjí od vztahu délky PA a intenzity PA, délky PA a frekvence PA a je zohledňováno následující:

- při nižších intenzitách je nutné PA prodloužit aby bylo dosaženo cílového objemu energetického výdeje,
- při PA ve frekvenci méně než denně se délka PA prodlužuje, při PA obden je doporučená délka 40 až 45 minut.

Obecné doporučení v Americe hovoří o 30 minutách mírně aktivního cvičení nejlépe každý den bez ohledu na hmotnost (28).

PA pro udržení a zvýšení množství svalové hmoty

Obézní pacienti mají často na počátku nadváhy nebo obezity snížené množství svalové hmoty, což determinuje jejich klidový kalorický výdej. Jako lepší cesta pro redukci hmotnosti se jeví v první fázi zvýšení objemu svalové hmoty, někdy upřednostněno před restrikcí kalorického příjmu, která se přidává až v druhé fázi redukce. Svalová buňka je sídlem inzulínových receptorů, zvýšení objemu svaloviny vede k aktivaci více inzulínových receptorů, tedy ke zlepšení metabolismu sacharidů. Zařazení cvičení pro udržení a zvýšení množství svalové hmoty je při redukci hmotnosti doporučeno. PA pro redukci tukové tkáně je založena na jiných principech než posilovací cvičení. Může sice vést k lehkému zvýšení svalové hmoty na dolních končetinách, protože většina redukčních aktivit probíhá právě aktivací velkých svalových skupin DKK, ale toto zvýšení dostatečně nekompensuje nepoměr mezi množstvím tukové a svalové tkáně. Je proto vhodné volit při redukci doplňující posilovací cvičení pro horní polovinu těla. Jako vhodná se také jeví Nordická chůze, která je sice dynamickou aktivitou, ale zapojuje do činnosti také horní končetiny. Sílu odporu při cvičení je potřeba volit citlivě a zohlednit dopad míry nadváhy či obezity na pohybový systém, kde samotný tuk již působí jako závaží.

Habituační PA

PA jedince lze didakticky rozdělit na řízenou PA a habituační PA (HPA). HPA v podstatě zahrnují všechny denní činnosti, jejichž objem je jediným prostředkem obtížně měřitelný. Jednou z možností měření HPA je využití krokoměrů. Tato forma vyjádření HPA umožňuje i laické veřejnosti základní orientaci o úrovni HPA (30). Jako denní „univerzální“ norma je doporučováno vykonání minimálně 10 000 kroků pro podporu zdraví (31). Limitem krokoměrů je nemožnost jejich využití

při plavání nebo i jiných druhých PA, jako je např. jízda na kole. Tyto PA je pak nutno monitorovat jinak. Další možností je využití méně dostupných akcelerometrů. Existuje signifikantní negativní korelace mezi HPA a některými prozánětlivými markery.

Fyzioterapie

Ze cvičení cíleného na pohybový systém vzhledem k jeho přetížení nadměrnou hmotností těla dochází ke vzniku bolestí a degenerativních změn. Proto je vhodné obézní pacienty edukovat o správném držení těla a centraci kloubů, která vede k ideálnímu rozložení sil v kloubu a snižuje tak poškození. Zároveň redukce hmotnosti vede často ke změně statiky páteře a nosných kloubů, což je také často doprovázeno bolestmi. Volba vhodného kompenzačního cvičení je individuální. Lze využít individuální tělesnou výchovu v kombinaci s mobilizacemi a měkkými technikami nebo doporučit vhodné skupinové cvičení.

Motivační prvky

Jedním ze základů dlouhodobé úspěšnosti redukčního programu je adherence k tomuto programu, které významně napomáhá motivace. Řada výzkumných prací je v minulosti i dnes zaměřena na řešení několika otázek: Jsou psychické komplikace jednou z příčin, nebo následků obezity? Existují psychické determinanty obezity? Výsledky nejsou jednoznačné, přesvědčující. Většina teorií potvrzuje, že se nedá prokázat specifická (typická) osobnostní struktura obézních, že obézní netvoří osobnostně homogenní skupinu (9). Jiné studie ukazují zvýšené skóre v určitých charakteristikách osobnosti, např. ve studii Johnsona a spol. (13) vykazují obézní pacienti zvýšenou úzkost, depresivitu, sníženou sebekontrolu a jiné.

Velmi důležitým faktorem pro léčbu obezity je motivace. Jak zhubnout a neztratit přitom možnost svobodně se rozhodovat, jednat a uspokojit tak lidskou potřebu sebeurčení (26). Pozitivním faktorem může být fakt, že motivace je v lidském organismu silně zakořeněná. Díky ní se můžeme správně vyvíjet, celá ontogeneze se odehrává na základě motivace. Bez motivace nedochází k adekvátnímu motorickému vývoji (36). U mnoha obézních pacientů lze po několika terapeutických sezeních detekovat vnější nátlak ze strany rodiny nebo přátel. Cílem jejich terapie pak je splnit přání někoho jiného, vnější motivace. V takovém případě ale po skončení ústavní terapie chybí schopnost adherovat ke cvičebnímu programu, pokračovat v terapii, a to i přes opakované seznámení pacienta se zdravotními riziky, které obezita přináší. Dokonce i v případě klinické manifestace některé z komplikací obezity. Právě ad-

herence ke cvičebnímu programu se v poslední době jeví pro úspěšnost léčby obezity jako klíčová. Je správná motivace cestou k dlouhodobé adherenci?

Elfhag a Rössner (6) tvrdí, že podle teorie sebeurčení mají jedinci společné psychologické potřeby, které musí naplnit. Jsou jimi kompetence, autonomie a souvislost (sounáležitost), které jsou označovány jako tzv. „výživa“. Tato teorie je důležitá pro cíl PA, kde mechanismy regulace chování mohou mít vliv na stupeň, ve kterém budou jedinci fyzicky aktivní. V teorii sebeurčení jsou vytvořeny stupně tzv. kontinua motivace s nejvyšším stupněm – vnitřní motivací a nejnižším stupněm – amotivací. Mezi těmito dvěma body jsou stupně vnější motivace. Různé stupně motivace jsou reprezentovány v rozsahu, ve kterém má jedinec internalizováno chování. Internalizace je proces, kterým jedinec pozná určité chování a přivlastní si je. Samotná vnitřní motivace má také stupně, tyto souvisí s poznáváním, uskutečňováním (dokazováním, úspěšností) a stimulací zkušeností. Poznávání ve smyslu učení se něčemu novému, růstu a rozvíjení znalostí. V pohybovém programu se jedná například o učení se nové PA. Další jsou činnosti a procesy spojené s nebezpečím, s něčím nekonvenčním (neobvyklým) a s úspěchy. Třetí komponenta je spojena s poznáváním radosti, štěstí a s estetickou zábavou, v PA se jedná např. o horelezectví nebo turistiku. Je dokumentováno, že pokud jedinci cvičí na podkladě vnitřní motivace, je více pravděpodobné, že zůstanou v programu déle (2).

Možnosti lázeňského léčení obezity v ČR v současnosti

Kromě ambulantní léčby obezity pod dohledem endokrinologů a obezitologů je pro komplexnost léčby možno využít lázeňskou léčbu. V současné době není lázeňská léčba obezity dospělých hrazena z prostředků veřejného zdravotnictví. V indikačním seznamu je uvedena pod číslem IV/4 a zahrnuje diagnózy E65, E66 a E68 a léčí se v lázních Bílina, Karlovy Vary, Lipová-lázně, Luhačovice, Mariánské Lázně a Poděbrady. Děti do 18 let mají, po doporučení lékařem, nárok na komplexní lázeňskou péči v maximální délce 6 týdnů. Léčba obezity dětí je uvedena v Indikačním seznamu pro lázeňskou péči o děti a dorost pod indikačním číslem XXIV/2 a zahrnuje diagnózy E65, E66 a E68. Léčbu obezity dětí mají v indikačním seznamu uvedeny následující lázně: Bludov, Karlovy Vary, Luhačovice a Poděbrady. Mimo to ale funguje i příslib zařazení do Indikačního seznamu při jeho novelizaci, proto některé z lázní, které realizují komplexní lázeňskou péči pro obézní děti, v indikačním seznamu nejsou uvedeny.

Redukce tělesného tuku je složitý proces, který by měl probíhat vždy pod kontrolou. V podstatě jej lze rozdělit do dvou samostatných fází: v první fázi probíhá redukce nadbytečného tělesného tuku; v druhé fázi by mělo dojít ke změnám životního stylu pacienta, které povedou k udržení dosažené hmotnosti. Někteří pacienti, popisující cestu ke svému úspěšnému procesu hubnutí, uvádějí, že ta první změna se odehrála v jejich hlavě. Z výše uvedeného přehledu současných názorů by se mohlo jednat o změnu motivace k PA z vnější na vnitřní. Zmínka o změně v hlavě se téměř u všech úspěšných pacientů shoduje, liší se pouze použitými slovy stejného významu. Shoduje se také vyjádření, že se přestali odměňovat. Nepoužívali po své změně myšlení vnější motivaci. Vnější odměny mohou v určitých situacích narušit vnitřní motivaci, provádění aktivit, které jsou uspokojující samy o sobě. Lze je podporovat? Především je lze detekovat. Využitím vhodného dotazníku a komplexní anamnézy v oblasti koníčků a seberealizace je možno vytyčit oblasti zájmu pacienta a tyto rozvíjet. V ústavní terapii je na místě mít připravenou širokou paletu realizace PA. Někdy je vhodné zařadit individuální či skupinovou psychoterapii. Zatímco při redukci váhového přírůstku je většinou pacient dostatečně motivován změnami hmotnosti, ve druhé fázi redukce je důležité vyplnit tuto mezeru dostatkem motivačních prvků PA. Jedním z motivačních prvků PA může být dokumentace PA. Vodítkem může být tzv. „Můj pohybový kalendář“, který mohou pacienti využít pro denní monitoring PA. Dobře funguje také program INDARES (www.indares.com), který ale naráží na potřebu vlastnit PC a potřebu poměrně vysokého stupně počítačové gramotnosti pacienta. Také relaxační procedury a psychologické přístupy léčby nadváhy a obezity vhodně doplňují, protože redukce hmotnosti představuje zásah do složitého systému všech metabolických pochodů a téměř vždy vyvolává jak fyzický tak psychický stres.

Na počátku ústavní léčby může být výhodou absolvovat „nastartování změn životního stylu“. Pacienti se při ústavní léčbě setkávají s lidmi se stejnými problémy, ztrácejí psychologické zábrany související s obezitou. Někdy sdružování navozuje soutěživost, která je také spojena s vnitřní motivací. Nevýhodou může být ztráta maximální efektivity léčby. Každý pacient má stanovenou přesnou preskripci PA, aby byla co nejvíce efektivní a většinou ji nelze absolvovat ve dvojici. Malá efektivita v počáteční fázi léčby vede často ke ztrátě adherence k programu. Při sdružování dochází k přizpůsobování svých kritérií jiným, na úkor efektivity.

Účinnost komplexní intervence lze prokázat také změnami v SA HRV. Ve studii, která proběhla v období 2008 - 2010 v Lázních Dolní Lipová, došlo u pacientů po komplexní intervenci, zaměřené na redukci hmotnosti, ke zvýšení celkového výkonu ANS. Zlepšení se projevilo více v oblasti ukazatelů reprezentujících činnost parasympatické větve. Tento nálezný je spojen se zvýšením adaptability na změny ve vnitřním i zevním prostředí a projevuje se téměř vždy zlepšením zdravotního stavu (15). Výstupní zlepšený výsledek SA HRV, který potvrzuje efektivitu léčby, působí jako silný motivační prvek pro adhezenci k redukčnímu programu.

Dalším z aspektů rostoucí prevalence nadváhy a obezity je zmenšení objemu HPA v průběhu zařazení aktivních tréninků do denního programu. Pro optimální efekt pohybové intervence je důležitá řízená PA a ve stanovené TSF nasazena na určitý objem HPA. Vyjádření denního počtu kroků sice neobsáhne všechny denní PA, je však dobrým orientačním vodítkem a motivačním prvkem. Silný motivační efekt se objevuje jednak při snaze o dosažení stále vyššího osobního maxima v celkovém počtu kroků denně, a jednak v rámci soutěžení mezi pacienty. V této oblasti chybí vytvořit tzv. „krokovou mapu“, která by doplnila klasickou turistickou mapu o orientační počet kroků průměrné délky.

ZÁVĚR

Jako nejlepší se při tvorbě programu pohybové intervence jeví kombinace různých pohybových aktivit umožňujících pobyt v TSF a individuální přístup v sestavování konkrétního programu. Jinak je pohybová intervence v léčbě obezity velmi individuální záležitost, šitá na míru. Obecně je možno popsat jistá kritéria, při kterých bude organismus spalovat tuky, o tom nelze pochybovat, člověk se ale jimi umí řídit jen přechodnou dobu. Lze říci, že v první fázi léčby obezity dochází k redukci hmotnosti, ve druhé fázi k udržení hmotnosti a právě zde by bylo vhodné uplatnit stimulační vlivy vnitřně motivačních faktorů jedinice. Tyto by měly být odhaleny již na počátku léčby.

Nabízí se možnost erudovat fyzioterapeuty v problematice zdravého životního stylu. Nad základní odbornou způsobilost by bylo vhodné vytvořit zvláštní odbornou způsobilost, která by umožňovala fyzioterapeutům rozpoznat pacienty v riziku plynoucím z nadváhy a obezity. Zaměřit se na detailní studium zátěžové fyziologie a preskripci PA pro léčbu nadváhy a obezity. Doplnkově pak zařadit základy výživového poradenství a psychologické přístupy.

1. BOTEK, M., STEJSKAL, P., JAKUBEC, A., KALINA, M.: Kvantifikace aktivity autonomního nervového systému v zotavení s možností monitorování procesu superkompenzace metodou spektrální analýzy variability srdeční frekvence. Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi. IV. odborný seminář s mezinárodní účastí. Olomouc, 8. 11. 2003, Česká republika.
2. BRYAN, L. C., SOLMON, M. A.: Self-determination in physical education: Designing vlase environments to promote active lifestyles. *Journal of Teaching in Physical Education*, 26, 2007, s. 260-278.
3. CARVALHO, V. O., GUIMARAES, G. V., BOCCHI, E. A.: The relationship between heart rate reserve and oxygen uptake reserve in heart failure patients on optimized and non-optimized beta-blocker therapy. *Clinics*, 63,, 2008, 6, s. 725-730.
4. DAVIDSON, L. E., HUDSON, R., KILPATRICK, K., KUK, J. L., McMILLAN, K., JANISZEWSKI, P. M., LEE, S., LAM, M., ROSS, R.: Effects of exercise modality on insulin resistance and functional limitation in older adults. *Arch. Intern. Med.*, 169, 2009, 2, s. 122-161.
5. DEURENBERG, P., DEURENBERG, M., WANG, J., LIN, F. P., SCHMIDT, G.: The impact of body build on the relationship between body mass index and percent body fat. *International Journal of Obesity*, 23, 1999, s. 537-542.
6. ELFHAG, K., RÖSSNER, S.: Who succeeds in maintaining weight loss? A conceptual review of factors associated with weight loss maintenance and weight regain. *Obesity reviews*, 6, 2005, s. 67-85.
7. ERLICHMAN, J., KERBERY, A. L., JAMES, W. P. T.: Physical activity and its impact on health outcomes. Paper 1: the impact of physical aktivita on cardiovascular disease and all-cause mortality: an historical perspective. *Obesity Reviews*, 3, 2002a, s. 257-271.
8. ERLICHMAN, J., KERBERY, A. L., JAMES, W. P. T.: Physical activity and its impact on health outcomes. Paper 2: prevention of unhealthy weight gain and obesity by physical aktivita: an analysis of the evidence. *Obesity Reviews*, 3, 2002b, s. 273-287.
9. HAINER, V.: Základy klinické obezitologie. Praha, Grada Publishing, 2004.
10. HAMER, M.: The relative influences of fitness and fatness on inflammatory factors. *Preventive Medicine*, 44, 2007, s. 3-11.
11. HASKELL, W. L., LEE, I., PATE, R. R., POWELL, K. E., BLAIR, S. N., FRANKLIN, B. A., MACERA, C. A., HEATH, G. W., THOMPSON, P. D., BAUMAN, A.: Physical activity and public health. Updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*, 116, 2007, s. 1081-1093.
12. HOUMARD, J. A., TANNER, C. J., SLENTZ, C. A., DUSCHA, B. D., McCARTNEY, J. S., KRAUS, W.: Effect of the volume and intensity of exercise training on insulin sensitivity. *Journal of Appl Physiol*, 96, 2004, s. 101-106.
13. JOHNSON, S. F., SWENSON, W. M., GASTINEAU, C. F.: Personality characteristics in obesity: relation of MMPI profile and age of onset of obesity to success in weight reduction. *The American Journal of Clinical Nutrition*, 29, 1976, s. 626-632.
14. JÉQUIER, E., TAPPY, L.: Regulation of body weight in humans. *Physiological Reviews*, 79, 1999, 2, s. 451-480.
15. JOYNER, M. J., GREEN, D. J.: Exercise protects the cardiovascular systém: effects beyond traditional risk fac-
16. KOLISKO, P., JANDOVÁ, D., SALINGER, J.: Vybrané autoregulační techniky a jejich vliv na aktuální funkční změny autonomního nervového systému. Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi. IV. odborný seminář s mezinárodní účastí, Olomouc, 8. 11. 2003, Česká republika.
17. KRAUS, W. E., HOUMARD, J. A., DUSCHA, B. D., KNETZGER, K. J., WHARTON, M. B., McCARTNEY, J. S., BALES, C. W., HENES, S., SAMSA, G. P., OTVOS, J. D., KULKAMI, K. R., SLENTZ, C. A.: Effects of the amount and intensity of exercise on plasma lipoproteins. *New England Journal of Medicine*, 347, 2002, 19, s. 1483-1492.
18. LAGO, F., DIEGUEZ, C., GÓMEZ-REINO, J., GUALILLO, O.: Adipokines as emerging mediators of immune response and inflammation. *Nature Clinical Practice Rheumatology*, 3, 2007, 12, s. 716-724.
19. LEVY, W. C., CERQUEIRA, M. D., HARP, G. D., JOHANNESSEN, K., ABRASS, I. B., SCHWARTZ, R. S., STRATTON, J. R.: Effect of endurance exercise training on heart rate variability at rest in healthy young and older men. *The American Journal of Cardiology*, 82, 1998, 15, s. 1236-1241.
20. LOON, L. J. C.: Use of intramuscular triacylglycerol as a substrate source during exercise in humans. *Journal Appl Physiol.*, 97, 2004, s. 1170-1187.
21. McTIGUE, K. M., HESS, R., ZIOURAS, J.: Obesity in older adults: A systematic review of the evidence for diagnosis and treatment. *Obesity*, 9, 2006, s. 1485-1497.
22. NAWROCKI, A. R., SCHERER, P. E.: The delicate balance between fat and muscle: adipokines in metabolic disease and musculoskeletal inflammation. *Current Opinion in Pharmacology*, 4, 2004, s. 281-289.
23. OPAVSKÝ, J.: Metody vyšetřování autonomního nervového systému a spektrální analýza variability srdeční frekvence v klinické praxi. Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi. IV. odborný seminář s mezinárodní účastí. Olomouc, 8. 11. 2003, Česká republika.
24. PAŘÍZKOVÁ, J.: Pohyb a obezita. *Praktický lékař*, 2007, 3, s. 189-192.
25. PLACHETA, Z., SIEGELOVÁ, J., ŠTEJFA, M.: Zátěžová diagnostika v ambulantní a klinické praxi. Praha, Grada Publishing, 1999.
26. PLHÁKOVÁ, A.: Učebnice obecné psychologie. Praha, Academia, 2003.
27. PRADO, W. L., LOFRANO, M. C., OYAMA, L. M., DAMASO, A. R.: Obesity and inflammatory adipokines: Practical implications for exercise prescription. *Rev. Bras. Med. Esporte*, 15, 2009, 5, s. 378-383.
28. RACETTE, S. B., DEUSINGER, S. S., DEUSINGER, R. H.: Obesity: Overview of prevalence, Etiology, and Treatment.
29. SHARMA, A. M., PADWAL, R.: Obesity is a sign – overeating is a symptom: an aetiological framework for the assessment and management of obesity. *Obesity Reviews*, 11, 2010, s. 362-370.
30. SIGMUND, E., FRÖMEL, K.: Pohybová aktivita dětí a mládeže: ukazatele k hodnocení z hlediska podpory zdraví. *Medicina sportiva bohemica & Slovana*, 3, 2005, s. 106-114.
31. SIGMUND, E., FRÖMEL, K., NEULS, F.: Ukazatele energetického výdeje a počtu kroků pro děti a mládež ve věku 6-23 let. *Tělesná výchova & sport*, 2005, 3-4, s. 23-27.
32. SKINNER, J. S.: Exercise testing and exercise prescription for special cases. Philadelphia/London: Lea&Febiger, 1993.

33. SMITH, U., ANDERSSON C. X., GUSTAFSON, B., HAMMARSTEDT, A., ISAKSON, P., WALLERSTEDT, E.: Adipokines, systemic inflammation and inflamed adipose tissue in obesity and insulin resistance. International Congress Series, 2007, s. 31-34.
34. STEJSKAL, P.: Obesity, energy balance and its regulation. *Gymnica*, 30, 2002, 2, s. 7-17.
35. STEJSKAL, P.: Využití nové metodiky hodnocení SAHRV pomocí komplexních indexů v klinické a sportovní praxi. Variabilita srdeční frekvence a její hodnocení v biomedicínských oborech – od teorie ke klinické praxi. IV. odborný seminář s mezinárodní účastí. Olomouc, 8. 11. 2003, Česká republika.
36. VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip*. Praha, Grada Publishing, 1995.
37. VU, V., RIDDELL, M. C., SWEENEY, G.: Circulating adiponectin and adiponectin receptor expression in skeletal muscle: effects of exercise. *Diabetes Metab. Res. Rev.*, 23, 2007, s. 600-611.
38. WELLEN, K. E., HOTAMISLIGIL, G. S.: Obesity-induced inflammatory changes in adipose tissue. *The Journal of Clinical Investigation*, 112, 2003, 12, s. 1785-1788.
39. WISSE, B. E.: The inflammatory syndrome: The role of adipose tissue cytokines in metabolic disorders linked to obesity. *Journal of American Society of Nephrology*, 15, 2004, s. 2792-2800.

*Mgr. Radana Poděbradská
Lázně Dolní Lipová
790 61 Lipová-lázně 248
e-mail: podebradska@lazne.cz*

EMG ANALÝZA VYBRANÝCH SVALŮ RUKY PŘI PSANÍ KRÁTKÝCH TEXTOVÝCH ZPRÁV NA MOBILNÍM TELEFONU

Šimková I., Pavlů D., Pánek D.

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

SOUHRN

V příspěvku je podán přehled aktuálních teoretických poznatků týkajících se problematiky „Repetitive Strain Injury“, neboli syndromu z opakovaného přetížení se zaměřením na nově vznikající termín a poruchu „Text Message Injury“. Dále autoři předkládají pilotní studii, jejímž cílem bylo za pomoci polyelektromyografického vyšetření zhodnotit nástup svalové únavy na vybraných svalech ruky při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu. U pěti zdravých probandů byla hodnocena svalová aktivita u m. opponens pollicis, m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi radialis v průběhu tří provedených maximálních izometrických kontrakcí před a po splnění zadaného úkolu – napsání 10 SMS o 160 znacích na mobilním telefonu v konkrétně definovaném tempu. Jako parametr pro hodnocení nástupu svalové únavy byl zvolen medián frekvence EMG signálu, přičemž hodnoty mediánu frekvence byly porovnávány před a po napsání SMS. Pokles nebo nárůst mediánu frekvence byl vyjádřen procentuálně. Dále byla sledována změna plochy pod křivkou výkonového spektra EMG signálu. Výsledky neprokázaly nástup svalové únavy ani u jednoho ze sledovaných svalů během psaní SMS na mobilním telefonu, naopak výsledky ukázaly vzestup hodnot mediánu frekvence EMG signálu u m. opponens pollicis po splnění zadaného úkolu u čtyř z pěti subjektů.

Klíčová slova: polyelektromyografie, Repetitive Strain Injury“ (RSI), „Text Message Injury“ (TMI), mobilní telefon, SMS, svalová únava

SUMAMRY

Šimková I., Pavlů D., Pánek D.: EMG Analysis of Selected Hand Muscles in Writing Short Text Messages on the Mobile Phone

In this contribution the authors surveyed actual contemporary theoretical knowledge concerning the problems of „Repetitive Strain Injury“, i.e. the syndrome of repeated overload with special attention to the newly originating term and disorder „Text Message Injury“. Moreover, the authors present a pilot study evaluating, with the use of polyelectromyographic examination, the start of muscular fatigue in selected muscles of the hand in writing short texting on the mobile phone. In five healthy probands the authors evaluated muscular activity in m. opponens pollicis, m. flexor carpi ulnaris and m. extensor carpi radialis in the course of three maximum isometric contractions performed before and after fulfillment of the given task – writing 10 texting messages, 160 symbols each, on the mobile phone in a specifically defined speed. The median of EMG signal frequency was selected as a parameter for evaluation of the start of muscular fatigue, while the frequency median values were compared before and after writing the texting messages. The decrease or increase of the frequency media was expressed in percentage. Furthermore the authors followed changes in the area under the curve of output spectrum of EMG signal. The results did not prove any start of muscular fatigue in either of the observed muscles in the course of texting writing on the mobile phone. On the contrary the results showed an increase of the frequency median values of EMG signal in m. opponens pollicis after fulfillment of the given task in four of the five subjects.

Key words: polyelectromyography, Repetitive Strain Injury“ (RSI), „Text Message Injury“ (TMI), mobile phone, SMS texting, muscular fatigue

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 2, pp. 59–68.

ÚVOD

Mobilní telefon se stal přístrojem každodenního užívání a Česká republika patří mezi země, kde je obzvláště oblíben. Dle analýzy Evropské komise patří České republice pátá příčka, co se týká penetrace mobilním telefonem. Rychlé šíření tohoto média, stejně jako jeho kulturní intenzita, začalo přitahovat pozornost výzkumníků mimo jiné i proto, že mobilní komunikace způsobuje změny v kultuře, komunikačních vzorcích a konstrukci okolního světa svých uživatelů. Proliferace mobilních telefonů do stále mladších vě-

kových skupin vznáší také nové otázky týkající se psycho-socio-kulturních vlivů a vlivů na významy komunikace (17). Vzrůstající obliba používání mobilních telefonů, a především pak psaní SMS, dala možnost vzniknout novému typu zranění, které se označuje jako „Text Message Injury“ (TMI), které se řadí do skupiny onemocnění „Repetitive Strain Injury“ (RSI), neboli syndromu z opakovaného přetížení (SOP), popisovaném jako bolest spojenou se ztrátou funkce v postižené končetině, která vzniká v důsledku stereotypně se opakujících pohybů nebo trvalé statické zátěže (11).

V předloženém příspěvku si klademe za cíl seznámit čtenáře s problematikou „Text Message

Injury“ a dalších možných negativních vlivů mobilního zařízení na lidské zdraví, zejména na vznik myoskeletálních poruch v oblasti horní končetiny. Dále pak předložit pilotní studii, jejímž cílem je zhodnotit nástup svalové únavy na vybraných svalech ruky při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu pomocí povrchové elektromyografie.

PROBLEMATIKA

Na přelomu 20. a 21. století bylo možné sledovat nejen obrovský nárůst počtu uživatelů mobilních telefonů, ale též změny ve využívání mobilní komunikace. Zhruba od roku 1998 postupně získávalo na popularitě posílání krátkých textových zpráv či SMS, které původně naprosto nebyly zamýšleny ke komerčnímu využití. Zkratka SMS, Short Message Services, se v češtině nejčastěji opisuje jako „krátká textová zpráva“ či „textovka“. Tato služba umožňuje zaslat na mobilní telefon stručný, nejvýše stošedesátiznakový text, který může být odeslán z mobilního telefonu prostřednictvím operátora, webového rozhraní nebo e-mailu. SMS představuje nejjednodušší formu datových služeb. Textové zprávy se brzy ujaly a začaly se šířit populací teenagerů, pro které tato služba představovala rychlou a především ekonomickou formu komunikace (17).

Text Message Injury (TMI)

Vzrůstající obliba psaní SMS na mobilním telefonu dala možnost vzniknout novému typu zranění, které se označuje jako „Text Message Injury“. TMI patří do skupiny onemocnění, která se nazývají souhrnným názvem „Repetitive Strain Injury“, neboli syndrom z opakovaného přetížení. RSI TMI je obvykle způsobeno přetížením palce při psaní SMS na mobilním telefonu (11).

Poloha ruky, frekvence, rychlost, zrychlení a trvání pohybů ruky jsou považovány za důležité faktory, které mohou hrát podstatnou roli při vzniku a vývoji myoskeletálních poruch horní končetiny způsobených prací. Jestliže je zápěstí po delší čas ve flexi, dochází k útisku n. medianus šlachami, v důsledku toho se zvyšuje tlak v karpálním tunelu. Práce spojená s pohybem ruky, palce nebo prstů, při které dochází k vysokému počtu opakování, statickému zatížení nebo dosažení maximální možné polohy segmentu, může vést k bolesti a diskomfortu, což může snižovat pracovní výkonnost a popřípadě vést k pracovní neschopnosti. Zvýšené riziko vzniku osteoartrózy palce bylo hlášeno u řady zaměstnání, při kterých je palec opakovaně používán. De Quervainova tenosynovitida je charakterizována bolestí na palcové straně zápěstí, jelikož dochází ke zbytnění vazivových struktur v blízkos-

ti šlach, což může vést následně k přetížení palce. Rozšířené a velmi časté používání mobilních telefonů a dalších zařízení pro informační a komunikační technologii, by mohlo vystavit palec a prsty přetížení, které může vyvolat bolest a může vést ke vzniku myoskeletálních poruch v oblasti palce a v přilehlých kloubních spojeních (5).

Používání mobilního telefonu k odesílání nebo přijímání e-mailů a krátkých textových zpráv či k přístupu na internet je stále na vzestupu. Jelikož počet uživatelů neustále roste, dostalo se těmto tématice pozornosti i v tisku a v klinické literatuře se diskutuje o možných negativních vlivech mobilního zařízení na lidské zdraví, zejména na vznik myoskeletálních poruch v oblasti horní končetiny. Bylo například vytvořeno označení jako „text messengers thumb“, ale existuje jen velmi málo důkazů na podporu této asociace. Ačkoliv nebyly hlášeny žádné epidemiologické studie, případové studie a laboratorní studie naznačují, že mobilní telefony jsou potencionálním rizikovým faktorem pro vznik myoskeletálních poruch. Kazuistiky naznačují souvislost mezi počtem úderů do klávesnice a poruchami v oblasti ruky, konkrétně De Quervainovou tenosynovitidou a osteoartridou CMC kloubu palce (1).

Fyzikální vlivy a rizika spojená s užíváním mobilního telefonu

Nicméně v současné době není dostatek znalostí a informací o možných fyzikálních vlivech a rizicích spojených s užíváním mobilního telefonu a zároveň není známo, jak nejlépe měřit a charakterizovat tyto vlivy. S každou novou generací mobilních telefonů přicházejí další specifické nové vestavěné funkce, které vedou ke zvýšení hladiny expozice fyzikálních vlivů. Dalším problémem nových typů telefonů jsou čím dál tím rozměrově menší klávesnice. U mladší generace mohou mít tyto expozice vliv na nárůst myoskeletálních struktur.

Fyzikální vlivy spojené s používáním klasické počítačové klávesnice byly zkoumány v několika studiích. Významným rizikovým faktorem pro vznik myoskeletálních poruch v oblasti krku, ramen nebo horních končetin bylo označeno používání VDU po delší čas nebo nevhodně zaujatá poloha při práci. Několik studií zkoumalo pohyby prstů ve vztahu k používání počítačové klávesnice, stejně jako pohyby prsty při používání myši. Nepřetržité a dlouhodobé držení myši, opakující se stlačení palcem při pipetování, stereotypně se opakované pohyby palce (psaní SMS, hra na klavír) byly identifikovány jako rizikové faktory, které mohou vést k poruchám v oblasti palce a svalů předloktí a palce (3).

Opakující se a přetrvávající statická poloha palce přetěžuje jeho vnější i vnitřní muskulaturu. Dále také psaní SMS na mobilním telefonu vy-

žaduje, aby se uživatel díval prudce dolů, nebo aby držel horní končetinu v elevaci, což by také mohlo vést k únavě a bolesti v oblasti krku nebo ramen (1).

Kucer (10) ve své studii sledoval možný vliv dlouhodobého používání mobilního telefonu. Mezi zkoumané symptomy patří bolesti hlavy, závrať, extrémní podráždění, zapomnětlivost, neuropsychologické potíže, snížení reflexů, tinitus a snížení pozornosti. Studie byla provedena mezi 146 náhodně vybranými studenty univerzity v Kocaeli, v Turecku. Byla použita dotazníková metoda. Výsledky potvrdily, že používání mobilního telefonu může způsobit extrémní podráždění, snížení reflexů, závrať a zapomnětlivost. Existuje pouze jen několik málo publikací, které se zabývají dlouhodobým užíváním mobilních telefonů. Proto by tyto příznaky měly být do budoucna prověřeny pomocí experimentální studie (10).

Pohyb palce při psaní SMS

„Text messaging“ obvykle zahrnuje použití palce jedné ruky k psaní na klávesnici mobilního telefonu. Výsledný pohyb palce zahrnuje následující pohyby: flexe – extenze, abdukce – addukce a opozice. Tyto pohyby se vyskytují současně ve třech dimenzích, a proto je obtížné určit výslednou kinematiku palce. (11)

Ong (11) ve své studii vyhodnocuje pohyb palce a velikost vynaložené síly při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu. Pohyb směrem do flexe – extenze se nejvíce vyskytoval v IP a MCP kloubu palce. Maximální flexe v IP kloubu palce měla hodnotu 20,2° při použití tlačítka „*“. V MCP kloubu palce byla maximální hodnota flexe zjištěná při používání tlačítka „#“ a měla hodnotu 18,3°. Rozsah pohybu směrem do abdukce – addukce v MCP a CMC kloubu palce byl menší než flexe – extenze a opozice. Maximální abdukce v MCP a CMC kloubu měla hodnotu 7,2°, respektive 8,7° pro tlačítko „*“. Nejvyšší hodnota pro opozici palce v MCP a CMC kloubu byla 17° na tlačítku „4“ a 13,5° na tlačítku „9“. Při psaní krátkých textových zpráv se nejčastěji objevuje pohyb směrem do flexe v IP kloubu a opozice palce v MCP kloubu. Při používání tlačítek v pravém sloupci klávesnice nedochází k vynaložení síly v tak velké míře jako při používání tlačítek ve zbylých dvou sloupcích klávesnice. Výsledky této studie ukázaly, že síla/úsíli, které je třeba vynaložit pro stisknutí tlačítka klávesnice při psaní na klávesnici mobilního telefonu, má nejvyšší hodnoty při rychlých úhlových změnách polohy, a to směrem do flexe v IP kloubu a při opozici v MCP kloubu.

Svalová aktivita při psaní SMS

Ve studii Johnsona (5) byla elektromyografická aktivita registrována na čtyřech vybraných sva-

lech předloktí a palce: m. extensor digitorum communis (ED), m. abductor pollicis longus (APL), m. interosseus dorsalis I. (FDI) a m. abductor pollicis brevis (APB). Je známo, že tyto svaly se podílejí na úchopu (3) a ED a FDI byly již dříve testovány ve studiích zabývajících se ergonomií práce spojenou s používáním počítačové jednotky.

Překvapivě bylo ve studii Johnsona (5) zjištěno několik korelací mezi pohybem palce a svalovou aktivitou vybraných svalů palce. Subjekty s vyšší úhlovou rychlostí směrem do abdukce – addukce vykazovaly zvýšenou aktivitu APB. U subjektů, u kterých byl pozorován ve větší míře addukovaný palec, byla naměřena vyšší EMG aktivita u APL. To bylo pro vědce poněkud nečekané, jak sami uvádějí, jelikož funkcí tohoto svalu je radiální abdukce a repozice v TMC kloubu palce (2, 4). Nicméně APL také stabilizuje zápěstí a bazální kloub palce (16). ED a FDI nejsou přímo predisponovány pro pohyby palce, ale zdá se, že jsou zapojeny do procesu stabilizace a uvolnění ruky při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu. Vyšší svalová aktivita ED, poukazující na stabilizaci zápěstí, se objevovala u subjektů s vyšší úhlovou rychlostí směrem do abdukce – addukce a zároveň převažovala addukovaná poloha palce při plnění zadaného úkolu. Dynamická funkce APL při pohybu palce při psaní krátkých textových zpráv není nijak výrazná. Pro ED se maximální hodnoty v elektromyografickém záznamu objevily ve stejném čase jako maximální hodnoty pohybu směrem do abdukce. Toto zjištění bylo pro vědce poněkud matoucí, jelikož ED je stěžejní sval podílející se na abdukci palce, ale zdá se však, že je významným stabilizátorem zápěstí při maximální abdukci palce. ED stabilizuje zápěstí při rychlých pohybech palce, ale nepodílí se přímo na pohybech palce. U APB byla pozorována přímá korelace mezi úhlovou rychlostí směrem do abdukce – addukce a svalovou aktivitou. Toto se předpokládalo, jelikož APB je abduktorem palce (5).

Ve studii Gustafssona a spol. (3) byla svalová aktivita registrována v m. extensor digitorum, m. interosseus dorsalis I., m. abductor pollicis brevis a m. trapezius pars descendens bilaterálně. Dále byl využit elektrogoniometr k zaznamenání pohybů a polohy palce. V tabulce 1 jsou zaznamenány naměřené hodnoty elektromyografické aktivity vybraných svalů při psaní SMS na mobilním telefonu v různých pozicích. Výsledky ukázaly, že poloha těla (sed nebo stoj) a typ zadaného úkolu (volání versus psaní SMS) ovlivňují svalovou aktivitu a polohu palce. Ženy ve srovnání s muži vykazovaly vyšší aktivitu m. extensor digitorum communis a m. abductor pollicis longus při psaní SMS a inklinovaly k většímu rozsahu pohybu směrem do abdukce a k vyšší úhlové rychlosti při

pohybech palce. Aktivita se při psaní SMS na mobilním telefonu pohybovala v rozmezí 5-8% MVE u svalů předloktí a pod 5% RVE (1% MVE) u trapézového svalu. Ve srovnání s již dříve hlášenými středními hodnotami svalové aktivity, které byly naměřeny při užívání počítačové jednotky, včetně držení a kliknutí myši a stisknutí klávesy, byly úrovně svalové aktivity při psaní SMS na mobilním telefonu relativně nízké (3).

Svalová únava

Dlouhá a silná nebo opakovaná svalová kontrakce vyvolává svalovou únavu. Stupeň únavy odpovídá snížení zásob glykogenu, zvýšené hladině kyseliny mléčné, sníženému pH ve tkáni a změně prokrvení. Svalová únava je signál pro přerušení práce, než dojde k úplnému vyčerpání a případně poškození svalu. Tento signál má však značnou rezervu, takže při dalším pokračování v práci se sice svalová únava zvyšuje, ale sval se ještě nepoškodí. Odolnost proti svalové únavě se dá zvyšovat tréninkem, při němž sval postupně přizpůsobuje metabolismus zvýšené zátěži. Dráždění sympatiku může svalovou únavu zmenšit a oddálit, což se označuje jako Orbeliho fenomén (15).

Periferní a centrální nástup svalové únavy byl definován řadou autorů vzhledem ke složitosti dějů, které probíhají při procesu svalové únavy. Periferní nástup svalové únavy je charakterizován poruchou neuromuskulárního přenosu spojenou s intracelulárními změnami metabolismu svalu, oproti tomu centrální nástup svalové únavy byl popsán jako časoprostorové snížení aktivity α -motoneuronů ovlivněné vyššími etážemi CNS. Obecně se autoři shodují, že nástup svalové únavy je charakterizován následujícími symptomy – narušení Na^+ - K^+ rovnováhy, změna intracelulárních hodnot pH, akumulace anorganického fosfátu, snížení energetických rezerv nutných pro restituci ATP a snížení intracelulární koncentrace Ca^{2+} .

Termín „svalová únava“ byl v roce 1982 na Ciba foundation symposium definován takto:

1. porucha rozumového provedení; 2. porucha motorického provedení; 3. vzestup EMG aktivity při prováděném pohybu; 4. posun EMG výkonového spektra směrem k nižším frekvencím; 5. porucha výstupní svalové síly.

Mezi parametry doprovázející nástup svalové únavy patří:

1. vzestup úsilí při udržování výstupní svalové síly; 2. pocit diskomfortu či bolesti související se svalovou aktivitou; 3. vnímání poruchy generované výstupní svalové síly (9, 12, 13).

Z pohledu povrchové EMG je pro stanovení nástupu svalové únavy využíván tzv. index svalové únavy (fatigue index). Ten definuje nástup svalové únavy jako posun střední hodnoty výkonového spektra v průběhu svalové kontrakce směrem

k nižším frekvencím. Index svalové únavy je vklad oproti identifikaci parametru rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu méně specifický, protože se v něm odráží jak časoprostorová aktivace motorických jednotek, tak vlastní změny dráždivosti svalové membrány (9, 12, 13).

Při studiu biomechaniky lidského pohybu je často žádoucí posoudit únavu svalů účastníků se daného pohybu. Fyziologové obvykle definují svalovou únavu jako neschopnost svalu nadále vyvíjet danou sílu. Tato definice vychází z toho, že existuje bod v čase, tzv. failure point, od kterého lze označit sval za unavený. Tato definice má však určité nevýhody (7):

- Svalovou únavu lze detekovat až v okamžiku, kdy nastane. Ovšem z klinického hlediska je výhodné rozpoznat budoucí vyčerpání svalu a případně mu vhodnými preventivními opatřeními předejít.
- Při submaximální kontrakci je možné celkový silový moment působící v kloubu udržet konstantní, nedochází tedy k mechanickému selhání svalu, ačkoliv již vznikají fyziologické a biomechanické změny na mikroskopické úrovni. Změna způsobu produkce síly se projevuje například změnou v náboru a frekvenci „pálení motorických jednotek“ nebo zvýšením síly jednotlivých záškrubů motorických jednotek.
- Na pokles síly mohou mít vliv nejen faktory fyziologické, ale i psychické, jejichž význam a vliv lze jen těžko měřit.
- Celkový měřený silový moment v kloubu nemusí odrážet stav pouze zkoumaného svalu, ale může být ovlivněn i svaly působícími kolem kloubu.

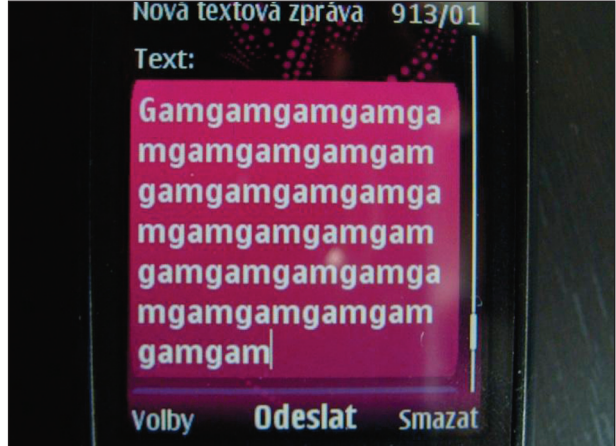
METODIKA

Cílem prezentované pilotní studie, provedené v kineziologické laboratoři katedry fyzioterapie FTVS UK, bylo ověřit, zda v důsledku stereotypně se opakujících pohybů, v našem případě pohybů palce při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu, dochází po uplynutí určité doby k nástupu svalové únavy na vybraných svalech ruky. Sledovanými svaly v této studii jsou m. opponens pollicis, m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi radialis a zvolenou objektivizační metodou je povrchová elektromyografie.

Výběr probandů byl záměrný a pro zařazení do studie musely testované osoby splňovat tyto podmínky: absence předchozího úrazu testované horní končetiny, zejména v oblasti ruky a předloktí, dále absence vrozených či získaných abnormalit horní končetiny, poruch nervosvalového přenosu a svalové dráždivosti. Pro studii dle uvedených kritérií byly vybrány ženy ve věku 23-25 let a pro měření byla vybrána dominantní horní končetina



Obr. 1. Použitý mobilní telefon ve studii.



Obr. 2. Zadaný text: „g“ „a“ „m“.

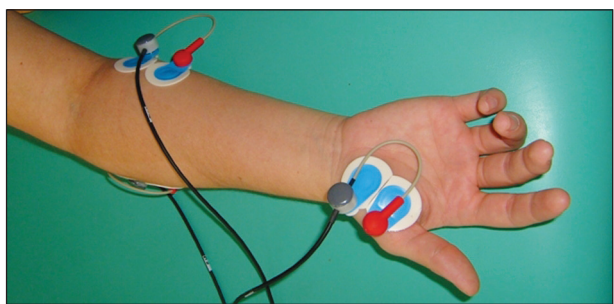
na. Pro homogenitu souboru probandů byla zvolena stejná věková skupina, stejné pohlaví a znalost užívání mobilního telefonu, zejména psaní krátkých textových zpráv. Pro testování byl vybrán mobilní telefon Nokia 6303. Tento typ mobilního telefonu je hojně rozšířen a jeho ovládání velmi jednoduché a přesné (obr. 1).

Pro vlastní měření byli probandi instruováni k zadání 10 SMS standardní délky, tedy o 160 znacích (17). Obsah textu byl konkrétně zadán s ohledem na jednoduchost provedení, minimalizaci chyb a také s ohledem na výsledky studie Ong (2009). Zadaný sled tlačítek byl následovný: „g“ „a“ „m“ / „4“ „2“ „6“. Tento sled tlačítek se opakoval do okamžiku, kdy bylo zadáno 160 znaků. Poté proband zadal „Volby“, „Smazat pole“ a opět psal další zprávu o 160 znacích. Tento postup úkonů „Volby“ a „Smazat pole“ nahrazoval proces odesílání SMS a byl zvolen proto, aby se průběh zadaného úkolu co nejvíce přiblížil běžnému postupu užívanému při používání mobilního telefonu a odesílání SMS. Tempo pro zadávání jednotlivých znaků bylo stanovené na 2 úderů na klávesnici za 1 sekundu/ 2 znaky za 1 sekundu (obr. 2). Probandům bylo tempo určené pomocí akustického metronomu. Testování všech probandů probíhalo v jeden den, ve stejné místnosti a technické vybavení během měření se neměnilo. Komunikace s účastníky studie během měření byla omezena pouze na povely od osoby provádějící měření s cílem v maximální možné míře eliminovat zevní rušivé podněty

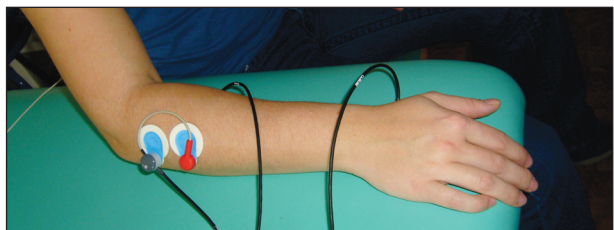
Pro pořízení elektromyografického záznamu byl použit přístroj Telemetry 16 firmy Noraxon Inc. USA a dále jednorázové samolepící Ag/AgCl (stříbro/chlorid stříbrný) elektrody od firmy Noraxon opatřené vodivým gelem s průměrem adhezivní plochy 3,8 cm, přičemž vodivá plocha měla průměr 1 cm. Tento typ elektrod splňuje požadavky pro povrchovou elektromyografii SENIAM (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscle) (8).

K měření byly použity jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody od firmy Noraxon Inc. USA opatřené vodivým gelem s průměrem adhezivní plochy 3,8 cm. Tyto byly umístěny na m. opponens pollicis, m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi radialis tak, jak znázorňují obrázky 3 a 4. Systém byl dále propojen s počítačem opatřeným speciálním softwarem pro měření a zpracování elektromyografických dat MyoResearch XP Master Edition 1.06.21 od firmy Noraxon Inc. USA.

Pásmové rozmezí pro vlastní měření bylo 5-500 Hz a vzorkovací frekvence 1500 Hz. Měření sestávalo ze dvou dílčích měření. U každého subjektu byla nejprve změřena maximální izometrická kontrakce m. opponens pollicis, m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi radialis před a následně po napsání 10 SMS o 160 znacích na mobilním telefonu Nokia 6303. Měření maximální izome-



Obr. 3. Umístění elektrod: m. opponens pollicis, m. flexor carpi ulnaris.



Obr. 4. Umístění elektrod: m. extensor carpi radialis.

Tab. 1. Popis průběhu měření.

Číslo měření	Aktivovaný sval	Doba měření	Popis měření
1.	m. opponens pollicis m. flexor carpi ulnaris m. extensor carpi radialis	cca 10 s	1. maximální izometrická kontrakce
		1 min	pauza
		cca 10 s	2. maximální izometrická kontrakce
		1 min	pauza
		cca 10 s	3. maximální izometrická kontrakce
10 SMS o 160 znacích - přibližná délka plnění úkolu: 13,5 - 15 min			
2.	m. opponens pollicis m. flexor carpi ulnaris m. extensor carpi radialis	cca 10 s	1. maximální izometrická kontrakce
		1 min	pauza
		cca 10 s	2. maximální izometrická kontrakce
		1 min	pauza
		cca 10 s	3. maximální izometrická kontrakce

trické kontrakce bylo provedeno u všech tří sledovaných svalů vždy třikrát po sobě v obou případech měření, tedy před a po splnění zadaného úkolu. Pauza mezi 1., 2. a 3. maximální izometrickou kontrakcí v prvním i druhém měření měla délku 1 minutu. Před zahájením úkolu byli probandi instruováni, aby hlásili subjektivní pocity nastalé v průběhu psaní SMS na mobilním telefonu. U všech subjektů bylo zachováno stejné pořadí jednotlivých provedených měření. Popis průběhu měření je uveden v tabulce 1 (14).

Analýza dat

Záznamy z jednotlivých měření byly podrobeny frekvenční analýze v programu XP Master Edition 1.06.21 od firmy Noraxon Inc. USA. Průběh změn frekvence elektromyografického signálu byl vyhodnocován pro každou maximální izometrickou kontrakci, přičemž délka hodnoceného intervalu byla 5 sekund. Interval o délce 5 sekund byl manuálně vybrán a označen v elektromyografickém záznamu s ohledem na stacionaritu signálu. Tím byly z každého měření získány 3 hodnoty, celkem tedy 6 hodnot pro každý sval. Jako sledovaná frekvenční charakteristika byl zvolen medián frekvence. Dalším sledovaným parametrem byla plocha pod křivkou výkonového spektra, přičemž analýza dat tohoto parametru probíhala stejně jako u vyhodnocení průběhu změn frekvence EMG signálu. Analýza dat probíhala v následujících krocích a byly vybrány tyto sledované parametry:

- Hodnoty mediánů frekvence EMG signálu u měření před napsáním 10 SMS o 160 znacích ve srovnání s hodnotami mediánů frekvence EMG signálu u měření po splnění zadaného úkolu. Získání jedné hodnoty pro každé měření vypočtením průměru ze tří získaných hodnot mediánu frekvence EMG signálu před a následně po splnění zadaného úkolu.
- Procentuální vyjádření poklesu nebo nárůstu mediánu frekvence EMG signálu po zadání 10 SMS o 160 znacích na mobilním telefonu. Hodnota získaná před splněním zadaného úkolu je stanovena jako 100%.

- Velikost plochy pod křivkou výkonového spektra u měření před napsáním 10 SMS o 160 znacích ve srovnání s velikostí plochy pod křivkou výkonového spektra u měření po splnění zadaného úkolu. Získání jedné hodnoty pro každé měření vypočtením průměru ze tří získaných hodnot před a následně po splnění zadaného úkolu.
- Procentuální vyjádření poklesu nebo nárůstu plochy pod křivkou výkonového spektra EMG signálu po zadání 10 SMS o 160 znacích na mobilním telefonu. Hodnota získaná před splněním zadaného úkolu je stanovena jako 100%.

VÝSLEDKY

Vyhodnocení mediánu frekvence

Tabulka 2 ukazuje hodnoty mediánu frekvence EMG signálu u m. opponens pollicis každého subjektu před a po napsání 10 SMS o 160 znacích na klávesnici mobilního telefonu. Dále je v uvedené tabulce procentuálně vyjádřen nárůst nebo pokles mediánu frekvence. Z výsledků, které procentuálně hodnotí pokles nebo nárůst mediánu frekvence EMG signálu, je patrné, že u 4 z celkových 5 subjektů dochází k nárůstu mediánu frekvence minimálně o 17 %. U subjektu č. 1 dochází k poklesu mediánu frekvence pouze o 2 %.

V tabulce 3 jsou uvedeny hodnocené ukazatele pro m. flexor carpi ulnaris a v tabulce 4 potom hodnoty m. extensor carpi radialis

Z výsledků uvedených v tabulkách 2, 3 a 4 je možné usuzovat na tendenci k nárůstu „pálení“ motorických jednotek, tedy zvýšení časové aktivity motorických jednotek u m. opponens pollicis po splnění zadaného úkolu, jelikož v 80 % měření došlo ke vzestupu mediánu frekvence EMG signálu. Z výsledků týkajících se poklesu nebo nárůstu mediánu frekvence u m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi radialis nelze vyvodit jednoznačně platné závěry.

Nástup svalové únavy jsme definovali jako pokles mediánu frekvence výkonového spektra

Tab. 2. Hodnoty mediánu frekvence u m. opponens pollicis.

Subjekt	Medián frekvence (Hz)								Pokles nebo nárůst vyjádřený v %
	„měření 1“				„měření 2“				
	1.	2.	3.	Průměr	1.	2.	3.	Průměr	
1.	85	84	83	84	80	81	84	82	↓ 2 %
2.	65	60	65	63	76	75	71	74	↑ 17 %
3.	73	72	74	73	96	87	90	91	↑ 25 %
4.	60	56	55	57	73	81	65	73	↑ 28 %
5.	66	66	66	66	78	79	75	77	↑ 17 %

Tab 3. Hodnoty mediánu frekvence u m. flexor carpi ulnaris.

Subjekt	Medián frekvence (Hz)								Pokles nebo nárůst vyjádřený v %
	„měření 1“				„měření 2“				
	1.	2.	3.	Průměr	1.	2.	3.	Průměr	
1.	78	76	71	75	74	71	65	70	↓ 7 %
2.	80	77	84	80	76	85	79	80	0 %
3.	88	83	94	88	83	91	92	89	↑ 1 %
4.	71	64	63	66	64	63	61	63	↓ 6 %
5.	88	80	80	83	82	70	82	78	↓ 6 %

Tab. 4. Hodnoty mediánu frekvence u m. extensor carpi radialis.

Subjekt	Medián frekvence (Hz)								Pokles nebo nárůst vyjádřený v %
	„měření 1“				„měření 2“				
	1.	2.	3.	Průměr	1.	2.	3.	Průměr	
1.	90	95	100	95	97	99	107	101	↑ 6 %
2.	102	110	113	108	121	108	116	115	↑ 6 %
3.	66	75	68	70	65	71	66	67	↓ 4 %
4.	121	127	126	125	134	135	133	134	↑ 7 %
5.	118	114	115	116	103	90	104	99	↓ 15 %

Tab. 5. Velikost plochy pod křivkou výkonového spektra u m. opponens pollicis.

Subjekt	Plocha pod křivkou výkonového spektra ($\mu V^* \mu V$)					
	„měření 1“			„měření 2“		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	949 636	1 050 255	1 350 042	209 633	156 695	130 129
2.	870 408	561 914	429 695	502 418	418 719	387 139
3.	797 134	662 225	769 426	15 014	22 178	19 885
4.	991 958	1 342 510	1 177 200	661 501	591 331	783 335
5.	338 442	525 702	548 277	280 053	209 198	333 335

Tab. 6. Procentuální vyjádření poklesu nebo nárůstu plochy pod křivkou výkonového spektra u m. opponens pollicis

Subjekt	Plocha pod křivkou výkonového spektra ($\mu V^* \mu V$)		Pokles nebo nárůst vyjádřený v %
	„měření 1“	„měření 2“	
	Průměr		
1.	1 116 644	165 486	↓ 85 %
2.	620 672	436 092	↓ 30 %
3.	742 928	19 026	↓ 97 %
4.	1 170 556	678 722	↓ 42 %
5.	470 807	274 195	↓ 42 %

EMG signálu o 30 % oproti hodnotě mediánu frekvence před splněním zadaného úkolu, který v případě této pilotní studie představoval zadání 10 SMS o 160 znacích na klávesnici mobilního telefonu. Z výsledků jasně vyplývá, že k nástupu svalové únavy nedochází ani u jednoho ze sledovaných svalů.

Vyhodnocení plochy pod křivkou výkonového spektra

V tabulkách 5 – 10 jsou uvedeny plochy pod křivkou výkonového spektra u všech analyzovaných svalů, a to vždy před a po splnění zadaného úkolu, který v případě této studie představuje zadání 10 SMS o 160 znacích na klávesnici mobil-

Tab. 7. Velikost plochy pod křivkou výkonového spektra u m. flexor carpi ulnaris.

Subjekt	Plocha pod křivkou výkonového spektra ($\mu V^* \mu V$)					
	„měření 1“			„měření 2“		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	93 434	82 443	75 625	139 730	248 330	123 688
2.	82 579	88 854	59 144	40 882	51 180	39 016
3.	113 544	52 853	105 068	97 697	74 136	194 059
4.	406 608	363 193	757 707	713 841	725 619	555 671
5.	208 400	198 530	319 630	166 780	289 082	235 079

Tab. 8. Procentuální vyjádření poklesu nebo nárůstu plochy pod křivkou výkonového spektra u m. flexor carpi ulnaris.

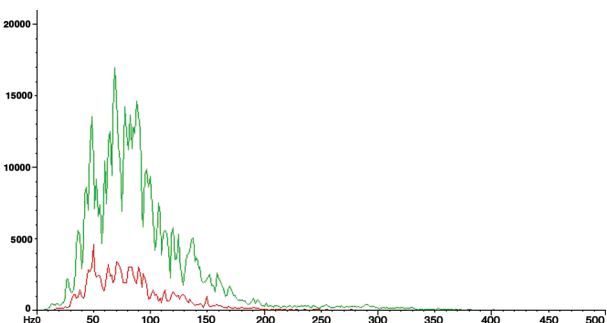
Subjekt	Plocha pod křivkou výkonového spektra ($\mu V^* \mu V$)		Pokles nebo nárůst vyjádřený v %
	„měření 1“	„měření 2“	
	Průměr		
1.	83 834	170 583	↑ 103 %
2.	76 859	43 692	↓ 43 %
3.	90 488	121 964	↑ 35 %
4.	509 169	665 044	↑ 31 %
5.	242 187	230 314	↓ 5 %

Tab. 9. Velikost plochy pod křivkou výkonového spektra u m. extensor carpi radialis.

Subjekt	Plocha pod křivkou výkonového spektra ($\mu V^* \mu V$)					
	„měření 1“			„měření 2“		
	1.	2.	3.	1.	2.	3.
1.	279 887	256 763	210 927	293 520	240 754	182 585
2.	426 159	401 820	262 430	303 369	324 459	281 004
3.	156 288	168 462	170 010	69 839	80 672	70 744
4.	64 197	131 977	131 708	157 419	255 395	180 360
5.	143 205	160 475	131 930	128 968	241 940	189 890

Tab. 10. Procentuální vyjádření poklesu nebo nárůstu plochy pod křivkou výkonového spektra u m. extensor carpi radialis.

Subjekt	Plocha pod křivkou výkonového spektra ($\mu V^* \mu V$)		Pokles nebo nárůst vyjádřený v %
	„měření 1“	„měření 2“	
	Průměr		
1.	249 192	238 953	↑ 4 %
2.	363 470	302 944	↑ 17 %
3.	164 920	73 752	↑ 55 %
4.	109 294	197 725	↑ 81 %
5.	145 203	186 933	↑ 29 %

**Graf 1.** Celkové výkonové spektrum u probanda č. 1: Zelená křivka hodnotí výkonové frekvenční spektrum ve vybraném intervalu první naměřené MVC před napsáním 10 SMS o 160 znacích. Červená křivka hodnotí výkonové frekvenční spektrum ve vybraném intervalu první naměřené MVC po splnění zadání úkolu.

ního telefonu, dále je procentuálně vyjádřen pokles nebo nárůst tohoto sledovaného parametru. Pro ilustraci je uveden graf 1, na kterém je zobrazeno charakterizující výkonové spektrum u subjektu č. 1 ve vybraném 5sekundovém úseku první naměřené MVC před i po splnění zadání úkolu. Z grafu lze vyčíst, že po napsání 10 SMS o 160 znacích dochází k poklesu výkonového spektra u subjektu č. 1, což ilustruje červená křivka. Toto grafické znázornění koresponduje s hodnotami v tabulkách 5 a 6.

Z hodnocení plochy pod křivkou lze závěrem konstatovat, že u m. opponens pollicis dochází v případě této pilotní studie vždy k poklesu tohoto sledovaného parametru, který vypovídá o snížení počtu aktivovaných motorických jednotek, tedy „prostorové“ aktivaci. Z výsledků týkajících

se m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi radialis nelze vyvodit obecně platné závěry (14).

Souhrn výsledků

Výsledky EMG analýzy neprokázaly nástup svalové únavy na vybraných svalech ruky po napsání 10 SMS o 160 znacích, ani u jednoho z pěti probandů a nelze ani říci, že by ve výsledcích byla naznačena nějaká tendence přiblížit se tomuto stavu. Naopak výsledky u m. opponens pollicis vykazují opačný trend u 4 z 5 probandů, tedy vzestup hodnoty mediánu frekvence EMG signálu.

Výsledky rovněž ukázaly, že **nedošlo k nárůstu svalové aktivity u m. flexor carpi ulnaris a m. extensor carpi radialis během hodnocené činnosti**, sledované parametry medián frekvence EMG signálu a velikost plochy pod křivkou výkonového spektra nevykazovaly vyšší hodnoty u měření maximální izometrické kontrakce po splnění zadaného úkolu, který v případě této pilotní studie představuje napsání 10 SMS o 160 znacích na klávesnici mobilního telefonu, oproti měření maximální izometrické kontrakce před splněním zadaného úkolu.

DISKUSE

Cílem prezentované pilotní studie bylo ohodnotit, zda dojde k nástupu svalové únavy na vybraných svalech ruky při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu. Vycházeli jsme z předpokladu, že v důsledku stereotypně se opakujících pohybů, v případě této pilotní studie zkoumající pohyb palce při psaní krátkých textových zpráv na klávesnici mobilního telefonu, dochází po zadání určitého množství znaků k nástupu svalové únavy. Použitá metoda v experimentu - povrchová EMG je považována za spolehlivý nástroj pro stanovení lokální svalové únavy. V posledních letech je střední frekvence EMG výkonového spektra považována za citlivý indikátor fyziologické manifestace svalové únavy. Míra poklesu střední frekvence v průběhu trvalé kontrakce je používána jako index svalové únavy. Za další kvantitativní míru svalové únavy je považován nárůst amplitudy EMG.

Ong (11) ve své studii vyhodnocuje pohyb palce a velikost vynaložené síly při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu. Ve výsledcích své studie Ong (11) uvádí, že při psaní krátkých textových zpráv se nejčastěji objevuje pohyb směrem do flexe v IP kloubu a opozice palce v MCP kloubu. Při používání tlačítek v pravém sloupci klávesnice nedochází k vynaložení síly v tak velké míře jako při používání tlačítek ve zbylých dvou sloupcích klávesnice. Výsledky této studie ukázaly, že svalové úsilí, které je třeba vy-

naložit pro stisknutí tlačítka klávesnice při psaní na klávesnici mobilního telefonu, má nejvyšší hodnoty při rychlých úhlových změnách polohy, a to směrem do flexe v IP kloubu a při opozici v MCP kloubu. Proto se nabízí možnost pro případné další studie věnujících se této tématice, sledovat nástup svalové únavy nejen na m. opponens pollicis, ale vzhledem k závěrům a výsledkům studie Onga (11) sledovat nástup svalové únavy na svalech provádějících pohyb směrem do flexe v IP kloubu a pohyb směrem do opozice v MCP kloubu. V naší provedené studii je jediným sledovaným svalem, majícím vztah k výše zmíněným kloubním strukturám, pouze m. opponens pollicis. Pro další studie, které budou prováděny následně, připadá tedy v úvahu m. flexor pollicis longus realizující flexi v IP kloubu, m. abductor pollicis brevis, m. abductor pollicis longus a m. flexor pollicis brevis umožňující opozici palce (6).

Lze předpokládat, že určitou roli ve výsledcích bude hrát také samotná volba mobilního telefonu použitého pro experiment. Můžeme se domnívat, že by použití jiného typu telefonu mohlo výsledky ovlivnit. S každou novou generací mobilních telefonů přichází další specifické nové vestavěné funkce, které vedou ke zvýšení hladiny expozice fyzikálních vlivů. Dalším problémem nových typů telefonů jsou čím dál tím rozměrově menší klávesnice, které vyžadují přesnější jemnou motoriku a zvyšují nároky na svaly palce podílející se na pohybu palce při psaní SMS (3).

ZÁVĚR

Předložený příspěvek diskutuje téma TMI a předkládá pilotní studii, která si kladla za cíl ohodnotit svalovou únavu na vybraných svalech ruky při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu. Provedená analýza ukázala, že nedošlo k nástupu svalové únavy u žádného ze sledovaných svalů, tak jak by se dalo vzhledem k současným poznatkům týkajících se repetitivní činnosti předpokládat.

Výsledky této pilotní studie lze vztáhnout pouze na subjekty, které se této studii účastnily, a především nelze vyvozené závěry vzhledem k nízkému počtu probandů zobecňovat, nicméně jsou naznačeny určité trendy, které se k vlivu užívání mobilních telefonů na pohybový systém vztáží. Tyto však bude zapotřebí dále analyzovat a ověřit na reprezentativním vzorku populace.

Studie obdržela souhlas etické komise UK FTVS, jehož součástí je informovaný souhlas probandů. Příspěvek vznikl s podporou VZ MŠMT ČR MSM 0021620864 a SVV.

1. BEROLO, S.; WELLS, P. R.; AMICK, C. B.: Musculoskeletal symptoms among mobile hand-held device users and their relationship to device use: A preliminary study in a Canadian university population. *Applied Ergonomics*, 42, 2011, s. 371-378.
2. ČIHÁK, R.: *Anatomie 1. 2. upravené a doplněné vydání*. Praha, Grada Publishing, 2003, 516 s. ISBN 80-7169-970-5.
3. GUSTAFSSON, E.; JOHNSON, P. W.; HAGBERG, M.: Thumb postures and physical loads during mobile phone use – A comparison of young adults with and without musculoskeletal symptoms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 2010, s. 127-135.
4. JENKINS, D. B.: *Hollinshead's functional anatomy of the limbs and back. 9. ilustrované vydání*. Saunders, Elsevier, 2009. 442 s. ISBN 1416049800.
5. JOHNSON, P. et al.: Thumb joint movement and muscular activity during mobile phone texting – A methodological study. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 2011, s. 363-370.
6. KAPANDJI, I. A.: *The physiology of the joints*. London, Churchill Livingstone, 1990. *The Hand*, s. 164-280. ISBN 0-443-02504-5.
7. KOLÁŘ, P.: Kineziologie zápěstí a ruky. In: KOLÁŘ, P. (Ed): *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha, Galén, 2009. s. 155-158. ISBN 978-80-7262-657-1.
8. KONRAD, P.: *The ABC of EMG. A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*. [online] 2005 [cit. 2011-03-26]. Dostupné z WWW: < >.
9. KRUMLOVÁ, H.; PÁNEK, D.; PAVLŮ, D.: Měření EMG aktivity svalové tkáně po aplikaci celotělové chladové terapie (-130°). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2010, 1, s. 14-20.
10. KUCER, N.: Symptoms experienced by long term users of mobil phones. *AIP Conference Proceedings*, April 23, 2007, 899(1), 814. Available from: Academic Search Complete, Ipswich, MA. Accessed November 1, 2010. ISSN 0094243X. Dostupný z WWW: <<http://search.ebscohost.com/>>. *Kulturistika* [online]. 1997 [cit. 2011-03-23]. Zloženie a štruktúra svalu. Dostupné z WWW: < >.
11. ONG, F. R.: Thumb motion and typing forces during text messaging on a mobile phone. *13th International Conference on Biomedical Engineering IFMBE Proceedings*, 23, 2009, Track 5, 2095-2098, DOI: 10.1007/978-3-540-92841-6_522. Dostupný z WWW: <<http://springerlink.metapress.com/content/k4h01411283r5347/>>.
12. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.: Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 4, s. 177-180.
13. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.: Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, 3, s. 96-101.
14. ŠIMKOVÁ L.: Hodnocení nástupu svalové únavy na vybraných svalech ruky při psaní krátkých textových zpráv na mobilním telefonu. *Diplomová práce*, UK FTVS, Praha, 2011.
15. ROKYTA, R.: Fyziologie svalů. In: Rokyta, R. et al.: *Fyziologie : pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. Praha, SV, 2000, s. 359. ISBN 80-85866-45-5.
16. VAN OUDENAARDE, E. et al.: Differences and similarities in electrical muscle activity for the abductor pollicis longus muscle divisions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 5, 1995, 1, s. 57-64.
17. VYKOUKALOVÁ, Z.: Mobil je poselství: Význam média a jeho dopad na komunikaci v interpersonálních vztazích generace SMS [online]. Brno, Masarykova univerzita, 2007, 122 s. Rigorózní práce. Masarykova univerzita v Brně. Dostupné z WWW: <http://is.muni.cz/th/14219/fss_r/rigorozni_prace.pdf>.

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

ZÁSADY SPRÁVNEJ MANIPULÁCIE S IMOBILNÝM PACIENTOM – ŠKOLA CHRBTÁ PRE SESTRY

Bednár R.¹, Majeríková G.¹, Kulišiaková D.²

¹ Odd. FBLR, FNŠP, F. D. Roosevelta, Banská Bystrica,
primár MUDr. G. Majeríková

² Trnavská univerzita, Fakulta zdravotníctva a sociálnej práce, Katedra ošetrovateľstva, Trnava,
vedúca katedry doc. PhDr. A. Botíková, Ph.D.

SÚHRN

Uvedená práca je rozšírením školy chrbta s aplikáciou na prácu sestier a zdravotníckych pracovníkov, ktorí ako riziková skupina trpia na bolesti chrbta. Poškodenie chrbta u sestier sa celosvetovo vyskytuje s prevalenciou približne 17 %, s ročnou prevalenciou 40-50 % a s celoživotnou prevalenciou 35-80 % (14).

V práci sú rozpracované jednotlivé úkony pri manipulácii s čiastočne imobilným a imobilným pacientom, ktoré sú rutinnou dennou činnosťou zdravotníckeho personálu v nemocniciach.

Správna manipulácia s pacientom vyžaduje výcvik založený na ergonomických princípoch. Princíp pevných častí a medzier využíva prácu so segmentmi ako je hlava, trup, panva a končatiny. Princíp ťahu a tlaku využíva asistovaný pohyb sestry. Dvojdimenziálny princíp preferuje pohyb v dvoch rovinách dopredu a dozadu. Pri trojdimenzionálnom princípe sa pridruží ešte rotačný pohyb.

Uvažovať podľa školy chrbta a pristupovať tak k pacientovi by sa malo stať rutinnou súčasťou práce v ošetrovateľskej praxi, podobne ako je zaužívané používať ochranné pomôcky pri práci alebo dodržiavanie princípu asepsy. Dodržiavaním školy chrbta sa sestry chránia pred poškodením pohybového aparátu.

Kľúčové slová : škola chrbta, manipulácia s pacientom, bolesti chrbta sestier, prevencia

SUMMARY

Bednár R., Majeríková G., Kulišiaková D.: Principles of Correct Manipulation with the Immobile Patient – the School of Back for Nurses

The paper extends the school of the back in application to the work of nurses and medical personnel, who suffer from back pain as a risk group. The damage to the back in nurses is present worldwide with prevalence of about 17% and annual prevalence of 40-50% and lifelong prevalence 35-80% (14).

The paper elaborated individual tasks in manipulating with the partly or completely immobile patient, which is the routine daily activity of medical personnel in hospitals.

The correct manipulation with the patient requires training based on ergonomic principles. The principle of solid parts and intervals employs the work with segments such as head, trunk, pelvis and extremities. The principles of traction and pressure take advantage of the assisted motion of the nurse. Two-dimensional principle prefers the motion in two planes forward and backward. In three-dimensional principle the rotation motion is incorporated.

There should be a routine part of the work to consider the school of back and the approach to the patient in the same way as using individual protective remedies or adhering to the aseptic principle. In adhering to the school of the back the nurses protect themselves from the damage of locomotion apparatus.

Key words: school of the back, manipulation with the patient, back pain in nurses, prevention

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 2, pp. 69–77.

ÚVOD

Sestry majú zvýšené riziko ťažkostí s chrbtom. V porovnaní s ostatnými profesiami majú zvýšené riziko bolestí chrbta a šesťkrát vyššiu prevalenciu poškodenia chrbta. Sestry a zdravotnícki pracovníci vedú v rizikách vzniku hernie intervertebrálneho disku vyžadujúceho hospitalizáciu (2). Podľa Yipovej je ročná prevalencia drierkovej bolesti chrbta u sestier 40-46%. Z nich 94-98 % má skúsenosť s bolesťami drierkovej chrbtice trvajúce jeden a menej ako 14 dní a 5-2 % má bolesti najmenej 14 dní v posled-

ných dvanástich mesiacoch. Viac ako 50 % má viac ako 5 epizód bolestí drierkovej chrbtice v posledných dvanástich mesiacoch (16). Bežná prevalencia evidovaných poškodení chrbta u zamestnaných sestier je 44%, akútna bolesť chrbta je 19%, chronická bolesť chrbta je 17% a lumbálna hernia 8% (15). Vo FNŠP F. D. Roosevelta v Banskej Bystrici sa bolesť chrbta u sestier vyskytuje v 63 % (1). Dáta z viac ako 80 štúdií z mnohých štátov udávajú, že poškodenie chrbta u sestier sa celosvetovo vyskytuje s prevalenciou približne 17%, s ročnou prevalenciou 40-50% a s celoživotnou prevalenciou 35-80% (14).

Následky kompenzácie poškodení chrbta u sestier sú drahé. V USA v zariadeniach s dlhodobou starostlivosťou sa odhaduje poškodenie chrbta u sestier na 6 miliónov amerických dolárov, čo sa týka odškodnenia poplatkov zdravotníctva. Odškodnenie pre sestry za poškodenie chrbta predstavuje 56,4 % všetkých nákladov a 55,1 % všetkých zdravotníckych nákladov za zdravotnícku starostlivosť (2). V roku 2002 Veterans Health Administration spotreboval približne viac ako 22 miliónov amerických dolárov počas jedného roka za výdavky spojené s poškodením súvisiacim s úlohami pri ručnej manipulácii s pacientom (14).

ŠKOLA CHRBTIA

Z hľadiska prevencie akútnych recidív a chronických ochorení chrbtice nie sú pasívno-terapeutické prístupy vždy úspešné, preto sa postupne začali rozvíjať nové preventívne prístupy. Ich základná myšlienka spočíva v aktívnej podpore vlastného zdravia. Najznámejší intervenčný program, zameraný na primárnu, sekundárnu a terciálnu prevenciu bolestí chrbtice, je škola chrbta. Predstavuje zdravotnícko-pedagogickú inštruktážnu činnosť, ktorej cieľom je ozrejmiť jedincovi podstatu bolesti a motivovať ho pre aktívne podieľanie sa na udržiavaní dobrého stavu pohybového systému. Podstata školy chrbta tkvie v ekonomickom vykonávaní pohybu a vhodnej kompenzácií statického preťažovania. Podčiarkuje potrebu poskytnúť organizmu čas na zotavenie z úna-



Obr. 1. Sed na PC vankúši.

vy opakovanými minimálnymi pohybmi svalov, ktoré nie sú v rámci bežných činností zaťažované. Základné koncepcie a programy školy chrbta sú vo viacerých krajinách podobné. Niektoré školy kladú dôraz na biomechanické aspekty, iné na kompenzačné pohybové aktivity, vrátane zlepšenia fyzickej zdatnosti, ďalšie na ovplyvnenie životného štýlu a psychiky. V škandinávskych krajinách majú v školách chrbta významné miesto ergonomické aspekty (3).

Sed

Druhou rizikovou činnosťou sestier je práca v sede, v dôsledku nárastu množstva zápisov do zdravotnej dokumentácie (13). Škola chrbta vychádza z Brüggerovho konceptu. Východiskovým modelom je Brüggerov sed, ktorý je vyžadovaný ako základná pracovná poloha. Pre dosiahnutie potrebného napriamania chrbtice je odporúčaná ešte šikmá oporná plocha pod sedacou časťou, ktorá má klopiť panvu viac dopredu. Dolné končatiny sú pritom rozkročené na šírku ramien a nohy sú položené celou plochou na podložke. V členkovom kĺbe, kolennom kĺbe a bedrovom kĺbe je pri sede odporúčaný uhol 90 stupňov. Chrbtica je vzpriamená tak, že sa panva naklopí dopredu, čím dôjde k prehnutiu chrbtice v krížovej oblasti. Plecia sú zatahnuté smerom dozadu. Popísaná poloha chrbtice, panvy, hrudníka a pliec je včlenená do bežných pohybových činností a využívaná aj pri cvičení proti pružnému odporu. Módne je sedenie a cvičenie v tejto polohe na labilnej ploche, najčastejšie na lopte. Pri tomto koncepte považujeme za zásadný nedostatok fakt, že nie je správne akceptovaná úloha hrudníka pri tvorbe a kontrole vnútrobrušného tlaku, jeho východiskové postavenie a dynamika pri dýchaní a stabilizácii. Odporúčané postavenie hrudníka či porucha jeho dynamiky neumožňuje z biomechanického hľadiska potrebnú aktivitu bránice a tomu zodpovedajúcej koordinácie laterálnej skupiny brušných svalov, čo podmieňuje insuficienciu prednej stabilizácie chrbtice. Podobne je tomu s panvou, ktorá je u pacientov s fixovanou hrudnou kyfózou nastavená do nadmernej anteverzie. Tento koncept tiež nedostatočne prihliada na úroveň a distribúciu svalového napätia vo východiskových polohách, v priebehu cieleného cvičenia aj bežných denných aktivitách. U pacientov, obzvlášť ak majú poruchu anatomických pomerov spojenú s poruchou kontroly vnútrobrušného tlaku, považujeme tieto fakty za zvlášť podstatné. Pacient tak pri stabilizácii dosahuje nadmerné sily v povrchových extenzoroch chrbtice, ktoré majú za následok nerovnomerne pôsobiace vnútorné sily predovšetkým na lumbálny úsek chrbtice (6).

Ďalšou možnosťou ako udržať získané postavenie chrbtice je použitie rôznych pomôcok, ako sú

driekové alebo sedacie kliny. V úvode náviku nie je nutné kupovať drahé výrobky, stačí zmotaný uterák alebo pevnejší vankúš vložený do oblasti driekovej chrbtice (13). V snahe o účinnejšie terapeutické a preventívne využitie ergonomického sedu sa zdôrazňuje dynamizácia sedu. Z pohľadu kinezioterapie predstavuje dynamizácia sedu cvičenie v uzavretom kinetickom vzore, čo spôsobuje zlepšenie posturálnej stability. Dlhodobé sedenie na PC vankúši vedie k ústupu bolestí chrbta (obr. 1) (4).



Obr. 2. Dvíhanie ťažkého bremena.

Stoj

Ďalším typom zataženia sestry je práca v stoji, často spojená s prenášaním bremien. Zásady pre správne držanie v stoji: uvoľnené kolena, mierne flečné postavenie. Panva v strednom postavení, zdvihnutý hrudník, pretiahnutie šije. Toto držanie by sa malo dodržiavať aj pri chôdzi a ďalších úkonoch, ktoré sú pri bipedálnom zatažení vykonávané (13).

Manipulácia s ťažkým predmetom

Komplex každodenných činností vykonávaných s pacientom, ale aj nosenie špeciálneho zdravotníckeho materiálu zo skladu, liekov z ústavnej lekárne a pod., to všetko predstavuje záťaž pre chrbticu zdravotníkov. Vo výchovnej rehabilitácii tento druh práce nazývame pojmom manipulácia s ťažkým bremenom. Na to, aby sme zabránili poškodeniu chrbtice, je dôležité naučiť sa manipulovať s ťažkým bremenom v zmysle jeho dvíhania a nosenia.

Dvíhanie

Tlak na medzistavcovú platničku lumbosakrálneho prechodu spôsobený vlastnou váhou je 100 %. Pri správnom dvíhaní 50-kilogramového bremena je tento tlak trojnásobný, pri nesprávnom zdvíhaní rovnakého bremena je však už platnička vystavená až desaťnásobku pôvodného tlaku. Zásadou správnej manipulácie je držať bremeno čo najbližšie pri tele a medzistavcovú platničku počas dvíhania nevystaviť súčasnej rotácii a flexii. Preto sa snažíme zapájať svaly dolných končatín, panvového pletenca a brušnej steny.

Dvíhanie ťažkého bremena

Pri dvíhaní ťažkého bremena nezáleží až tak na jeho váhe, ako na spôsobe manipulácie s bremenom. K predmetu si treba obkročmo klaknúť s vystretým chrbtom, ťažké bremeno si sestra presunie na koleno, pričom sa snaží ho držať čo najbližšie k telu. Potom pri vstávaní už len využíva silu dolných končatín, prípadne sa opiera o koleno (obr. 2).

Dvíhanie ľahkého bremena

Sestra má k dispozícii dve pozície, z ktorých manipuluje s ľahkým bremenom. Prvá pozícia, ako pri dvíhaní ťažkého bremena, je klak so vzpriamenou chrbticou, pričom predmet sestra presunie na koleno a drží ho čo najtesnejšie pri sebe. Druhou možnosťou ako zdvihnúť ľahký predmet bez väčšej námahy, je predkloniť sa k nemu s narovnaným chrbtom, pričom dvíhajúci zanoží jednu dolnú končatinu na zabezpečenie rovnováhy (obr. 3).

Dvíhanie obkročmo

K predmetu sa sestra postaví obkročmo, pričom drží chrbticu vzpriamenú, v drepe medzi dolnými



Obr. 3. Dvíhanie ľahkého bremena – lastovička.

mi končatinami uchopí predmet a pritisne si ho k telu čo najtesnejšie. Na vzpriamanie sa využije sila dolných končatín a rotačný pohyb v bedrových kĺboch.

Nosenie bremena

Rovnako dôležité ako bremeno, či už ľahké alebo ťažké, vedieť správne dvíhať, je zdvihnuté bremeno aj správne nosiť. Na to je nutné správne vyváženie postoja pri chôdzi a rozloženie bremena do oboch rúk. Znamená to zabezpečiť chrbticu vzpriameným postojom a uchopiť bremeno do oboch horných končatín. Súčasne treba zdôrazniť, že pri nosení hrá dôležitú úlohu aj časový faktor, ktorý môže mať vplyv na posun medzistavcovej platničky. Negatívne však pôsobí nielen dlhé nosenie, ale aj stres alebo chlad (12).

Postup pri presunoch pacienta

Pri presune pacienta je dôležité zdvihnúť posteľ tak, aby bol pacient čo najbližšie k ťažisku sestry. Sestra sa musí natočiť v smere pohybu, aby nedošlo k rotácii chrbtice počas manipulácie s pacientom. Zaujme široký postoj, alebo na zvýšenie stability a zlepšenie rovnováhy vysunie jednu dolnú končatinu dopredu. Predkloní trup nad pacienta, na zníženie ťažiska a zvýšenie stability flektuje dolné končatiny do miernej semiflexie. Do bezpečného manipulovania s pacientom zapojí veľké svalové skupiny dolných končatín, panvového pletenca a brušnej steny. Pri zdvíhaní pacienta prebieha jeho presun prostredníctvom presunu váhy tela sestry z prednej dolnej končatiny na zadnú. Ak ide o uloženie pacienta na lôžko, pohyb sa realizuje presunom váhy tela sestry z zadnej dolnej končatiny na prednú. Tým sa prekonáva zotrvačnosť, vyváži sa pacientova hmotnosť a dosiahne sa plynulý a vyvážený pohyb. Rotácii trupu sestra zabráni úkrokom do strany (12).

Princíp ťahu a tlaku

Vhodné je využívať princíp ťahu a tlaku v pohybe. Znamená to, že sestra pacienta nezdvíha a nezaťažuje svoje svaly hmotnosťou pacienta, ale



Obr. 4. Využitie princípu ťahu a tlaku v pohybe.

jeho hmotnosť usmerňuje a vedie riadeným pohybom prostredníctvom ťahu a tlaku (11). Tento princíp môžeme využiť pri dvíhaní zoslabnutého pacienta zo stoličky. Sestra mu pri interakcii položí jednu ruku na hrudník zo zadnej strany a druhú na panvu. Hrudník ťahá dopredu a súčasne tlačí panvu dozadu a nahor (obr. 4) (7).

Princíp pevných častí a medzier

Telo rozdeľujeme na pevné časti (hlava, hrudník, panva, končatiny). Pod pevnými časťami alebo nad



Obr. 5. Využitie princípu pevných častí a medzier - presun ležiaceho pacienta na okraj postele.



Obr. 6. Princíp dvojdimenzionálneho pohybu.

nimi sa nachádzajú medzery, v ktorých je umožnený pohyb pevných častí (8). Princíp hýbania pevnými časťami sa dá využiť pri presúvaní ležiaceho pacienta na posteli, alebo pri posadzovaní a podobne. Pri posúvaní ležiaceho pacienta postupujeme nasledovne. Pri flektovaných kolenoach vyzveme pacienta, aby zodvihol panvu. Uchopíme pevný segment - panvu a presunieme ju bližšie k okraju postele. Potom uchopíme ďalšie pevné segmenty - hlavu a hornú časť trupu pacienta a presunieme ich bližšie k okraju postele (obr. 5).

Princíp dvojdimenzionality

V princípe dvojdimenzionálneho pohybu ide o pohyb v dvoch dimenziách, keď sa časti tela pacienta pohybujú jedna za druhou dopredu a dozadu, sú využité pohybové možnosti medzipriestorov dvojdimenzionálne. Môžeme ho využiť pri vstávaní zo sedu. Pohyb sa začína pohybom hlavy smerom dopredu a nadol ku kolenám s následným pritiahnutím k hrudníku. Nasleduje pohyb hrudníka dopredu a nadol, stoj na flektovaných dolných končatinách, pritiahnutie panvy k dolným končatinám, prenesenie hmotnosti na vystreté dolné končatiny, pohyb panvou smerom hore, potom pohyb hrudníka smerom nahor a nakoniec hlavou, až sa dosiahne vzpriamený stoj (obr. 6) (9).

Princíp trojdimenzionality

V princípe trojdimenzionálneho pohybu sa využíva dvojdimenzionálny pohyb, ku ktorému sa pridá ešte rotácia (obr. 7).

Presun sediaceho pacienta na posteli jednou sestrou

Skloníme pacienta uhlopriečne dopredu, aby sa hmotnosť presunula z hrboľa sedacej kosti. Ťaháme hrboľ sedacej kosti o malý krok dozadu. Skloníme pacienta naspäť na hrboľ sedacej kosti, ktorý sa dostal do novej polohy a potom ťaháme druhý odľahčený hrboľ o krok dozadu. Opakujeme tento pohyb striedavo na oboch stranách, kým nedosiahneme želanú polohu pacienta (obr. 8).



Obr. 7. Princíp trojdimenzionálneho pohybu.

Presun ležiaceho pacienta v polohe na chrbte

Stláčame hrudník pacienta uhlopriečne dopredu oproti sebe smerom nahor. Udržíme jednou rukou vzniknuté uhlopriečne napätie hrudníka a druhou súčasne tlačíme na panvu uhlopriečne smerom nahor. Len čo sa dá panva do pohybu, kleáme s hrudníkom nadol. Stláčame hrudník pacienta uhlopriečne, ale opačným smerom - od seba. Opakujeme tento pohyb smerom k čelu postele tak, že ťaháme alebo tlačíme na inej strane oproti panve uhlopriečne.

Presun pacienta z ľahu do sedu na posteli

Skloníme hlavu pacienta smerom dopredu až na

hrudník. Paralelne tlačíme hrudný kôš dopredu, až sa dostane nad panvu a potom privedieme hlavu nad hrudník. Obidvoma rukami pomôžeme udržať hlavu a hrudník v rovnováhe nad panvou (obr. 9).

Paralelný presun pacienta zo sedu do ľahu

Využijeme hmotnosť vlastného tela ako proti váhu pacienta. Vyzveme pacienta, aby sa nás chytil asymetrickým uchopením zozadu na hrudníku pre lepšiu koordináciu procesu pohybu. Hlavu pacienta sklónime dopredu na hrudník a zároveň ukladáme hrudný kôš dozadu na povrch postele. Na záver uložíme pohodlne hlavu.



Obr. 8. Presun sediaceho pacienta na posteli.



Obr. 9. Presun pacienta z ľahu do sedu na posteli.

Presun pacienta špirálovitým pohybom z ľahu do sedu

Flektujeme dolné končatiny pacienta a takto ich uložíme do strany. Uložíme bližšie položenú hornú končatinu flektovanú v lakti vedľa hlavy pacienta. Vzdialenejšiu hornú končatinu pacienta ťaháme krížom cez strednú os tela a umiestnime ju na okraj postele, aby pacient mohol ruku neskôr použiť na vzopretie sa proti podložke. Otočíme jednou rukou hrudný kôš pacienta uhlopriečne smerom dopredu na svoju druhú ruku. Voľnou rukou posunieme dolné končatiny pacienta po jednej cez okraj postele vo viacerých krokoch. Predchádzajúcimi pohybmi sa panva otočila uhlopriečne dopredu. Pri záverečnom pohybe jednou rukou zatlačíme panvu diagonálne a nadol so súčasným otáčaním hrudníka druhou rukou dopredu. Pri manévri vykonávame svojím telom široký špirálový pohyb. Prenesieme postupne hmotnosť tela z jednej nohy na druhú. Špirálovitým pohybom s využitím ťahu a tlaku pôsobiacimi proti sebe pacienta presunieme do sedu s dolnými končatinami umiestnenými cez okraj postele (obr. 10) (10).

Vedenie pacienta druhou osobou

Pri vedení pacienta druhou osobou flektuje sestra laktové kĺby do 90 stupňov. V tejto výške uchopíme jednou rukou ruku pacienta a druhou rukou hrudník pacienta. Panvou udržujeme kontakt s panvou pacienta. Fixovaním pacienta v troch bodoch—ruka, hrudník a panva—máme dostatočnú kontrolu nad pohybom pri vedení pacienta (obr. 11).

Ergonómia

Ergonomické problémy v zdravotníctve môžu hrať významnú úlohu pri pracovnej pohode pra-



Obr. 10. Presun pacienta špirálovitým pohybom z ľahu do sedu.



Obr. 11. Vedenie pacienta druhou osobou: a) nesprávne vedenie, b) správne vedenie.



Obr. 12. Mobilný zdvihák Viking M od firmy Dartin.

covníkov na pracovisku, pri vzniku zdravotných ťažkostí alebo chorôb. Osobitnú pozornosť treba venovať ergonomickému usporiadaniu pracovného miesta, to znamená prispôbiť rozmery zariadení pracoviska antropologickým danostiam zamestnancov. Ide o vhodné, regulovateľné stoličky, pracovné stoly primeraných rozmerov a výšky najmä pri práci s počítačmi. Ďalším ergonomickým otázkam patrí používanie špeciálnych polohovacích postelí pri práci s pacientmi, mechaniz-

my používané pri polohovaní pacienta, manipulačné mechanizmy (obr. 12) a iné (5).

ZÁVER

Sestry a zdravotnícki pracovníci, ktorí pri svojej práci manipulujú s imobilným pacientom, patria do rizikovej skupiny so zvýšenou záťažou chrbta. Správna manipulácia s pacientom vyžaduje výcvik založený na ergonomických princípoch. Princíp pevných častí a medzier využíva prácu so segmentmi ako je hlava, trup, panva a končatiny. Princíp ťahu a tlaku využíva asistovaný pohyb sestry, ktorá dotiahne insuficientný pohyb pacienta a usmerní ho do žiadanej polohy. Dvojdimenziálny princíp preferuje pohyb v dvoch rovinách dopredu a dozadu. Pri trojdimenzionálnom princípe sa pridruží ešte rotačný pohyb.

Uvažovať podľa školy chrbta a pristupovať tak k pacientovi by sa malo stať rutinnou súčasťou práce v ošetrovateľskej praxi podobne ako je zaužívané používať ochranné pomôcky pri práci, alebo dodržiavanie princípu asepsy. Dodržiavaním školy chrbta sa sestry a zdravotnícki pracovníci chránia pred poškodením pohybového aparátu. Vo FNsP F. D. Roosevelta v Banskej Bystrici sme pre výskyt 63 % bolesti chrbta u sestier spustili projekt edukácie zdravotníckych pracovníkov pri manipulácii s imobilným pacientom (1).

LITERATÚRA

1. BEDNÁR, R.: Záťaž sestry ako hlavný prediktor bolesti chrbta. In Rehabil. fyz. Lék., roč. 17, 2010, č. 4, s. 194-201. ISSN 1211-3658.
2. DAWSON, A., P., MCLENNAN, S. N., SCHILLER, S. D., JULL, G. A., HODGES, P. W., STEWART, S.: Interventions to prevent back pain and back injury in nurses: a systematic review. Occup. Environ. Med., roč. 64, 2007, č. 10, s. 642, 646, 648, 649. ISSN 1351-0711.
3. DIMUNOVÁ, L.: Škola chrbta pre sestry. Sestra Lek. v Praxi, roč. 6, 2007, č. 1-2, s. 14. ISSN 1335-9444.

4. HORNÁČEK, K., ADAMČKA, N., HLAVAČKA, F.: Dynamický sed zmierňuje bolesť a upravuje posturálnu funkciu u pacientov s funkčnou patológiou pohybového systému. Rehabilitácia, roč. 42, 2005, č. 1, s. 31-36. ISSN 0375-0922.
5. HUBAČEKOVÁ, L.: Ergonomické riešenie zdravotného pracoviska. In Rev. Ošetrov. Lab. Metod., roč. 3, 1997, č. 1, s. 12-13. ISSN 1335-5090.
6. KOLÁŘ, P.: Vertebrogénny obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie. In Rehab. fyz. Lék., roč. 14, 2007, č. 1, s. 3-17. ISSN 1211-3658.
7. KRIŠKOVÁ, A. et al.: Ošetrovateľské techniky. 2. preprac. a dopl. vydanie. Martin, Osveta, 2006a, s. 253, ISBN 80-8063-202-2.
8. KRIŠKOVÁ, A. et al.: Ošetrovateľské techniky. 2. preprac. a dopl. vydanie. Martin, Osveta, 2006b, s. 247. ISBN 80-8063-202-2.
9. KRIŠKOVÁ, A. et al.: Ošetrovateľské techniky. 2. preprac. a dopl. vydanie. Martin, Osveta, 2006c, s. 249. ISBN 80-8063-202-2.
10. KRIŠKOVÁ, A. et al.: Ošetrovateľské techniky. 2. preprac. a dopl. vydanie. Martin, Osveta, 2006d, s. 256-262. ISBN 80-8063-202-2.
11. POLHORSKÁ, M., ŠAJTEROVÁ, Z.: Pomoc pacientom aj sestrám. In: Sestra Lek. v Praxi, roč. 7, 2008, č. 5-6, s. 26-28. ISSN 1335-9444.
12. ŠAJTEROVÁ, Z., POLHORSKÁ, M.: Škola chrbta. 4. časť. In: Sestra Lek. v Praxi, roč. 8, 2009, č. 1-2, s. 21. ISSN 1335-9444.
13. ŠTĚTKÁŘ, J.: Škola zad v práci zdravotní sestry. In: Diagn. Ošetrov., roč. 2, 2006, č. 1, s. 20-21. ISSN 1801-1349.
14. NELSON, A., MATZ, M., CHEN, F., SIDDHARTHAN, K., LLOYD, J., FRAGALA, G.: Development and evaluation of a multifaceted ergonomics program to prevent injuries associated with patient handling tasks. Int. J. Nurs. Stud., roč. 43, 2006, č. 6, s. 718. ISSN 0020-7489.
15. VIOLANTE, F. S., FIORI, M., FIORENTINI, C., RISI, A., GARAGNANI, G., BONFIGLIOLI, R., MATTIOLI, S.: Associations of psychosocial and individual factors with three different categories of back disorder among nursing staff. J. Occup. Health, roč. 46, 2004, č. 2, s. 100. ISSN 1341-9145.
16. YIP, Y. B.: A study of work stress, patient handling activities and the risk of low back pain among nurses in Hong Kong. J. Adv. Nurs, roč. 36, 2001, č. 6, s. 797. ISSN 0309-2402.

MUDr. Roman Bednár
Odd. FBLR, FNsP F. D. Roosevelta
E. Svobodu 1
9740 Banská Bystrica
Slovenská republika
e-mail: rbednar@nspbb.sk

ZVYŠOVÁNÍ FYZICKÉ KONDICE, ROZVOJ JEMNÉ MOTORIKY A SEBEOSLUHY U LIDÍ S PORUCHOU AUTISTICKÉHO SPEKTRA

Pařízková L.¹, Ošlejšková H.²

¹Chráněné bydlení sv. Michaela, Brno, vedoucí J. Vraspír, Dis.

²Klinika dětské neurologie LF MU a FN Brno, přednosta doc. MUDr. H. Ošlejšková, Ph.D.

SOUHRN

Pravidelně probíhající fyzioterapie a pravidelné pohybové aktivity u dospělých lidí s diagnostikovanou poruchou autistického spektra (PAS) přispívají ke zlepšení jejich fyzické kondice, zlepšení funkce ruky a sebeobslužných činností. Předmětem výzkumu bylo zjišťování úrovně fyzické kondice, jemné motoriky a sebeobsluhy před a po sedmi měsících probíhající fyzioterapie a individuálních pohybových aktivit u dospělých lidí s PAS žijících v Chráněném bydlení sv. Michaela v Brně. Zkoumaná problematika je podložena výzkumem vycházejícím z testů funkční diagnostiky, z funkčního testu ruky podle Masného a z Barthelova testu běžných činností. Autorky pracují s klienty metodou strukturovaného učení.

Klíčová slova: autismus, porucha autistického spektra, pervazivní vývojové poruchy, fyzická kondice, funkční diagnostika, funkční test ruky podle Masného, Barthelův test běžných činností, sebeobsluha

SUMMARY

Pařízková L., Ošlejšková H.: Increasing Physical Fitness, Development of Fine Motorics and Activities of Daily Living in People with an Autism Spectrum Disorders

Regular physiotherapy and individual motoric activities for adult people with a autism spectrum disorders (ASD) contribute to improving their physical fitness, fine motorics and activities of daily living. The object of the research was to assess the level of physical fitness, fine motorics and activities of daily living before and after seven months of ongoing physiotherapy in adults with diagnosis of autism spectrum disorders living in the sheltered housing of St. Michael in Brno. These issues are research based on functional diagnostics tests, functional test of hand by Masný and test of activities of daily living by Barthel. The author works with clients with ASD using structured learning method.

Key words: autism, disorders of autistic spectrum, pervasive developmental disorders, physical fitness, functional diagnosis, functional test of hand by Masný, test of activities of daily living by Barthel, self service

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 2, pp. 78–86.

ÚVOD

Autismus je zkrácený název pro skupinu onemocnění, která jsou v poslední době označována zastřešujícím názvem „pervazivní vývojové poruchy (PVP) nebo poruchy autistického spektra (PAS)“ (6). V klinickém obrazu jsou charakteristické tři okruhy klinických příznaků (autistická triáda) - problémy v sociálním chování, deficity ve verbální a nonverbální komunikaci a omezené stereotypně se opakující vzorce chování a zájmů. V Evropě je používána nomenklatura MKN-10, kde každý typ autismu má svá klasifikační kritéria (MKN-10, 1992). Podle kritérií MKN-10 je diagnostikován: Dětský autismus (F84.0); Jiná dezintegrační porucha v dětství (F84.3); Aspergerův syndrom (F84.5), Atypický autismus (F84.1); Jiné pervazivní vývojové poruchy (F84.8); Pervazivní vývojová porucha nespecifikovaná

(F84.9); Hyperaktivní porucha sdružená s mentální retardací a stereotypními pohyby (F84.4). Běžnou součástí pohybového chování jsou kromě velmi typických motorických stereotypií či sebezraňujícího stereotypního chování také poruchy obratnosti a koordinace jemné i hrubé motoriky, nerovnoměrný vývoj motoriky, opožděný vývoj a úroveň motoriky, zvláštnosti držení těla a zvláštnosti mimiky i pantomimiky. Nedokonalé motorické dovednosti komplikují dětem i dospělým každodenní život a znesnadňují vykonávání běžných denních aktivit a sebeobsluhu. Velmi často zůstávají nadále závislémi na rodinných příslušnících a sociálních zařízeních (6). Jednoznačně se jedná o celoživotní poruchu a velmi vážný hendikep, a to individuální i celospolečenský (5). Každodenní péče o osoby s PAS je složitá; vyžaduje trpělivost, pochopení a značné úsilí speciálních pedagogů, osobních asistentů a fyzioterapeutů,

Tab. 1. Základní popis souboru N=10.

N	Pohlaví	Věk	Typ autismu MKN-10 (psychologická diagnóza)	IQ	CARS	Agresivita	Diagnóza MKN-10	Medikace	Jak dlouho v péči chráněného bydlení
1	M	30	F 84.0 Dětský autismus	—	37	auto a heteroagrese	F71: Středně těžká mentální retardace	Risperidon aktavis 2mg 1-0-1, Lepicol 6-6-0, Chlorprothixen 50 1-2 při nespavosti	7 roků
2	M	20	F.84.0 Dětský autismus	—	—	heteroagrese	F71: Středně těžká mentální retardace	Risperdal 1,5-0-1, Chlorprothixen 0-0-1	3 roky
3	M	33	F 84.1 Atypický autismus	25	—	neagresivní	G409: Epilepsie H472: Atrofie zrakového nervu G809: Dětská mozková obrna F72: Těžká mentální retardace	Lamictal 100mg 1,5-0-1, Silymarin AL 50 1-1-1, Tegretol 1,5-0-1,5	6 roků
4	M	34	F 84.1 Atypický autismus	54	—	heteroagrese	N394 Jiná určená inkontinence moči F70: Lehká mentální retardace	Solian 200 mg 0,5-0-1, Essentiale forte -0-1, Diazepam 0-0-1, Rivotril 0-0-1, Chlorprothixen 0-0-1, Omnic Tocas 0-0-1	5 roků
5	Ž	34	F 84.0 Dětský autismus	—	40	auto a heteroagrese	T936: Následky drtivého poranění a traumatické amputace dolní končetiny; H540: Slepota obou očí; G934: Encefalopatie E669: Obezita F72: Těžká mentální retardace	Lamotrigin (epiral) 50 mg 1-0-1, Risset 2mg 0,5-0-0, Risset 3 mg 0-0-1, Lokren 20 mg 0,5-0-0, Amitriptin 1 tbl při neklidu	6 roků
6	Ž	33	F 84.0 Dětský autismus	—	38	auto a heteroagrese	H540: Slepota obou očí G409: Epilepsie G442: Tenzí typ bolesti hlavy E669: Obezita F73: Hluboká mentální retardace	Liskantin 1-0-1,5, Laponex 25 mg 0-0-0,5; Diazepam 10 mg 0,5 před spaním, Mictionorm 1-0-1	1 rok
7	Ž	29	F 84.1 Atypický autismus	34	—	heteroagrese	F952: Kombinovaná tiková porucha F71: Středně těžká mentální retardace	Ciprexal 10mg/ML 0,5-0-0,5; Rivotril 2 mg 0,5-0,5-;5; Tiapridal 1-1-1	5 roků
8	Ž	38	F 84.1 Atypický autismus	—	—	neagresivní	F72: Těžká mentální retardace	bez medikace Seroquel 200 2-1-3,	6 roků
9	M	26	F 84.1 Atypický autismus	—	—	neagresivní	F71: Středně těžká mentální retardace	Topamax 50mg 1-0-1, Lactulose-AC 1-1-1 lž, Tisercin 1-0-0, Abilify 15 mg 1-0-1, Timonil utud 150mg 1-0-0	5 roků
10	M	34	F 84.1 Atypický autismus	49	—	heteroagrese	G409: Epilepsie F985: Balbuties F70: Lehká mentální retardace	Depakine 300 mg 1-0-1, Seroquel 200 0,5-0-0,5; Tisercin 0-0-1	6 roků

kteří s lidmi s PAS pracují. K roku 2000 žilo v ČR 60 000 lidí s poruchou autistického spektra (PAS) (8). V ČR je zatím velmi málo zkušeností s péčí o dospělé s PAS. Autorky ve snaze ovlivnit tuto skutečnost vytvářejí pro dospělé lidi s PAS na základě individuální metody strukturovaného učení vhodné pohybové programy a ověřují jejich účinnost prostřednictvím zátěžové funkční dia-

gnostiky, funkčního testu ruky dle Masného a Barthelova testu všedních činností.

VYMEZENÍ PROBLÉMU

Autorky zkoumaly a ověřovaly následující pracovní hypotézy:

1. U lidí s PAS je často zaznamenána nižší fyzická kondice, neboť nemají vzhledem ke svému postižení tolik příležitostí k pohybové aktivitě jako lidé bez PAS.

2. Vlivem pravidelně probíhající individuální fyzioterapie s použitím strukturovaného učení pro konkrétního klienta a pravidelných individuálně určených pohybových aktivit lze fyzickou kondici u lidí s PAS zvýšit.

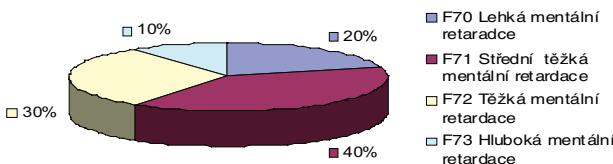
3. U lidí s PAS je často zaznamenáno omezení v jemné motorice. Pravidelným tréninkem jemné motoriky lze docílit jejího zlepšení v původně omezených oblastech.

4. U lidí s PAS je možné rozvíjet jejich samostatnost v běžných denních činnostech v závislosti na úrovni jejich postižení a jejich schopností.

5. Pravidelně probíhající individuální fyzioterapie a individuální pohybové aktivity vedou ke zlepšení fyzického i psychického stavu klientů. Pohybem záměrně působíme na rozvoj psychických funkcí - paměti, pozornosti, fantazie, myšlení i na rozvoj řeči. Klienti se těší na aktivitu, spolupracují při provádění úkolů, někteří klienti jsou oproti dřívějšímu chování klidnější.



Obr. 1. Chráněné bydlení sv. Michaela v Brně.



Graf 1. Přidružená mentální retardace prospektivního souboru.

Do výzkumu bylo zahrnuto 10 uživatelů s PAS z celkového počtu 35 s mentálním postižením a autismem žijících v chráněném bydlení. Klientům účastnícím se výzkumu byla diagnostikována přidružená mentální retardace lehká (u dvou klientů - 20 % klientů souboru), středně těžká (u čtyř klientů - 40 % klientů souboru), těžká (u třech klientů - 30 % klientů souboru), hluboká (u jednoho klienta - 10 % klientů souboru) (graf 1).

SOUBOR KLIENTŮ

Jedná se o prospektivně sledovaný soubor klientů (tab. 1), do něhož byli zařazeni klienti splňující následující kritéria:

1. Diagnóza PAS na základě psychiatrického či psychologického vyšetření. Diagnóza byla čerpána z odborné dokumentace ošetřujících lékařů. Klasifikační zařazení klientů bylo provedeno s respektováním kritérií MKN-
2. Užívání služby Chráněného bydlení sv. Michaela v Brně. Ze souboru klientů nebyl dopředu vyloučen žádný klient, přestože u všech klientů byla diagnostikována mentální retardace (obr. 1).

METODIKA

Časová osa výzkumu zahrnuje vstupní testování klientů realizované ve vizitě č. 1 (tab. 2) v průběhu měsíce června roku 2009 a výstupní testování klientů realizované ve vizitě č. 2 (tab. 3) v průběhu měsíce února roku 2010. Ve vizitě č. 1 proběhlo první zatížení klientů zátěžovými funkčními testy. Vizita č. 2 je závěrečnou vizitou, kde probíhá poslední zatížení klientů zátěžovými funkčními testy. Výzkum byl prováděn pouze na malém souboru klientů s PAS, výsled

Tab. 2. Vizita 1 - vstupní testování - funkční diagnostika.

N	Ortostatická zkouška (rozdíl frekvencí)	Schellong. metoda (úder/min)	Martinet zkouška (úder/min)	Ruffier zkouška (index)	Step-test (index)
N1	9 - dobrá reakce	17	21	1,8 - velmi dobrá zdatnost	68,2 - vysoký průměr
N2	8 - dobrá reakce	15	30	10,3 - slabá zdatnost	42,9 - slabá kondice
N3	10 - dobrá reakce	8	33	0,1 - výborná zdatnost	74,7 - vysoký průměr
N4	23 - neuspokojivá reakce	55	rozdíl f pulzu 30 úderů/min	5,7 - průměrná zdatnost	62 - nízký průměr
N5	5 - dobrá reakce	25	rozdíl f pulzu 18 úderů/min	4,3 - velmi dobrá zdatnost	neschopna realizace
N6	5 - dobrá reakce	neschopna realizace	neschopna realizace	neschopna realizace	61 - nízký průměr
N7	17 - uspokojivá reakce	28	rozdíl f pulzu 16 úderů/min	5,4 - průměrná zdatnost	65 - vysoký průměr
N8	11 - dobrá reakce	5	rozdíl f pulzu 24 úderů/min	4,4 - velmi dobrá zdatnost	62 - nízký průměr
N9	9 - dobrá reakce	16	rozdíl f pulzu 14 úderů/min	9,8 - průměrná zdatnost	54 - slabá kondice
N10	5 - dobrá reakce	41	rozdíl f pulzu 45 úderů/min	4,9 - velmi dobrá zdatnost	66,5 - vysoký průměr

Tab. 3. Vizita 2 - výstupní testování - funkční diagnostika.

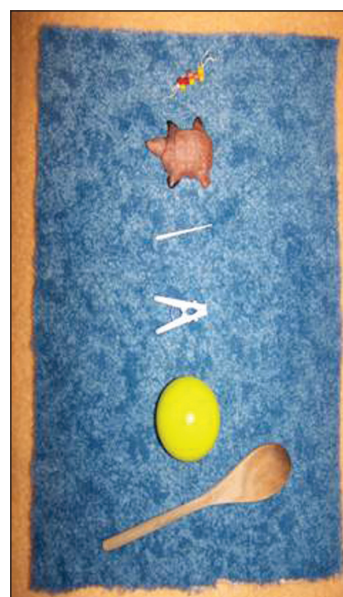
N	Ortostatická zkouška (rozdíl frekvencí)	Schellong. metoda (úder/min)	Martinet zkouška (úder/min)	Ruffier zkouška (index)	Step-test (index)
N1	8 – dobrá reakce ZLEPŠEN	8 ZLEPŠEN	19 ZLEPŠEN	5,3 – průměrná zdatnost ZHORŠEN	55,7 – nízký průměr ZHORŠEN
N2	10 – dobrá reakce NEZMĚNĚN	17 NEZMĚNĚN	20 ZLEPŠEN	9,5 – průměrná zdatnost ZLEPŠEN	55,1 – nízký průměr ZLEPŠEN
N3	6 – dobrá reakce NEZMĚNĚN	8 NEZMĚNĚN	21 ZLEPŠEN	0,4 – výborná zdatnost NEZMĚNĚN	80,2 – velmi dobrá kondice ZLEPŠEN
N4	9 – dobrá reakce ZLEPŠEN	35 ZLEPŠEN	20 ZLEPŠEN	9,3 – průměrná zdatnost NEZMĚNĚN	60,1 – nízký průměr NEZMĚNĚN
N5	4 – dobrá reakce NEZMĚNĚN	10 ZLEPŠEN	9 ZLEPŠEN	2,5 – velmi dobrá zdatnost NEZMĚNĚN	neschopna realizace NEMOŽNO POSOUDIT
N6	6 – dobrá reakce NEZMĚNĚN	neschopna realizace NEMOŽNO POSOUDIT	neschopna realizace NEMOŽNO POSOUDIT	neschopna realizace NEMOŽNO POSOUDIT	68,2 – vysoký průměr ZLEPŠEN
N7	14 – uspokojivá reakce NEZMĚNĚN	17 ZLEPŠEN	11 ZLEPŠEN	6,9 – průměrná zdatnost NEZMĚNĚN	72,7 – vysoký průměr NEZMĚNĚN
N8	11 – dobrá reakce NEZMĚNĚN	4 ZLEPŠEN	20 ZLEPŠEN	1,5 – velmi dobrá zdatnost NEZMĚNĚN	68,2 – vysoký průměr ZLEPŠEN
N9	19 – uspokojivá reakce ZHORŠEN	15 NEZMĚNĚN	14 NEZMĚNĚN	10,0 – průměrná zdatnost ZLEPŠEN	61,2 – nízký průměr ZLEPŠEN
N10	6 – dobrá reakce NEZMĚNĚN	30 ZLEPŠEN	24 ZLEPŠEN	5 – velmi dobrá zdatnost NEZMĚNĚN	74 – vysoký průměr NEZMĚNĚN

Tab. 4. Časová osa výzkumu.

V1 (červen 2009)	Po 7 měsíců realizováno	V2 (únor 2010)
Ortostatická zkouška	fyzioterapie (30 min. 2x týdně)	Ortostatická zkouška
Schellongova metoda	vycházky (denně 30-60 min.)	Schellongova metoda
Martinetova zkouška	plavání (jednou týdně 60 min.)	Martinetova zkouška
Ruffierova zkouška	hipoterapie (jednou týdně 30 min.)	Ruffierova zkouška
Step-test podle Johnsona		Step-test podle Johnsona



Obr. 2. Obrázkový režim cvičení.



Obr. 3. Předmětový režim cvičení.

ky proto nelze zevšeobecnit. O to větší důraz byl kladen na individuální přístup a terapii s každým klientem s využitím individuálního režimu cvičení dle strukturovaného učení. Autorky hodnotí každého klienta soubor samostatně. Žád-

nou statistickou metodu proto nebylo možné aplikovat.

V průběhu aplikace testování byly klientky č. 5 a č. 6 schopné pouze parciální účasti. Nebyly vyloučeny, ale nejsou zahrnuty ve vyhodnocení těch

testů, které nebyly schopny zcela zrealizovat (tab. 4). V rámci fyzioterapie autorky využily metodu strukturovaného učení s použitím režimu cvičení - obrázkový (obr. 2), předmětový pro nevidomé lidi s PAS (obr. 3) a s určením motivačního systému pro konkrétního klienta.

ZÁTĚŽOVÁ FUNKČNÍ DIAGNOSTIKA

Zátěžová funkční diagnostika se zabývá vyšetřováním a posuzováním reakce a adaptace kardiorepiračních, metabolických a jiných fyziologických a patofyziologických funkcí na fyzické zatížení. Používají se přitom standardizované testy: Ortostatická zkouška, Schellongova metoda, Martinetova zkouška, Ruffierova zkouška, Step-test podle Johnsona (modifikovaný). Jedná se o měření frekvence pulzu a tlaku krve před zatížením, po dobu zatížení a po určitém, co nejpřesněji definovaném pracovním zatížení. Čím je úroveň trénovanosti vyšší, tím menší změny zatížení vyvolá, a tím rychleji nastoupí návrat hodnot tlaku krve (Tk) a frekvence pulzu na původní úroveň. Při měření hodnot Tk a frekvence pulzu je používán japonský tonometr značky OMRON M6 COMFORT. Jednoduché funkční testy a funkční test dle Masného byly rozpracovány do piktogramů dle úrovně postižení konkrétního klienta tak, aby rozuměl požadovaným pohybovým úlohám a mohl předvídat konec cvičení. Výsledky testů prospektivního souboru jsou shrnuty ve vstupní vizitě č. 1 (tab. 2) a výstupní vizitě č. 2 (tab. 3).

A) Ortostatická zkouška

Po minimálním pětiminutovém klidovém ležení se změří frekvence pulzu a tlak krve. Potom se vyšetřovaný postaví a znovu se změří frekvence pulzu a tlak krve ihned po postavení, na konci minuty stání, ihned po opětovném lehu. Hodnotí se rozdíl ve frekvenci pulzu vleže a ve stojí (2): do 12 – dobrá reakce, 13-19 – uspokojivá reakce, 20 a víc – neuspokojivá reakce.

B) Schellongova metoda

Po Ortostatické zkoušce se provedou dřepy (tělesně zdatní dělají 50 dřepů, netrénovaní 20 dřepů). Klienti prospektivního souboru byli testováni 20 dřepy. Měří se pulz a krevní tlak. O dobré trénovanosti svědčí nepatrné ortostatické změny, malé zrychlení frekvence pulzu po dřepích, zvýšení tlakové amplitudy a návrat na původní hodnoty do 2 minut.

C) Martinetova zkouška

Vyšetřovaný se zatíží 20 dřepy za 40 sekund. Pulz a krevní tlak se měří ihned po dřepích – nejprve vestoje a poté po 4 minutách vsedě. Krevní tlak se má vrátit na původní hodnotu do 4 minut, pulz se nemá zrychlit o více než 20 úderů/min. a na původní hodnotu se má vrátit do 3 minut.

D) Ruffierova zkouška

Provádí se 30 dřepů za 45 sekund. Měří se klidová frekvence pulzu vsedě za minutu (P1), frekvence pulzu vestoje ihned po vykonání dřepů (P2), frekvence pulzu po 1 minutě odpočinku vsedě (P3).

$$(P1+P2+P3) - 200$$

$$\text{INDEX: I} = \frac{\quad}{10}$$

Hodnocení indexu zdatnosti (2):

- < 0 – výborná zdatnost
- 0,1 – 5,0 – velmi dobrá zdatnost
- 5,1 – 1,0 – průměrná zdatnost
- 10,1 – 15,0 – slabá zdatnost
- > 15,1 - nevyhovující zdatnost

E) Step – test podle Johnsona (modifikovaný)

Výhodami jsou jednoduchost, možnost přizpůsobení věku, pohlaví, tělesné stavbě, trénovanosti a zdravotnímu stavu tím, že se může měnit frekvence i trvání vystupování. Je určen jednotný metodický postup při používání step-testu jako ukazatele všeobecné trénovanosti. Vystupuje se na stupínek 30-50 cm vysoký, přičemž frekvence vystupování je 30 výstupů za minutu v trvání 3-5 minut (podle věku, druhu a stupně postižení). Po skončení vystupování se měří pulz mezi 1-1,30 minutami a naměřená hodnota se vynásobí 5,5 (2).

INDEX STEP-TESTU:

vystupování v sek x 100 (3-5min.)

$$\text{IZ} = \frac{\quad}{\text{pulz 1-1,30 min.} \times 5,5}$$

Čím je větší hodnota indexu, tím vyšší funkční zdatnost má vyšetřovaný.

Stupně zdatnosti:

- IZ – pod 55 = slabá kondice
- IZ – 55-64 = nízký průměr
- IZ – 65-79 = vysoký průměr
- IZ – 80-90 = velmi dobrá zdatnost
- IZ – nad 90 = výborná zdatnost

FUNKČNÍ TEST RUKY DLE MASNÉHO

Funkční test ruky dle Masného (tab. 5) se zaměřuje na posouzení kvality jednotlivých druhů úchopů, svalové síly, koordinace segmentů (ruka-loket-rameno), zhodnocení taxy, obratnosti, rychlosti, povrchové a hluboké citlivosti. Při testování se používají zkratky N = není porucha, MOP = mírně omezený pohyb, SOP = silně omezený pohyb, NR = nemožno realizovat.

Tab. 5. Funkční test ruky dle Masného.

ÚVODNÍ HODNOCENÍ V ERGOTERAPII

Jméno: _____
 Dg.: _____

Hodnocení: **N** není porucha
 MOP mírně omezený pohyb
 SOP silně omezený pohyb

FUNKČNÍ TEST RUKY dle Masného

datum						
špetka						
štipec						
háček						
stříška						
pěst						
opozice						
úchop válce						
úchop koule						
dynamometrie						
podpis						
zhodnocení úchopu						
Koordinace L - P						
Koordinace ruka segmentů	ruka	loket				
		rameno				
Taxe, obratnost, rychlost						
citlivost: povrchová						
		hluboká				
Jiná důležit. upozornění						

Tab. 6. Barthelův test všedních činností.

Barthelův test všedních činností

položka	hodnocení	dat.nar.			
		počet bodů	počet bodů	počet bodů	počet bodů
1. Najedení, napití	sám s pomocí neprovede				
2. Oblékání	sám s pomocí neprovede				
3. Osobní hygiena	sám nebo s pomocí neprovede				
4. Koupání	sám nebo s pomocí neprovede				
5. Kontinence moči	kontinentní občas inkontinentní trvale inkontinentní				
6. Kontinence stolice	kontinentní občas inkontinentní trvale inkontinentní				
7. Použití WC	sám s pomocí neprovede				
8. Chůze po schodech	sám s pomocí nelze				
9. Přesun lůžko-židle	sám s malou pomocí event.vozík s dopomocí, vydrží sedět				
10. Chůze po rovině	nad 50m s pomocí na vozíku nelze				
celkem					
datum					
podpis					

hodnocení: **HODNOCENÍ:**
 sám 10 bodů vysoce závislý v bazálních všedních činn. 0 - 40
 s dopomocí 5 bodů závislý 45 - 60
 nelze 0 bodů závislost lehčího stupně nad 60

BARTHELŮV TEST VŠEDNÍCH ČINNOSTÍ

Tento test (tab. 6) je nutné zpracovat na základě objektivního vyšetření klienta. Jednotlivé položky se očíslovají dle standardizovaného hodnocení. Z celkového součtu získaných bodů se usuzuje na vysokou závislost v bazálních všedních činnostech (0-40 bodů), závislost (45-60 bodů) či závislost lehčího stupně (nad 60 bodů).

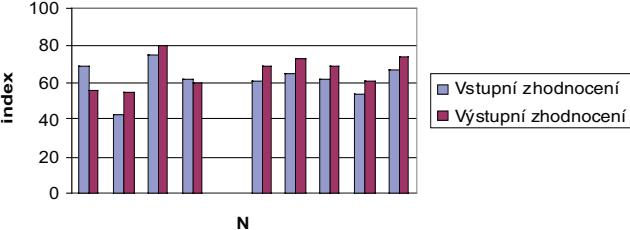
VÝSLEDKY VÝZKUMU

Přestože byl výzkum prováděn na malém souboru klientů, jeho výsledky potvrzují zlepšení celkové fyzické kondice osmi testovaných klientů souboru (80 % souboru). Dva klienti (20 % souboru) nevykazují zlepšení celkové fyzické kondice. Důvodem nezlepšení fyzické kondice klienta č. 1 byl psychický neklid během výstupního měření, který pravděpodobně vznikl z únavy z dlouhé koncentrace nad vykonávanými pohybovými úlohami. Důvodem nezlepšení fyzické kondice klientky č. 6 byla schopnost pouze parciální účasti na realizaci většiny pohybových úloh, a to z důvodu hloubky jejího postižení a agresivních projevů v chování.

Je žádoucí zmínit naměření nižších hodnot Tk u všech klientů ve většině testů ve výstupní vizitě V2 oproti vstupní vizitě V1, z čehož usuzujeme na lepší výkonnost krevního oběhu i celkovou funkční zdatnost organismu klientů, protože změny krevního oběhu mají vztah ke změnám ostatních vegetativních funkcí (2).

OVĚŘENÍ PRACOVNÍCH HYPOTÉZ

ad 1) Vizita č. 1 a vizita č. 2 potvrzují, že u lidí s PAS je často zaznamenána nižší fyzická kondice, neboť nemají vzhledem ke svému postižení tolik příležitostí k pohybové aktivitě jako lidé bez PAS. První měření step-testu potvrzuje nižší kondici u pěti klientů prospektivního souboru (50 % klientů souboru) (tab. 2). Druhé měření výše uvedeného testu ukazuje na



Graf 2. Step test – zhodnocení fyzické zdatnosti klientů prospektivního souboru.

zlepšení fyzické kondice u pěti klientů (5 % klientů souboru) (tab. 3), z toho u čtyř klientů s původně nižší kondicí (graf 2).

ad 2) Výsledky výzkumu potvrzují hypotézu č. 2: Vlivem pravidelně probíhající individuální fyzioterapie s použitím strukturovaného učení pro konkrétního klienta a pravidelných individuálně určených pohybových aktivit lze fyzickou kondici u lidí s PAS zvýšit. Dle výsledků výzkumu došlo vlivem fyzioterapie i jiných pohybových aktivit ke zvýšení fyzické kondice u lidí s PAS, jak ilustruje druhé měření step-testu, v němž došlo ke zlepšení fyzické kondice u čtyř klientů prospektivního souboru.

ad 3) U lidí s PAS je často zaznamenáváno omezení v jemné motorice. U klientů prospektivního souboru byla častá porucha v oblasti taxy, rychlosti a obratnosti (u pěti klientů – 50 % souboru). V oblasti povrchové a hluboké citlivosti též zaznamenáváme u klientů prospektivního souboru častou poruchu. Čtyři klienti, 40 % klientů souboru, není schopno realizovat testy na zjištění citlivosti vzhledem k úrovni svého postižení. Taktéž čtyři klienti, 40 % klientů souboru, ve vstupním i výstupním vyšetření nadále vykazuje mírně omezený pohyb. Pravidelným tréninkem jemné motoriky lze však docílit jejího zlepšení v původně omezených oblastech.

ad 4) Výsledky výzkumu potvrzují hypotézu č. 4: U lidí s PAS je možné rozvíjet jejich samostatnost v běžných denních činnostech v závislosti na úrovni jejich postižení a jejich schopností. Bartelův test provedený při vstupním měření ukazuje individuální omezení v samostatnosti klientů. Přestože součástí fyzioterapie byl i nácvik ADL, sedm měsíců se ukázalo krátkou dobou vzhledem k úrovni postižení klientů pro výrazný posun v jejich samostatnosti. Ve výstupním měření dle Bartelova testu je zaznamenána změna v samostatnosti dvou klientů (20 % klientů souboru) v činnosti koupání a kontinence moči. Výzkum potvrzuje, že u klienta s těžším pohybovým i mentálním postižením vyššího věku je rozvoj samostatnosti limitován, nelze předpokládat výraznější rozvoj ve všedních denních činnostech.

ad 5) Výsledky výzkumu potvrzují pravdivost hypotézy č. 5: Pravidelně probíhající individuál-

ní fyzioterapie s individuální pohybové aktivity vedou ke zlepšení fyzického i psychického stavu klientů. Po sedmi měsících intenzivní fyzioterapie s klienty a jejich pravidelných pohybových aktivit jsme s klienty dosáhli určité individuální spolupráce. Klienti se na fyzioterapii zpravidla těší a vzhledem k zavedení strukturovaného učení, které jim umožňuje předvídatelnost děje, spolupracují lépe než zpočátku. Pohybová aktivita vede k větší psychické pohodě klientů, u některých klientů byly zaznamenány klidnější projevy chování.

DISKUSE

Autorky nenašly srovnatelnou práci v této oblasti, a proto nemohu diskutovat. Z výsledků výzkumu však vyplývá, že fyzioterapie a pravidelné pohybové aktivity mají pro klienty nezastupitelný význam. Praktická zkušenost přenesená do výzkumu s klienty s PAS vyvěrá z každodenní práce s klienty. Autorky jsou si vědomy toho, že prospektivní soubor klientů je malý, tudíž objektivní vyhodnocení testů není prakticky možné. Soubor klientů je autorkami vnímán jako pilotní soubor, na němž dochází k prvotnímu ověření pracovních hypotéz. Pro objektivní vyhodnocení výše uvedených testů je však žádoucí ověřit hypotézy na větších souborech.

ZÁVĚR

Přes všechna úskalí (nízká schopnost spolupráce klienta, agresivita klienta, výrazná motivace klienta pro pohybovou aktivitu aj.), provázející testování fyzické kondice, rozvoj jemné motoriky a sebeobsluhy na malém souboru dospělých klientů s PAS, byl výzkum proveden a vyhodnocen. Fyzioterapie a pravidelně probíhající pohybové aktivity se ukázaly být pro klienty pozitivní činnostmi. Přestože někteří klienti měli schopnost pouze parciální účasti, z výzkumu vyloučení nebyli. Testy zátěžové funkční diagnostiky byly i pro ně motivem ke zvýšené pohybové aktivitě. Snahou autorek je interpretace potřeby a možností pohybové terapie u dospělých klientů s PAS, kterým je v ČR poskytována fyzioterapie jen ojediněle. Účelem článku je poukázat na to, že s klienty s PAS lze individuálně pracovat s využitím metody strukturovaného učení a rozvíjet tak nejen jejich pohybové schopnosti, ale i pracovní dovednosti a pracovní chování (v chráněných dílnách, stacionářích), rozvíjet jejich sebeobsluhu, sociální dovednosti, dovednosti pro volný čas a v neposlední řadě komunikaci. To vše totiž přispívá k vyšší kvalitě života člověka s poruchou autistického

pektra. Závěrem bych zdůraznila, že v péči o děti (i o dospělé s autismem) je nezbytný multidisciplinární přístup, týkající se všech zúčastněných odborníků (lékařů, psychologů, pedagogů), ale i široké veřejnosti (rodiče, příbuzní, zákonodárci, politici a ekonomové), neboť autismus není zdaleka jen medicínský problém, ale je to problém celospolečenský (6).

KRITÉRIA PRO VÝZKUM S LIDMI S PAS

Komplexní výzkum realizovaný ve spolupráci dospělých lidí s PAS prokázal potřebu splnění určitých kritérií pro jeho zdárný průběh. Jedná se o:

1. Důvěru v terapeuta pramenící z jeho dlouholetého poznávání.
2. Individuální poznání každého z klientů, seznámení se s jeho zdravotním stavem a krizovým plánem, má-li ho vypracovaný (tzn. návod, jak s klientem jednat v krizové situaci - např. v afektu).
3. Seznámení se základními poznatky o problematice poruch autistického spektra a problematice vzdělávání těchto lidí v oblasti strukturovaného učení.
4. Vypracování individuálních režimů cvičení, aby byly klientům ušity "na míru" (tab. 4).
5. Vypracování systému odměňování, bez něhož se v průběhu testování a samotné fyzioterapie terapeut neobejde.
6. Není-li vytvořen režim cvičení, pohybové úkoly formulovat konkrétně a srozumitelně, nejlépe jedním či dvěma slovy.

DOPORUČENÍ PRO FYZIOTERAPEUY

Z výzkumu vyplynula doporučení určená pro fyzioterapeuty:

- Vizualizujte a strukturalizujte prostor na cvičení s klienty s poruchou autistického spektra. Umocní to přehlednost prostorového uspořádání, zvýší míru samostatnosti orientace v prostoru konkrétního klienta a zvýší to jeho nezávislost na verbálních instrukcích fyzioterapeuta. K prostorové vizualizaci lze použít koberce, skříňky, police, barevné nátěry, závěsy. Tím, že prostor strukturujeme (rozčleníme), umožníme klientům, aby si konkrétní upravený prostor dokázali spojit s danou činností (1).
- Po cca 15 minutách (dle potřeb klienta) umožněte klientovi tzv. neorganizovaný volný čas. Klient se může věnovat své oblíbené činnosti, příp. být odměněn dle motivačního systému. Určení motivačního systému je individuální záležitostí vycházející z potřeb konkrétního klienta.

- Pokud není potřeba režimu cvičení u konkrétního klienta, dávejte mu jasné příkazy.
- Učte klienty relaxační techniky pro redukci stresového jednání.
- S klienty, kteří umějí počítat, počítejte počet opakování jednotlivých cviků. Podporujte je též v rozpoznávání čísel a barev.
- Nejedná se pouze o pohybovou terapii, ale o terapii komplexní, zahrnující všechny aspekty klientova postižení.
- Podporujte sociální dovednosti prostřednictvím hry a sportu (odpovídající věku).
- V rámci fyzioterapie se neomezujte pouze na prostory fyzioterapeutické místnosti. Dbejte na pravidelnou individuální pohybovou aktivitu mimo zařízení – plavání v bazénu, posilovna, běhání a podobně.
- V průběhu terapie zlepšujte u klientů propriocepci a rovnováhu prostřednictvím houpání a kolébání, které vedou ke zlepšení vnímání těla, zlepšujte motorické plánování pomocí bludišť a překážkových drah.

Zkratky české

Zkratky anglické (synonymum)

PAS	– porucha autistického spektra
ASD	– autistic spectrum disorders
PVP	– pervazivní vývojová porucha
PDD	– pervasive developmental disorders
MKN-10	– 10. revize klasifikace nemocí podle Světové zdravotnické organizace
Tk	– tlak krve

Článek vznikl na podkladě vlastní diplomové práce Zvyšování fyzické kondice, rozvoj jemné motoriky a sebeobsluhy u lidí s poruchou autistického spektra (Pařízková, 2010).

Upřímné poděkování za spolupráci patří Klinice dětské neurologie LF MU a FN Brno a paní doc. MUDr. Haně Ošlejškové, Ph.D., za odborné vedení a metodické usměrnění při tvorbě článku.

LITERATURA

1. ČADILOVÁ, V., ŽAMPACHOVÁ, Z.: Strukturované učení. Praha, Portál, 2008, s. 218.
2. ČEPCĪANSKY, J., GLESK, P., MERICA, M.: Teória a didaktika telesnej a športovej výchovy mentálne postihnutých. Univerzita Komenského Bratislava, 2000, s. 134-135.
3. GILLBERG, P.: Autismus – zdravotní a výchovné aspekty. Praha, Portál, 2003.
4. GOLDMAN, S., WANG, C., SALGADO, M., GREENE, P., KIM, M., RAPIN, I.: Motor stereotypes in children with autism and other developmental disorders. USA: Developmental medicine & Child neurology, Mac Keith Press, 2008.
5. OŠLEJŠKOVÁ, H.: Autismy. Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie, roč. 73, 2010, č. 6, s. 627-661.
6. PEJČOCHOVÁ, J., MAKOVSKÁ, Z.: Dětský autismus -

základní projevy a význam časně diagnostiky. Československá psychologie, roč. 53, 2009, č. 1, s. 92-100.

7. PLACHETA, Z.: Zátěžová funkční diagnostika a ordinace pohybové aktivity. Brno, Masarykova univerzita, 1992.
8. THOROVÁ, K.: Poruchy autistického spektra. Praha, Portál, 2008.
9. RICHMAN, S.: Výchova dětí s autismem. Praha, Portál, 2008.

10. VERMEULEN, P.: Autistické myšlení. Praha, Grada Publishing, 2006.

*Mgr. Lucie Pařízková
Chráněné bydlení sv. Michaela
Gorkého 34
602 00 Brno*

VLIV TAPU APLIKOVANÉHO V PRŮBĚHU SVALOVÝCH VLÁKEN NA SVALOVOU AKTIVITU POD NÍM LEŽÍCÍHO SVALU

Vrbová M., Pavlů D., Pánek D.

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

SOUHRN

Cílem článku je přiblížit výsledky pilotní studie, provedené v rámci diplomové práce, která se zabývala vlivem tapingu na svalovou aktivitu. Pomocí povrchové elektromyografie byl sledován m. biceps brachii u pěti zdravých jedinců při izometrické kontrakci o hodnotě 30% MVC (Maximal Voluntary Contraction) ve stavu bez tapu a s tapem aplikovaným třemi způsoby (různé tahy) v průběhu svalových vláken při použití dvou druhů materiálů (pevného a pružného). Výsledky ukazují, že při aplikaci tapu v průběhu svalových vláken pod ním ležícího svalu, může přítomnost tapu ovlivnit svalovou aktivitu při izometrické svalové kontrakci.

Klíčová slova: taping, svalová aktivita, elektromyografie (EMG), m. biceps brachii

SUMMARY

Vrbová M., Pavlů D., Pánek D.: Influence of Taping Applied Along Muscular Fibers on Muscular Activity on Underlying Muscle

The aim of this article was to present the results of the pilot study, accomplished within the scope of graduation thesis that considered the influence of taping on muscle activity. Using the surface electromyography (EMG) m. biceps brachii during the isometric muscle contraction of the intensity of 30% MVC (Maximal Voluntary Contraction) in stages with and without tape applied by three different ways (with the different direction of draw) and two different materials (elastic and non-elastic) by five healthy subjects has been assessed. The results shows that during the application of the tape in the direction of the muscle fibres of underlying muscle, muscle activity of this muscle during isometric muscle contraction can be changed.

Key words: taping, muscle activity, electromyography, m. biceps brachii

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 2, pp. 87–96.

ÚVOD

Taping, tedy aplikace náplastových tahů na povrch těla, je v dnešní klinické praxi hojně využívaná metoda. V souvislosti s tapingem bývá uváděn jeho vliv na bolest, propiocepci, svalovou aktivitu a lymfatickou nebo periferní cévní cirkulaci. Existuje také řada návodů, jak při určitém problému v dané oblasti pro dosažení požadovaného efektu tapovat. Tyto postupy jsou většinou založené na subjektivních zkušenostech autorů. Jsou v praxi sice cennou inspirací, problém však nastává, pokud potřebujeme tape s ohledem na individualitu pacienta nějakým způsobem přizpůsobit a přitom nechceme spoléhat „jen“ na vlastní (nebo autorův) „cit“ a intuici, ale chceme se také v určitých mezích držet současného požadavku medicíny založené na důkazu. Jakmile se začneme touto problematikou zabývat hlouběji, zjistíme, že kvalitních klinických studií v oblasti tapingu je zatím nedostatek. Většina dostupných studií je založena na podkladě kazuistik nebo malých výzkumných souborů a často také chybí přesný popis metodiky výzkumu, ze kterého by se dalo usuzovat na kvalitní objektivní závěry.

PŘEHLED SOUČASNÝCH POZNATKŮ O VLIVU TAPINGU NA SVALOVOU AKTIVITU

Z tohoto pohledu bývá v dostupné literatuře uváděno jak možné aktivační tak inhibiční působení tapů. Diskutované prostředky, jak těchto účinků dosáhnout, zahrnují různou orientaci tapu vzhledem ke svalovým vláknům pod kůží tapované oblasti (příčně nebo v průběhu svalových vláken), různou míru tlaku do hloubky, využití různého směru tahu nebo pevnosti použitého materiálu.

Ukazuje se, že jedním ze zásadních faktorů z hlediska svalové aktivity může být právě orientace podélné osy tapu vzhledem ke svalovým vláknům, nad kterými tape leží, a také míra působení tapu tlakem do hloubky.

Zaměříme-li se na tape aplikovaný kolmo na svalová vlákna, dostaneme z dostupné literatury dva různé závěry. Jedním z nich je zjištění, které ve své studii učinili Tobin a Robinson (20). Sledovali tape, který se skládal ze dvou až tří pásek aplikovaných v distální části stehna, příčně přes svalová vlákna vastus lateralis. Pevná páska byla aplikována zdravým jedincům tak, aby působi-

la v daném místě velkým tlakem a dále byla sledována aktivita m. vastus lateralis. Ukázalo se, že výše popsaný tape působí v daném případě na aktivitu m. vastus lateralis inhibičně (14, dle 20). Na podobném principu je postavena také tapovací technika při epikondylitis, popisovaná MacDonal-dem (14), kdy je aplikována pevná lepicí páska tak, aby působila poměrně velkým tlakem příčně přes svalová vlákna flexorů nebo extenzorů zápěstí a prstů těsně pod jejich úponem v proximální části předloktí. Efekt této techniky byl zatím popsán pouze na základě praktických zkušeností. V tomto případě se jedná o podobný mechanismus jako u běžně používané epikondylární pásky. Podstatou všech zmíněných technik je působení příčně přes svalová vlákna poměrně velkým tlakem.

Jiná situace nastává, je-li tape aplikován napříč svalovým vláknům, ale s povrchovým účinkem, cíleným především na kůži nad ovlivňovaným svalem (není použitý tak velký tlak tapu do hloubky jako u předchozích příkladů). Zhodnocením efektu tohoto způsobu tapingu cíleného na m. triceps surae, přesně na mediální část m. gastrocnemius, se zabývali ve své studii Alexander, McMullan a Harrison (1). Měření bylo provedeno za použití elastického a následně i pevného tapovacího materiálu. Závěrem studie bylo, že takto aplikovaný tape (v případech obou materiálů) nemá na svalovou aktivitu pod ním ležícího svalu žádný vliv.

Další posuzovanou skupinou jsou tapy lepené na kůži souhlasně s průběhem svalových vláken. Při tomto způsobu aplikace je u různých autorů nejvýraznější názorová nejednotnost co do facilitačního a inhibičního působení tapů. V tomto případě je opatrnost ve vyjadřování na místě, protože, jak se ukazuje, zlepšení funkce svalu nemusí být nutně spojeno s jeho facilitací. Tuto skutečnost naznačují ve své studii Alexander a spol. (2), kteří se zamýšlejí nad otázkou, jestli tape, aplikovaný ve směru svalových vláken dolní části m. trapezius, působí na tento sval aktivačně nebo inhibičně. Na fakt, že zlepšení funkce daného svalu nemusí nutně souviset se zvýšením úrovně svalového tonu, upozornili také již dříve Host (7) a dle Alexandera a spol. (2) také Morrissey (15), kteří ve svých studiích uvádějí také možnost zlepšení funkce svalu prostřednictvím zajištění lepšího výchozího postavení daného segmentu a zlepšení koordinace (přesnější timing zapojení jednotlivých svalů, ekonomizace pohybu). Nakonec právě Alexander se svými spolupracovníky (1, 2) prokázal ve dvou svých studiích inhibiční vliv tapu aplikovaného ve směru svalových vláken, ale pouze v případě pevné sportovní pásky (stejný tape z elastického materiálu neměl na svalovou aktivitu žádný vliv). Jednalo se o tapy na mediální části m. gastrocnemius a dolní části m. trapezius orientované souhlasně s průběhem svalových vláken.

Další názor na ovlivnění svalového tonu tapem, aplikovaným v průběhu svalových vláken, je zastoupený v konceptu Kinesiotapingu (12). Autoři uvádějí, že roli hraje také to, je-li páska (z pružného materiálu) aplikována s tahem směrem od anatomického začátku k úponu daného svalu (v tomto případě by měl být účinek tapu facilitační), nebo od anatomického úponu k začátku (pak by měl být účinek tapu inhibiční). Pokud by tapy tímto způsobem skutečně působily, nebude přesto možné tento přístup v praxi zcela využít. Jak víme, nemusí se vždy anatomický začátek a konec svalu shodovat se začátkem a koncem svalu v pohledu funkčním. Punctum fixum a punctum mobile daného svalu v různých pohybových situacích se může měnit (21). Takto aplikovaný tape by byl tedy vhodný jen pro jednu konkrétní pohybovou situaci. V praxi by se dal využít jen v případě převažující jednostranné zátěže. V případě bohatého pohybového spektra tapovaného jedince by tento přístup neměl uplatnění.

Účinek tapu nemusí být vždy podmíněn jen mechanickým působením tahem nebo tlakem pásky a dokonce ani přesnou orientací tapu nad svalovými vlákny. Zajímavé zjištění poskytla také studie Itoha a spol. (9), hodnotící vliv krátkého elastického tapu, který byl před nalepením v podélném směru maximálně protažen a následně aplikován na laterální stranu kolenního kloubu, na latenci napídacího reflexu hamstringů při rychlém posunu tibie oproti femuru anteriorně, u pacienta se sedmiletou starou kompletní rupturou předního zkříženého vazů. Studie prokázala výrazné snížení latence odpovědi hamstringů na prudký posun tibie oproti femuru vpřed po aplikaci výše zmíněného tapu, a to téměř na hodnoty odpovídající měření provedenému u stejného probanda na zdravém kolenním kloubu. Tento efekt byl dále vyrušen subkutánní aplikací lokálního anestetika (lidocainu) v oblasti umístění tapu. Vzhledem k tomu, že se jedná o případovou studii založenou na sledování jediného pacienta, je třeba brát její závěry spíše jako informativní. Přesto ale fakt, že aplikace krátkého elastického tapu, bez výraznějšího mechanického vlivu na pohybový aparát, může mít na svalovou aktivitu také poměrně velký vliv, jistě stojí za další pozornost. Vyrušení účinků tohoto tapu aplikací lokálního anestetika ukazuje na působení tapingu pomocí změny aferentního setu z povrchu těla.

Dále hraje z pohledu účinku tapu na svalovou aktivitu svou roli také to, je-li tape aktivován na zdravý organismus, kde je, alespoň v určitých mezích, zachována v daném segmentu svalová rovnováha, nebo je-li u ovlivňovaného organismu přítomna porucha, která může být příčinou svalových dysbalancí. Za těchto dvou odlišných situací může mít potom stejný tape sice stejný účinek,

ale různou efektivitu (11, dle 22), nebo dokonce účinek opačný, jak pozoruje Christou (8). Ten hodnotil patelární tape u skupiny zdravých jedinců a skupiny s patelofemorálním syndromem. Stejný tape na m. vastus medialis obliquus u nemocných, kde byla hodnota jeho počáteční aktivity nižší, působil aktivačně, a naopak u zdravých s přirozeně vyšším svalovým napětím tape svalovou aktivitu spíše inhiboval. Působil tedy vždy tak, aby byla zachována rovnováha mezi aktivitou obou vastů m. quadriceps femoris.

Pro efektivní aplikaci z hlediska ovlivnění svalové aktivity má svůj význam doba ponechání tapu na kůži. Důležitou roli v tomto směru hraje také použitý materiál. U pevných materiálů dochází k nástupu účinku ihned po nalepení tapu na kůži. Důkazem toho jsou, i když tento fenomén přímo ve svých závěrech nekomentují, v podstatě všechny výše zmíněné studie pracující s pevnými materiály. Tape byl na povrch kůže umístěn vždy bezprostředně před prováděným měřením. Rozdíl v okamžitém působení tapu z pevného a pružného materiálu potom komentují ve své studii Alexander, McMullan a Harrison (1), kteří pozorovali, že z hlediska změny svalové aktivity pod místem nalepení tapu má okamžitě po nalepení efekt pouze tape z pevného materiálu. U pružného materiálu tyto účinky ihned po nalepení neprokázali.

Jiná situace nastává v případě pružných tapovacích materiálů. Zde je otázka délky efektivní aplikace poněkud složitější. Obecně bývá doba aplikace u pružných pásek (pokud hovoříme o aplikaci přímo na kůži) ve srovnání s pevnými tapy delší. Je tomu tak především proto, že pružné tapy ponechávají organismu větší prostor pro aktivní přizpůsobení se jimi nově navozené situaci. Tento proces je možné vyjádřit schématem vnímání nového učení - změna (10, dle 6). Aby organismus mohl požadované změny aktivně dosáhnout, je třeba mu poskytnout dostatečný čas působení nového stimulu v podobě tapu. Původně byla z hlediska největšího účinku doporučována doba aplikace na tři až čtyři dny. V současné době se ale ukazuje, že přinejmenším při aplikaci s cílem ovlivnění svalového tonu pod aplikovaným tapem, je efektivní doba ponechání pružných tapů odlišná.

Slupik a spol. (19) zkoumali pomocí EMG na 27 zdravých probandech vliv tapu (KinesioTexTape) v oblasti m. vastus medialis na svalový tonus tohoto svalu v časových odstupech 10 minut a následně 24, 72 a 96 hodin od aplikace, kdy největší efekt tapu z hlediska zvýšení svalového tonu byl zaznamenán 24 hodin od aplikace, potom se již účinek tapu postupně snižoval. Dalším zajímavým zjištěním této studie bylo zhodnocení svalového tonu v určitém časovém intervalu po odstranění tapu v době největšího účinku, tedy 24 hodin od aplika-

ce. Ukázalo se, že pokud je tape po 24 hodinách působení odstraněn, dojde v následných 48 hodinách od odstranění k dalšímu zvýšení svalového tonu (namísto poklesu, ke kterému dochází při ponechání tapu).

Uvedené poznatky o vztahu mezi tapingem a ovlivněním svalové aktivity byly využity při sestavování metodiky níže popisované pilotní studie. Tape aplikovaný příčně přes svalová vlákna s povrchovým účinkem (bez většího tlaku do hloubky) nemusí mít dle výsledků dostupných studií na svalovou aktivitu výraznější vliv. Proto byl pro studii zvolen tape, jehož podélná osa je orientovaná shodně s průběhem svalových vláken. Tento tape byl zkoumán při použití pevného a pružného materiálu a také při působení tahem do zkrácení, protažení, nebo prostým přiložením bez tahu. Ovlivňovaným svalem byl zvolen m. biceps brachii pro svoji snadnou dostupnost jak pro taping, tak pro sledování pomocí povrchové EMG. Pro hodnocení změn svalové aktivity bylo zvoleno sledování nástupu svalové únavy během izometrické svalové kontrakce.

Svalová (periferní) únava během izometrické svalové kontrakce a její sledování pomocí povrchové EMG

Svalová únava se objeví během déletrvající či opakované kontrakce, jestliže svalová tkáň nemůže metabolicky zásobit kontraktilní elementy z důvodu ischemie (nedostatek kyslíku) nebo lokálního vyčerpání některého metabolického substrátu. Příčinou je především vyčerpání kreatinfosfátu a rezerv (ATP) a hromadění katabolitů, které ovlivňují PH, a tím i účinnost enzymů (16). K částečnému omezení krevního toku dochází při izometrické kontrakci ve všech svalech již při velikosti 30 % maximální volní kontrakce (MVC) (4).

Na skutečnost, že během intermitentní svalové kontrakce dochází ke změnám frekvenčního spektra signálu u povrchové EMG, upozornil dle Basmajian a De Luca (3) už Piper (17) v roce 1912. Pokud se snažíme o udržení určitého stupně svalové kontrakce tak dlouho, jak je to jen možné, dochází k postupnému nástupu únavy u zúčastněných svalů, dokud se v určitém okamžiku v čase neprojeví výrazný pokles produkce síly. Tento okamžik je označován jako tzv. „failure point“, tedy okamžik v čase, kdy se svalová únava projeví „navenek“ poklesem výkonu. Hodnocením frekvenčního spektra EMG signálu daného svalu během trvající svalové kontrakce (ať už pomocí mediánu frekvence, nebo jinou frekvenční charakteristikou), můžeme pozorovat nástup časově závislých změn ukazujících na proces nastupující svalové únavy, ačkoliv ještě není možné navenek sledovat žádné změny svalové práce (jedná se o tzv. „metabolic fatigue“). Hodnota mediánu frek-

ence postupně klesá až do dosažení „failure point“, ačkoliv výstup síly u daného svalu je relativně konstantní. Od okamžiku dosažení „failure point“ je současně s „metabolic fatigue“ popisovaná i tzv. „contractile fatigue“, kdy dochází i ke snížení výkonu (3).

Spektrální změna elektromyografického signálu, typická pro nastupující svalovou únavu, může být kvantifikována některou z charakteristik frekvenčního spektra (medián, průměr, modus), nebo může být vypočtena jako poměr nízkého a vysokého frekvenčního pásma či jako plocha integrovaného signálu korespondující s poklesem mediánu frekvence. De Luca (4) preferuje k hodnocení únavy medián frekvence, který považuje za méně ovlivnitelný šumem a více citlivý na biochemické a fyziologické změny. Posun frekvenčního spektra elektromyografického signálu je podmíněn zejména změnou MUAP (sumační akční potenciál motorické jednotky) a rychlosti „pálení motorické jednotky“ (16).

METODIKA

Vlastní klinická studie byla provedena na katedře fyzioterapie FTVS UK Praha formou jednorázového měření. Výzkumný soubor byl tvořen pěti zdravými dobrovolníky (5 žen, 21-25 let, průměrný věk 23,8 let). Zahrnutí do studie bylo podmíněno požadavky, které byly voleny tak, aby měření mohlo probíhat v podmínkách pokud možno nejbližší ideální svalové rovnováze. Měření jedinci nesměli trpět během posledního roku bolestí v oblasti pohybového aparátu, zejména pak bolestmi kloubů horních končetin a problémy s krční páteří, na měřené končetině nesměli v minulosti prodělat úraz s trvalými následky. Ze studie byli vyloučeni jedinci, kteří během svých běžných denních činností nadměrně zatěžují horní končetiny (některé druhy sportu, pracovní anamnéza). Výše uvedené podmínky byly ověřovány formou dotazu. Dále bylo aspekci zhodnoceno postavení hlavy, krční a hrudní páteře, ramenních pletenců a horních končetin, aby byly vyloučeny výraznější odchylky, které by mohly souviset s narušením svalové rovnováhy. Pro měření byla zvolena nedominantní horní končetina (opět vzhledem k co největší eliminaci vlivu možného přetížení). Dobrovolníci byli předem seznámeni s průběhem studie a bylo jim doporučeno v týdnu před vlastním měřením neprovádět činnosti, které by mohly vést k přetížení horních končetin.

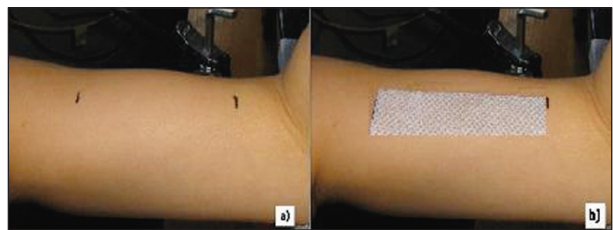
Metodika tapingu

Pro tuto studii byl zvolen tape v podobě jednoduché pásky, jejíž podélná osa je orientována souhlasně s průběhem svalových vláken m. biceps

brachii. Tape byl umístěn nad laterální polovinou m. biceps brachii (tedy spíše v oblasti nad caput longum). Cílem bylo ovlivnění co největší možné plochy nad bicipsem tak, aby bylo ponecháno místo pro aplikaci elektrod. Hodnoceny byly tři způsoby aplikace pásky: 1. tape aplikovaný na kůži prostým přiložením, nepůsobící žádný tah (T_1); 2. tape působící zkrácení („nakrabacení“) kůže ve směru zkrácení svalových vláken při svalové kontrakci (T_2); 3. tape působící protažení kůže proti směru zkrácení svalových vláken při svalové kontrakci (T_3). Velikost tapu byla vypočtena individuálně z předem provedeného antropometrického měření tak, aby tape pokrýval vždy stejnou poměrnou část plochy nad svalem a působil stejným tahem do zkrácení či protažení. Před vlastní aplikací byla kůže v cílové oblasti odmaštěna lékařským benzinem a osušena. Poté byli dobrovolníci uvedeni do výchozí polohy pro měření (korigovaný sed bez opory v oblasti zad, kolena mírně od sebe, na šířku pánve, opora o celá chodidla, neměřená horní končetina volně spuštěná, měřená horní končetina v 90° ventrální flexi v ramenním kloubu, 90° flexi v kloubu loketním, loket podložen, předloktí v supinaci) a v pasivitě horní končetiny byly na kůži nad m. biceps brachii (spíše v jeho laterální polovině) vyznačeny dvě značky ve vzdálenosti odpovídající délce tapu T_1 .

Dále byly aplikovány na kůži nad oblast m. biceps brachii pásky odpovídající velikosti vždy v pasivitě dobrovolníka následujícím způsobem:

- *Tape T_1* (aplikovaný na kůži prostým přiložením, nepůsobící žádný tah) přiložením pásky na paži ve výchozí poloze pro měření tak, aby konce tapu ležely na předem vyznačených značkách (obr. 1).
- *Tape T_2* (působící zkrácení kůže ve směru svalové kontrakce) byl aplikován při flexi v lokti větší než 90° , kdy byly značky na kůži v oblasti bicepsu nejprve přiblíženy k sobě na délku odpovídající v tomto případě kratší pásce, následně byl tape přilepen opět tak, aby jeho konce ležely na značkách, a poté byla horní končetina vrácena do výchozí polohy pro měření. Tím vznikl efekt „nakrabacení“ kůže pod aplikovaným tapem (obr. 2).
- *Tape T_3* (působící na kůži ve smyslu prota-



Obr. 1. Postup při aplikaci tapu T_1 ; a) značky na kůži, b) tape přiložený volně, bez tahu.



Obr. 2. Postup při aplikaci tapu t_2 ; a) značky na kůži, b) přiblížení značek na vzdálenost odpovídající velikosti tapu (loketní kloub pasivně flektován), c) hotový tape, „nakrabacení“ kůže pod tapem



Obr. 3. Postup při aplikaci tapu t_3 ; a) značky na kůži, b) protažení kůže mezi značkami na délku odpovídající délce tapu (loketní kloub v extenzi), c) hotový tape.

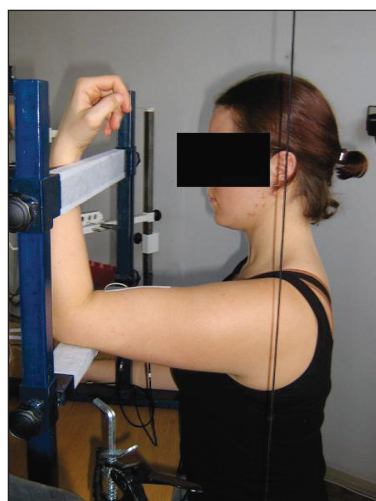
žení) byl aplikován na maximálně extendovanou horní končetinu v loketním kloubu, kdy kůže mezi značkami byla před přilepením pásky ještě více protažena na délku odpovídající pásce a poté byla končetina opět vrácena do výchozí polohy (obr. 3).

Výše uvedené způsoby aplikace byly hodnoceny jak při použití poddajného, částečně elastického (T_1 , T_2 , T_3), tak při použití pevného (t_1 , t_2 , t_3) tapovacího materiálu. Jako poddajný, částečně elastický materiál, byl použit materiál Omnifix od firmy Hartmann-Rico, a.s., charakterizovaný výrobcem jako porézní folie z netkaného textilu s polyakrylátovým hypoalergenním lepidlem, propouštějící vzduch a vodní páry. Jako pevná tapovací páska byl zvolen materiál Omnitape od firmy Hartmann-Rico, a.s., která jej popisuje jako neelastickou, silně lepící náplastovou pásku ze 100% buničité vlny, jednostranně potaženou kaučukovým lepidlem s obsahem oxidu zinečnatého, vynikající vysokou pevností v tahu při současně možnosti snadného odtrhávání pásky v podélném i příčném směru. (Produktový katalog Hartmann-Rico, a.s., 2009). V případě materiálu Omnifix, jehož poddajnost se v podélném a příčném směru liší, je nutné uvést, že tapy byly připravovány tak, aby podélná osa tapu odpovídala příčnému směru na roli materiálu.

Průběh měření

Měření bylo prováděno v kineziologické laboratoři na katedře fyzioterapie FTVS UK. Pro měření izometrické kontrakce m. biceps brachii byla zhotovena zvláštní výškově nastavitelná hrazda pro zapření distální části předloktí. Měření probíhalo v korigovaném sedu bez opory v oblasti zad,

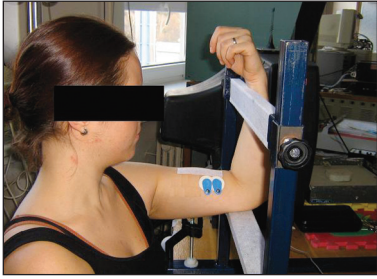
kolena mírně od sebe, na šířku pánve, opora o celá chodidla, neměřená horní končetina volně spuštěná, měřená horní končetina v 90° ventrální flexi v ramenním kloubu, 90° flexi v loketním kloubu, loket podložen, předloktí v supinaci. Poloha horní končetiny byla zvolena dle doporučení pro provádění měření maximální volní kontrakce (MVC) m. biceps brachii (13). Poloha trupu a hlavy byla sledována pomocí spuštěné olovnice tak, aby kyčelní kloub, ramenní kloub a prodloužení zevního zvukovodu ležely na svislici. Ventrální flexe 90°



Obr. 4. Výchozí poloha pro měření, pohled z boku (sledování polohy pacienta pomocí olovnice).



Obr. 5. Výchozí poloha pro měření, pohled zepředu.

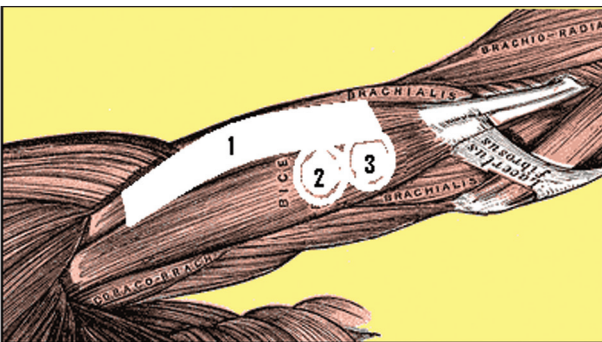


Obr. 6. Výchozí poloha pro měření, pohled z boku II (s umístěním tapu a elektrod).

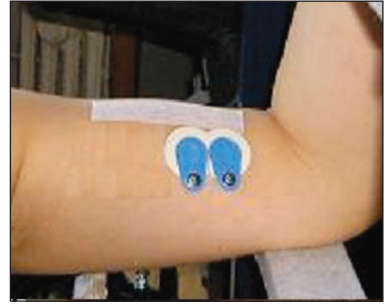
v ramenním kloubu a 90° flexe v loketním kloubu byly nastaveny před vlastním měřením pomocí manuálního dvouramenného kovového goniometru (udávaná přesnost manuální goniometrie je 5° (5) a zafixovány přesně odpovídajícím nastavením hrazdy (obr. 4, obr. 5, obr. 6).

Dvě jednorázové samolepící Ag/AgCl elektrody od firmy Noraxon Inc. USA, byly opatřeny vodivým gelem s průměrem adhezivní plochy 3,8 cm a průměrem vodivé plochy 1 cm, které odpovídají evropským doporučením pro povrchovou elektromyografii SENIAM (Surface Electromyography for Non-invasive Assessment of Muscles). Tyto elektrody byly nalepeny na kůži nad m. biceps brachii v jeho distální a mediální části (laterálně byl aplikován tape). Před nalepením byla velikost adhezivní plochy elektrod upravena tak, aby po aplikaci odpovídala interelektrodová vzdálenost 2 cm. Referenční elektroda byla umístěna na dorzum druhostranné (dominantní) ruky (obr. 7, obr. 8).

Elektrody byly připojeny k přístroji Telemetrymini 16 od firmy Noraxon Inc. USA. Systém byl dále propojen s počítačem opatřeným speciálním softwarem MyoResearch XP Master Edition 1.06.21 od firmy Noraxon Inc. USA. Součástí měřícího zařízení byla také kamera snímající průběh měření a záznam byl synchronizován s prováděným měřením pro umožnění zpětné kontroly průběhu měření a jeho srovnání se zaznamenanými hodnotami EMG.



Obr. 7. Umístění tapu (1) a elektrod (2, 3) vzhledem k průběhu vláken m. biceps brachii.



Obr. 8. Reálné umístění tapu a elektrod.

Pásmové rozmezí pro vlastní měření bylo 5-500 Hz a vzorkovací frekvence 1500 Hz. Dále byla u daného subjektu změřena maximální svalová kontrakce (MVC) (izometricky) a určena hodnota 30% MVC. Další měření byla prováděna při izometrické kontrakci odpovídající 30% MVC, která byla udržována pomocí Biofeedbacku. Dobrovolníci měli přímo před sebou monitor počítače, kde mohli pomocí speciálního sloupcového diagramu sledovat aktuální hodnoty.

Samotné měření probíhalo ve dvou sériích, kdy v první sérii byla změřena maximální svalová kontrakce, dále 3 min. 30% MVC izometrická kontrakce m. biceps brachii bez aplikovaného tapu a následně 3 min. 30% MVC izometrická kontrakce m. biceps brachii s jednotlivými způsoby aplikovaným tapem z materiálu Omnifix od firmy Hartmann-Rico, a.s., v pořadí T_1 , T_2 , T_3 . Mezi jednotlivými měřeními byla 5 min. pauza, kdy okamžitě po skončení měření byl tape odstraněn a další druh tapu byl aplikován těsně před začátkem následujícího měření. Po této části následovala 30minutová dlouhá přestávka. V druhé sérii byla potom provedena tři měření, a to stejným způsobem, jak bylo popsáno pro sérii první, opět pro tři výše zmíněné způsoby aplikace, ale tentokrát s použitím pevného materiálu Omnitape od firmy Hartmann-Rico, a.s., v pořadí t_1 , t_2 , t_3 . Po každém měření byly u subjektů zjišťovány také subjektivní vjemy z daného způsobu aplikovaného tapu formou srovnání pocitů při provádění 30% MVC izometrické kontrakce s určitým druhem tapu a při prvním měření bez tapu. U všech subjektů bylo zachováno stejné pořadí prováděných měření.

Analýza dat

Záznamy z jednotlivých měření byly podrobeny frekvenční analýze v programu MyoResearch XP Master Edition 1.06.21 od firmy Noraxon Inc. USA. Průběh změn frekvence elektromyografického signálu během tříminutového záznamu byl vyhodnocován v desetivteřinových intervalech. Tím bylo z každého měření získáno 18 hodnot. Jako sledovaná frekvenční charakteristika byl zvolen medián frekvence.

Sledovanými parametry při dalším zpracování získaných dat byly: 1. hodnota mediánu počáteční frekvence EMG signálu při různých způsobech aplikace tapu u jednotlivých subjektů ve srovnání s hodnotou mediánu počáteční frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) bez aplikovaného tapu (hodnoceno v %); 2. určení, ve které periodě (1 perioda = 10 s) při izometrické kontrakci (30% MVC) dojde (při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů) k poklesu hodnoty mediánu frekvence EMG signálu o 10 % vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu; 3. konečná hodnota mediánu frekvence EMG signálu po 3minutové izometrické kontrakce (30% MVC), při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů, hodnocená v % vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu

VÝSLEDKY

Při hodnocení velikosti počáteční frekvence EMG signálu m. biceps brachii při izometrické svalové kontrakci (30% MVC) ukazují výsledky na tendenci tapu zvyšovat hodnotu počáteční frekvence, a to téměř vždy nezávisle na způsobu nalepení tapu ani na použitém materiálu (tab. 1). Ke zvýšení hodnoty frekvence v první periodě (10 s) izometrické svalové kontrakce ve srovnání se stavem bez použití tapingu, došlo při všech hodnocených způsobech tapingu u dvou subjektů. U dvou subjektů došlo ke zvýšení počáteční frekvence

EMG signálu u pěti z šesti měřených způsobů aplikace tapu (v jednom případě při použití tapu T_2 , došlo k jejímu snížení a v jednom případě při použití tapu t_1 se frekvence nezměnila) a u jednoho subjektu taping zvýšil hodnotu frekvence v první periodě trvání izometrické kontrakce u čtyř sledovaných způsobů nalepení tapu (T_1 , T_2 , t_1 , t_3) a u dvou snížil (T_3 , t_2) (tab. 1).

Sledujeme-li dobu, za kterou dojde k poklesu hodnoty počáteční frekvence EMG signálu m. biceps brachii při jeho izometrické kontrakci (30% MVC) o 10 %, ukazují výsledky na tendenci tapu tuto dobu (někdy i poměrně výrazně) zkracovat. K tomuto efektu došlo během měření při všech způsobech aplikace tapu u obou materiálů a u čtyř z pěti sledovaných subjektů. V případě jednoho subjektu potom ani jeden ze způsobů aplikace tapu z poddajného materiálu Omnifix od firmy Hartmann-Ricom, a.s. (T_1 , T_2 , T_3) nástup poklesu hodnoty frekvence o 10 % nijak neovlivnil a v případě pevného materiálu (Omnitape od firmy Hartmann-Rico, a.s.) došlo u dvou způsobů aplikace (t_1 , t_2) ke zkrácení této doby a u tapu t_3 naopak k jejímu výraznému prodloužení (tab. 2).

Pokud se zaměříme na konečnou hodnotu frekvence EMG signálu (sledovanou v % vzhledem k počáteční hodnotě), tedy na celkový pokles po třech minutách izometrické kontrakce (30% MVC), kdy porovnáváme jednotlivé způsoby aplikace tapu u dvou druhů materiálu vzhledem ke stavu bez použití tapu, vykazují výsledky, ve srovnání s výsledky při sledování dvou výše uvedených ukazatelů (tab. 2, tab. 3), největší rozdílnost. Přesto je ale možné pozorovat tendenci aplikova-

Tab. 1. Hodnoty mediánu počáteční frekvence EMG signálu při různých způsobech aplikace tapu u jednotlivých subjektů ve srovnání s hodnotami mediánu počáteční frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) bez aplikovaného tapu (uvedeno v %, kdy 100 % je hodnota mediánu počáteční frekvence EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) bez aplikovaného tapu).

	B.P	K.Č.	M.Z.	B.T.	M.CH.
T_1	102,7	108,5	107,1	119,7	106,8
T_2	102,7	98,31	105,4	119,7	104,1
T_3	98,7	108,5	103,6	113,6	105,4
t_1	102,7	106,8	101,8	104,6	100,0
t_2	97,3	101,7	105,4	112,1	104,1
t_3	105,4	115,3	108,9	103,0	109,5

Tab. 2. Hodnocení okamžiku poklesu hodnoty mediánu frekvence EMG signálu o 10 % (při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů) vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu; v tabulce jsou uvedeny čísla period, ve kterých došlo ke zmiňovanému poklesu (1 perioda = 10 s).

	B.P	K.Č.	M.Z.	B.T.	M.CH.
Bez tapu	6	14	5	8	9
T_1	6	6	4	2	3
T_2	6	9	3	3	3
T_3	6	4	4	3	3
t_1	5	4	3	5	4
t_2	5	4	4	4	3
t_3	11	5	4	5	2

Tab. 3. Srovnání konečných hodnot mediánu frekvence EMG signálu u 3minutové izometrické kontrakci (30% MVC), při různých způsobech tapingu a při stavu bez aplikovaného tapu u jednotlivých subjektů; uvedeno v % vzhledem k počáteční hodnotě mediánu frekvence za daného stavu.

	B.P.	K.Č.	M.Z.	B.T.	M.CH.
Bez tapu	70,3	94,9	78,6	74,2	79,7
T₁	73,7	82,8	70,0	68,3	77,2
T₂	73,7	84,5	67,8	63,3	80,5
T₃	79,5	84,4	69,0	69,3	78,2
t₁	80,3	81,0	68,4	76,8	75,7
t₂	69,4	80,0	74,6	71,6	74,0
t₃	70,5	76,5	67,2	76,5	74,1

Tab. 4. Srovnání hodnot mediánu frekvence [Hz] EMG signálu při izometrické kontrakci (30% MVC) v poslední měřené periodě (tj. v 170.–180. sekundě trvání kontrakce).

Subjekt	30% MVC bez tapu	T₁	T₂	T₃	t₁	t₂	t₃
B.P.	52	56	56	58	61	50	55
K.Č.	56	53	49	54	51	48	52
M.Z.	44	42	40	40	39	44	41
B.T.	49	54	50	52	53	53	52
M.CH.	59	61	62	61	56	57	60

Tab. 5. Přehled účinků jednotlivých druhů tapingu u jednotlivých subjektů na hodnotu mediánu frekvence v poslední měřené periodě ve srovnání se stavem bez tapu; hodnoty v tabulce ukazují, u kolika subjektů působil daný tape na medián frekvence EMG signálu ve smyslu jeho zvýšení či snížení, nebo kdy nedošlo ke změně.

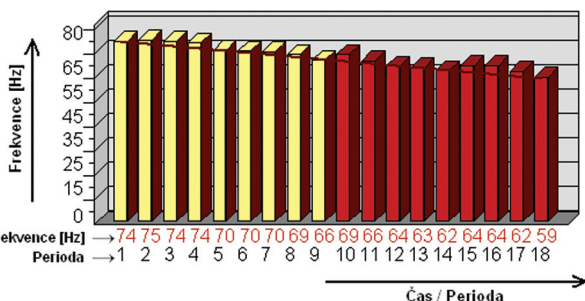
	T₁	T₂	T₃	t₁	t₂	t₃
Zvýšení hodnoty konečné frekvence při použití jednotlivých tapů ve srovnání se stavem bez tapu	3	3	3	2	1	3
Snížení hodnoty konečné frekvence při použití jednotlivých tapů ve srovnání se stavem bez tapu	2	2	2	3	3	2
Hodnota konečné frekvence při použití jednotlivých tapů ve srovnání se stavem bez tapu je shodná	-	-	-	-	1	-

ného tapu působit spíše ve smyslu většího poklesu frekvence ve srovnání se stavem bez tapu. U dvou subjektů došlo k poklesu frekvence ve srovnání se stavem bez použití tapu při všech zkoumaných způsobech tapingu, u jednoho subjektu došlo k poklesu frekvence v pěti případech (T₁, T₃, t₁, t₂, t₃) a ke zvýšení v jednom (T₂), u jednoho subjektu ve čtyřech případech k poklesu (T₁, T₂, T₃, t₂) a ve dvou ke zvýšení frekvence (t₁, t₃)

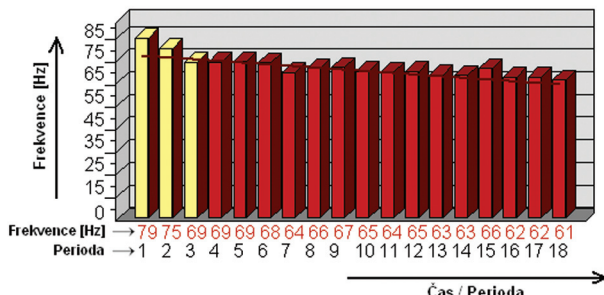
a u jednoho naopak v pěti měřeních ke zvýšení frekvence (T₁, T₁, T₃, t₁, t₃) a pouze v jednom případě k jejímu poklesu (t₂) (tab. 3).

Hodnotíme-li ale velikost frekvence EMG signálu v poslední měřené periodě izometrické kontrakce prostřednictvím absolutní hodnoty mediánu frekvence (ne relativně, vzhledem k mediánu počáteční frekvence za daného stavu, jak uvádí tabulka 3), není už výše zmiňovaná tendence tapu urych-

30% MCV bez tapu, subjekt M.Ch.



Tapu T1, subjekt M.Ch.



Obr. 9, obr. 10. Ukázka histogramů vytvořených statistickými funkcemi programu MyoResearch XP Master Edition 1.06.21, které zachycují průběh změn hodnot mediánu frekvence během 3minutové izometrické svalové kontrakce o intenzitě 30% MVC pro obr. 9 ve stavu bez tapu, obr. 10 s tapem T₁; žlutou barvou jsou vyznačeny periody, ve kterých nebyl pokles mediánu frekvence větší než 10 % ve srovnání s počáteční frekvencí.

lit pokles frekvence během izometrické kontrakce tolik výrazná. Pokud tedy sledujeme absolutní hodnoty mediánu frekvence na konci měření, jsou tyto hodnoty ve srovnání se stavem bez použití tapu ve 14 případech snižené, v jednom případě beze změny a v 15 případech dokonce zvýšené (tab. 4). Tendence urychlit nebo zpomalit pokles frekvence během izometrické kontrakce ale ani při tomto pohledu není vázána na určitý způsob aplikace tapu či druh materiálu (tab. 5, obr. 9, obr. 10).

DISKUSE

Pokusíme-li se o shrnutí získaných výsledků, týkajících se vlivu tapingu na svalovou aktivitu, hodnocenou pomocí změn frekvenčního spektra EMG signálu během izometrické kontrakce o velikosti 30% MVC, dostaneme několik zajímavých zjištění. Výsledky ukazují na tendenci tapingu, v případě většiny provedených měření, ve srovnání se stavem bez tapu, zvyšovat hodnotu frekvence EMG signálu na počátku izometrické svalové kontrakce a dále urychlit pokles počáteční hodnoty frekvence EMG signálu o 10 %, a to bez výraznějšího rozdílu v působení pevného a pružného materiálu nebo různého tahu tapu.

Tento výsledek je překvapivý, protože dosud provedené studie, nebo dokonce celé koncepty zabývající se různými přístupy v oblasti tapingu, uvádějí význam použitého materiálu i směru tahu, kterým páska působí. Pokud by tomu tak skutečně bylo, ukazovaly by výsledky studie na větší význam neurofyziologického mechanismu působení tapů prostřednictvím změny aference, než na jejich mechanické účinky. Což by byl výsledek podobný se závěry studie Itoha a spol. (9). V případě námi provedené studie ale nelze tento výsledek považovat za jednoznačný, a to hned ze dvou důvodů. Jednak proto, že měření bylo provedeno při izometrické svalové kontrakci, kde neprobíhala změna délky sledovaného svalu a nemohly se výrazněji uplatnit rozdíly v mechanických vlastnostech materiálů, ani rozdíly v působení jednotlivých tahů. Dále třeba poznamenat, že vzhledem k informativnímu účelu této studie bylo provedeno v krátkém časovém intervalu za sebou měření účinku více druhů různým způsobem aplikovaných tapů. Mezi jednotlivými měřeními byly přesně dodržované, předem stanovené pauzy pro regeneraci. Z hlediska regenerace se zdá být zvolená doba mezi jednotlivými měřeními dostačující, neboť není patrná progredující tendence k rychlejšímu nebo většímu poklesu frekvence po sobě následujících měření, která by mohla být známkou kumulující se únavy. Z pohledu ovlivnění aference nelze ale vyloučit vliv předchozího tapu na další měření, což by mohlo být také důvodem, proč nebyl mezi jednotlivými druhy tapingu zrna-

menán výraznější rozdíl. Pro vyloučení vzájemného ovlivnění efektu po sobě aplikovaných tapů by bylo lepší zajistit výrazně delší pauzy mezi jednotlivými měřeními, nebo se zaměřit v rámci jednoho měření na zhodnocení pouze jednoho druhu tapu.

Pro hodnocení je také důležitá opatrnost při výběru parametrů, které pro sledování efektu tapingu zvolíme. Zaměříme-li se na hodnotu frekvence v poslední měřené periodě, tedy v posledních deseti vteřinách třímínutové izometrické kontrakce, nemusí už být tendence tapu urychlit pokles frekvence EMG signálu, v závislosti na zvoleném způsobu jejího hodnocení, tak výrazná. Pokud hodnotíme konečnou frekvenci poměrem k hodnotě počáteční frekvence (v %), ukazují výsledky stále spíše na převažující tendenci tapu urychlit pokles frekvence ve srovnání se stavem bez tapu ve většině provedených měření. Toto hodnocení však může být zkresleno právě vyšší hodnotou frekvence na počátku měření při použití tapu a jejím rychlejším poklesem v prvních sledovaných periodách. Zaměříme-li se ale na absolutní hodnotu konečné frekvence (ne relativní, v poměru k hodnotě počáteční frekvence) při jednotlivých způsobech tapingu a bez něj, není již výše zmiňovaná tendence tolik patrná (u poloviny měření je konečná frekvence ve srovnání se stavem bez tapu vyšší). V tomto případě se na základě výše uvedeného zjištění nabízí možnost, že pokud bychom sledovali delší časový úsek izometrické kontrakce o velikosti 30% MVC než v této studii hodnocené tři minuty, mohl by se ukázat účinek tapingu z hlediska ovlivnění frekvence EMG signálu skutečně spíše ve smyslu zpomalení poklesu frekvence a oddálení nástupu objektivně hodnocené svalové únavy. V této studii sledovaný časový úsek a v něm zaznamenané změny frekvence sice naznačují určité tendence vlivu tapingu na frekvenci EMG signálu v počátečním úseku trvání izometrické svalové kontrakce, neumožňují ale popsat účinky tapingu (ve srovnání se stavem bez tapu) z hlediska dalších změn které proběhnou až do okamžiku nástupu tzv. "failure point", tedy okamžiku, kdy dojde „navenek“ k poklesu výkonu, jak popisují Basmajian a De Luca (3).

Určitá variabilita v získaných výsledcích může být, mimo jiné, také odrazem individuality každého sledovaného subjektu. Právě v problematice tapingu může být zpracování nového aferentního vstupu a reakce na tapem v oblasti pohybového aparátu nově vytvořenou situaci ovlivněna řadou individuálně podmíněných faktorů, což ve své diplomové práci zmiňuje už Jaklová (10).

ZÁVĚR

Z výsledků můžeme pozorovat určité tendence působení tapingu na průběh změn frekvenčního

spektra EMG signálu během izometrické svalové kontrakce m. biceps brachii o velikosti 30% MVC, které mohou sloužit jako podklady pro budoucí studie. Jedná se zejména o tendenci tapingu, v případě většiny provedených měření, ve srovnání se stavem bez tapu, zvyšovat hodnotu frekvence EMG signálu na počátku izometrické svalové kontrakce a dále urychlit pokles počáteční hodnoty frekvence EMG signálu o 10 % bez ohledu na použitý materiál nebo směr tahu tapu. Výstupem pro praxi může být zjištění, že při použití tapu v časné fázi izometrické kontrakce dochází k facilitaci svalu a urychlení nástupu svalové únavy pozorovatelné na EMG. Zdali tato tendence zůstane stejná až do okamžiku poklesu výkonnosti svalu a projevení svalové únavy navenek, však zatím nemůžeme zodpovědět.

Co se týká kritického zhodnocení metodiky práce, je třeba uvést především menší výzkumný soubor (5 subjektů), který je při už výše zmiňovaném významném vlivu individuality subjektu na účinek daného tapu, pro stanovení některých obecných závěrů nedostačující. Pokud by tato pilotní studie měla být dále rozvinuta, bylo by vhodné zvětšit výzkumný soubor, prodloužit dobu sledovaného časového úseku až do okamžiku nástupu tzv. „failure point“, prodloužit časové intervaly mezi měřeními jednotlivých druhů tapů nebo během jednoho měření sledovat jen jeden druh tapingu a popřípadě také vnést do měření pohyb, což by ale na druhou stranu přineslo další komplikace z hlediska zajištění dostatečné objektivizace.

Cílem tohoto článku bylo jednak přiblížit výsledky provedené pilotní studie, ale také celou problematiku objektivního hodnocení vlivu tapingu na svalovou aktivitu.

Poděkování:

Děkujeme probandům za spolupráci při měření a souhlas se zveřejněním výsledků studie. Příspěvek vznikl s podporou s podporou VZ MSM 0021620864 a SVV.

LITERATURA

- ALEXANDER, C. M., McMULLAN, M., HARISSON, P. J.: What is the effect of taping allong or across a muscle on motoneurone excitability? A study using Triceps Surae. *Manual Therapy*, roč. 13, 2008, s. 57-62.
- ALEXANDER, C. M., STYNES, S., THOMAS, A., LEWIS, J., HARISSON, P. J.: Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Manual Therapy*, roč. 8, 2003, č. 1, s. 37-41.
- BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J.: *Muscles alive: Their functions revealed by their electromyography*. 5th edition, Baltimore, USA: Williams & Wilkins, 1985, 561 s. ISBN 0-683-00414-X.
- DE LUCA, C. J.: The use of surface electromyography in biomechanics. *The international Society for Biomechanics*

[on line], [cit. 8. 12. 2008], dostupné z: <<http://www.delsys.com/>>.

- HALADOVÁ, E., NECHVÁTALOVÁ, L.: Vyšetřovací metody hybného systému. Brno, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997, 137 s. ISBN 80-7013-237-X.
- HERMACHOVÁ, H.: Ústní sdělení, Gmünd, 1999.
- HOST, H. H.: Scapular taping in the treatment of anterior shoulder impingement. *Physical Therapy*, roč. 75, 1995, č. 9, s. 803-812.
- CHRISTOU, E. A.: Patellar taping increases vastus medialis oblique activity in the presence of patelofemoral pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, roč. 14, 2004, s. 495-504.
- ITOH, Y., HAYASHI, T., HOSHI, T., HOJO, T., HIRASAWA, Y., MIYAMOTO, M., KUBOTA, T.: Localized short elastic tape affect the hamstring reflex on anterior cruciate ligament deficient knee. *Bulletin of the Osaka Medical College*, roč. 50, 2004, č. 1, 2.
- JAKLOVÁ, T.: *Technika funkčního tapu v terapii funkčních poruch hybného systému*, diplomová práce, Praha, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, 1999, 72 s.
- KARLSSON, J., ANDRÉASSON, G. O.: The effect of ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *American Journal of Sport Medicine*, roč. 20, 1992, s. 257-261.
- Kinesio Taping. [on line], [cit. 11.3.2011], dostupné z: <<http://www.kinesiotaping.com/kta/method.html>>
- KONRAD, P.: The ABC of EMG. A practical introduction to kinesiological electromyography, version 1.0, April 2005, [on line], [cit. 3. 3. 2009], dostupné z: <<http://www.noraxon.com/emg/emg.php3>>
- MACDONALD, R.: *Taping techniques - principles and practice*. Second edition, London, Butterworth-Heinemann, 2004, ISBN 0-7506-4150-9.
- MORRISEY, D.: Proprioceptive shoulder taping. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, roč. 4, 2000, s. 189-194.
- NOVOTNÝ, P.: Současné možnosti využití povrchové elektromyografie pro potřeby funkční a zátěžové diagnostiky [on line]. Praha, FTVS UK, katedra sportů v přírodě, [cit. 12. 12. 2008], dostupné z: <<http://www.ftvs.cuni.cz/eknihy/sborniky/2003-11-20/rtf/P4-009%20-%20Novotny4p-e.rtf>>
- PIPER, H.: *Electrophysiologie menschlicher muskeln*. Berlin, Springer-Verlag, 1912.
- Produktový katalog Hartmann-Rico, a.s. 2009. [online], [cit. 15. 3. 2009], dostupné z: <http://cz.hartmann.info/CZ/75152.htm>
- SLUPIK, A., DWORNIK, M., BIALOSZEWSKI, D., ZYCH, E.: Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle. Preliminary report. *Ortopedia Traumatologia Rehabilitacja*, roč. 9, 2007, č. 6, s. 644-651.
- TOBIN, S., ROBINSON, G.: The effect of Mc Connell's vastus lateralis inhibition taping technique on vastus lateralis and vastus medialis obliquus activity. *Physiotherapy*, 86, 2000, 4, s. 173-183.
- VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip. Svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Praha, Grada Publishing, 1995, 181 s. ISBN 802-7169-004-X.
- WILKERSON, B. G.: Biomechanical and neuromuscular effects of ankle taping and bracing. *Journal of Athletic Training*, roč. 37, 2002, č. 4, s. 436-445.

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

SOUBORNÝ REFERÁT

POSTUROGRAFICKÁ EVALUACE FUNKČNÍ ADAPTABILITY PO AMPUTACI DOLNÍ KONČETINY

Kolářová B.^{1, 2, 3}, Janura M.¹, Krobot A.^{2, 3}

¹ Katedra přírodních věd v kinantropologii, Fakulta tělesné kultury UP, Olomouc, vedoucí katedry prof. RNDr. M. Janura, Dr.

² Oddělení rehabilitace, Fakultní nemocnice Olomouc, primář MUDr. A. Krobot, Ph.D.

³ Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP, Olomouc, přednosta ústavu MUDr. A. Krobot, Ph.D.

SOUHRN

Počítačové posturografické vyšetření představuje objektivizační přístrojovou metodu k analýze posturální kontroly za statických i dynamických podmínek. Stěžejním přínosem technologie pro rehabilitaci poruch motoriky je simulace podmínek reálného gravitačního prostředí standardizovaným způsobem. Dynamická posturografie umožňuje velmi detailní kvantitativní měření parametrů funkční adaptace na narušené podmínky posturální kontroly. Klinickou užitečnost mají nikoli momentální výsledky, ale až analýza individuální strategie a trendů probanda v procesu funkční adaptace.

Ve sdělení prezentujeme metodiku, výsledky a interpretace dynamické posturografie na modelových kazuistikách nemocných po amputaci dolní končetiny, kteří absolvovali posturografická vyšetření během jednotlivých fází rehabilitace. Z výsledků je zřejmé, že amputace dolní končetiny vede k alteraci schopností posturální stabilizace a funkční preferenci uchované dolní končetiny. Nemocní se odlišují v trendech funkční adaptace. Pro predikci výsledku funkční adaptace na amputaci jsou ze strukturálních faktorů významné výška pahýlu a příčiny amputace. Ostatní faktory mají funkční charakter a lze je rehabilitačně ovlivnit.

Klíčová slova: dynamická počítačová posturografie, amputace dolní končetiny, posturální kontrola

SUMMARY

Kolářová B., Janura M., Krobot A.: Posturographic Evaluation of Functional Adaptability after Lower Extremity Amputation

Computing posturographic examination represents an objectification instrumental method for the analysis of postural control under static and dynamic conditions. The main contribution of this technology for rehabilitation of motoric disorders is the simulation of conditions of real gravitational environment by a standardized way. The dynamic posturography makes it possible to measure parameters of functional adaptation to disturbed conditions of postural control in a very detailed way. The clinical usefulness is not limited to actual results, but especially to analysis of individual strategy and trends of the proband in the process of functional adaptation.

The communication presents the methods, results and interpretation of dynamic posturography in model case reports of the patients who underwent lower extremity amputation and who were subject to posturographic examination in the course of individual phases of rehabilitation. The results make it clear that amputation of lower extremity leads to alteration of postural stabilization and functional preference of the saved lower extremity. The patients differ in the trends of functional adaptation. For prediction of the results of functional adaptation after amputation the length of the stump and the causes of amputation play significant roles. Other factors are of functional character and may be influenced by rehabilitation.

Key words: dynamic computing posturography, lower extremity amputation, postural control

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 2, pp. 97–104.

ÚVOD

V současné době se v České republice realizuje podpora medicínské rehabilitace díky financím z Evropské unie. Zlepší se technologická vybavenost pro pohybovou rehabilitaci ve většině spádových rehabilitačních center, včetně bezkonkurenčního benefitu počítačové posturografie pro nemoc-

né, u kterých je rehabilitace hlavní formou celkové zdravotní péče.

Na našem pracovišti tuto moderní medicínskou technologii používáme téměř deset roků. Potvrzujeme, že jde o sofistikované elegantní měření, které nabízí velmi detailní výsledky. Svízelnější je jejich klinická interpretace a aplikace. Chceme ostatním pracovníkům v rehabilitaci usnadnit

„péčáteční obtíže“, kdy prvotní nadšení střídá úsilí kvalitu posturální stability ve vzpřímeném stožení. Tento limit je nejvíce zřetelný v prvních měsících po amputaci, které jsou zřejmě pro charakter výsledné funkční adaptace rozhodující. Ztráta posturální stability vede k individuálně různému, ale vždy významnému nárůstu rizika i frekvence skutečných pádů, které pak dále potencují subjektivní nejistotu rehabilitovaných a v konečném důsledku snižují možnosti obnovy pohybových funkcí i vlastní rehabilitace ve smyslu sociální participace (14, 22).

Ilustrující je využití posturografie v rehabilitaci nemocných po amputaci dolní končetiny jako terapeutický biofeedback a současně nástroj evaluace probíhající pohybové rehabilitace. Posturografie nabízí orientaci v individuálních trendech funkční adaptace na strukturální, mechanicky dobře definovanou, ztrátu části dolní končetiny. Současně prezentujeme výhodnost těsné spolupráce klinického a biomechanického pracoviště.

Dynamická posturografie

Dynamická počítačová posturografie je nástrojem, který umožňuje precizní kvantifikaci mnoha dílčích aspektů posturální kontroly. Prostřednictvím posturografických testů můžeme standardizovaně hodnotit momentální účast jednotlivých sensorických systémů na bilanci ve vzpřímeném stožení, případně reflexní či volní reaktivitu na zevní stimul anebo vůbec volní koordinaci pohybů těžiště těla v prostoru. Na podkladě počítačově zpracovaných záznamů ze silové plošiny posturografu se můžeme poměrně exaktně vyjádřit nejen k aktuální funkční ztrátě v posturální kontrole, ale současně i ke schopnosti funkční kompenzace a adaptace na konkrétní somatickou patologii v určitém časovém období.

Posturální stabilizace

Přiměřená funkční stabilizace jednotlivých segmentů těla se promítá do všech aktivit každodenního života jako jejich nezbytná podmínka. Pojmem posturální stabilizace přitom rozumíme komplexní proces, jehož základním předpokladem je efektivní zpracování a integrace senzomotorických informací centrálním nervovým systémem k adekvátní pohybové odpovědi zabráňující pádu (13, 17). Pokud je tento proces na kterékoliv úrovni narušen, například sníženou svalovou silou, omezenou hybností v kloubu nebo jinou lézí nervového systému, případně „i jen“ kognitivní poruchou, je pacient vždy vystaven riziku (posturální) nestability.

Posturální stabilizace po amputaci dolní končetiny

Zhoršená míra i kvalita schopností posturální stabilizace po amputaci dolní končetiny je důsledkem více strukturálních, patofyziologických i čistě biomechanických změn současně. Jsou dané nejen ztrátou mechanické opory amputované končetiny. Stejně tak poruchou funkční ko-aktivace mnoha svalových skupin a spolu s tím ztrátou sensorických informací z proprioreceptorů amputované části dolní končetiny, zejména z tlakových receptorů plosky nohy (6, 9).

Dosud publikované studie opakovaně prokázaly, že všichni amputovaní jedinci mají trvale niž-

ší kvalitu posturální stability ve vzpřímeném stožení. Tento limit je nejvíce zřetelný v prvních měsících po amputaci, které jsou zřejmě pro charakter výsledné funkční adaptace rozhodující. Ztráta posturální stability vede k individuálně různému, ale vždy významnému nárůstu rizika i frekvence skutečných pádů, které pak dále potencují subjektivní nejistotu rehabilitovaných a v konečném důsledku snižují možnosti obnovy pohybových funkcí i vlastní rehabilitace ve smyslu sociální participace (14, 22).

Potenciál funkční obnovy posturální stabilizace předurčují okolnosti samotné amputace (úrazová – neúrazová), výška amputace, případně délka pahýlu a průvodní nociceptivní či fantomové vjemy (2, 8, 24). Dále celkové faktory jako jsou věk, BMI a jiná somatická onemocnění. Opakovaně se prokázal význam faktorů, které jsou „rehabilitačně ovlivnitelné“: Čas mezi operací a aplikací protézy (20), doba užívání protézy (4), také volba a nastavení protetických komponent (5, 7). V neposlední řadě se na průběhu i výsledku funkční adaptace vždy významně podílejí psychologické momenty a možnosti sociálního zázemí (10).

Amputace dolní končetiny vede k celé řadě specifických adaptačních a kompenzačních mechanismů v posturální kontrole nemocných. Amputovaní jsou prokazatelně více závislí na zrakových vjemech (11, 22), častěji používají tzv. kyčelní strategii v obnově balance, vždy a doživotně trvale více používají uchovanou (neamputovanou) dolní končetinu během stožení i chůze (3, 9).

Posturografická evaluace různé funkční adaptace po amputaci dolní končetiny

V dalším sdělení demonstrujeme dva odlišné scénáře funkční úpravy adaptačních a kompenzačních mechanismů obnovy posturální kontroly.

Z kartotéky více jak stovky amputovaných (v letech 2002 – 2010) vybíráme „typické ilustrace“ užitečnosti dynamické posturografie pro objektivní dokumentaci průběhu funkční adaptace těchto nemocných s invalidizující poruchou zdraví.

Prezentujeme zásadní význam a klinickou výtežnost počítačové posturografie pro detailnější orientaci ve složité mozaice pohybových funkcí. Zejména s ohledem na individuální funkční charakteristiky rehabilitovaných. Posturograficky (exaktně) získaná data můžeme z velké části aproximovat (nikoli zobecnit) také pro nároky na klinické fyzikální vyšetření a sledování funkční úpravy během pohybové rehabilitace.

METODIKA

Probandi

1. pacient: 46letý muž po transtibiální ampu-

taci (TTA) pravé dolní končetiny v důsledku polytraumatu. Pro komplikované hojení devastovaných měkkých tkání amputačního pahýlu byl vybaven protézou až po 6 týdnech od úrazu. Přes tyto problémy byl schopen intenzivní fyzioterapie v rámci ústavní rehabilitace již před oprotézováním a potom s protézou po další 3 týdny. Při ukončení hospitalizace (v 10. poúrazovém týdnu) byl posturálně a lokomočně zcela samostatný, pro žádnou z denních aktivit nepotřeboval opěrnou pomůcku. V průběhu rehabilitace pacient udával bolesti distální části pahýlu a fantomové bolesti, které pozvolna odeznívaly. V navazující ambulantní rehabilitaci se postupně a stále více pravidelně věnoval kondiční cyklistice. Před úrazem jezdil na bicyklu jen minimálně, od 5. poúrazového měsíce až 10 hodin týdně.

Pacient byl posturograficky měřen celkem čtyřikrát:

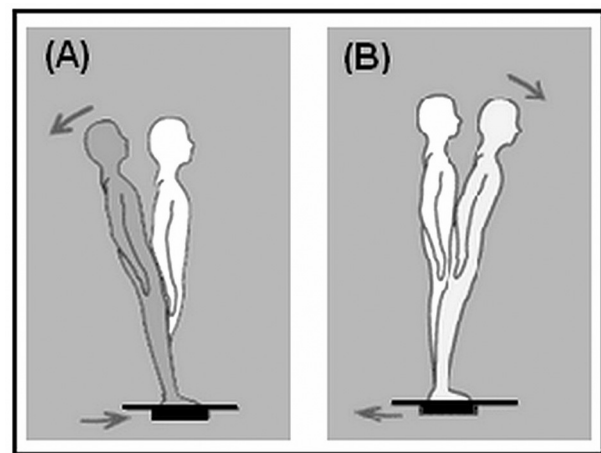
1. měření: druhý den po vybavení protézou; 2. měření: po deseti dnech; 3. měření: v den ukončení hospitalizace na lůžkové rehabilitaci po dvou týdnech po vybavení protézou; 4. měření: v době ambulantní rehabilitace sedm týdnů po vybavení protézou.

2. pacient: 49letý muž po transfemorální amputaci (TFA) pro progresi gangrény jako komplikace diabetes mellitus II. typu. Tento pacient byl vybaven protézou ve 4. týdnu od amputace. Stejně jako pacient č. 1 byl rehabilitován na lůžku již před oprotézováním a další 3 týdny po vybavení protézou. Při ukončení ústavní rehabilitace se pacient spoléhal na podporu dvou podpažních berlí pro značnou nejistotu při chůzi i bolestivost neamputované DK. Pokračoval v ambulantní rehabilitaci a následně absolvoval prodloužený pobyt v lázních. Od ukončení hospitalizace nemoc-

něho dost zásadně limitovaly kladikace neamputované DK, které přetrvávaly v nezměněné intenzitě i po lázeňském pobytu. U tohoto pacienta prezentujeme výsledky z celkem čtyř měření: 1. měření: druhý den po vybavení protézou; 2. měření: čtrnáct dní po vybavení protézou; 3. měření: v den ukončení hospitalizace na lůžkové rehabilitaci po třech týdnech po vybavení protézou; 4. měření: po ukončení lázeňského pobytu po 16 týdnech (koncem 4. měsíce) po vybavení protézou.

Podmínkou vyšetření bylo, aby pacienti byli schopni stát samostatně bez opěrné pomůcky po dobu trvání testu (min. 60 sekund).

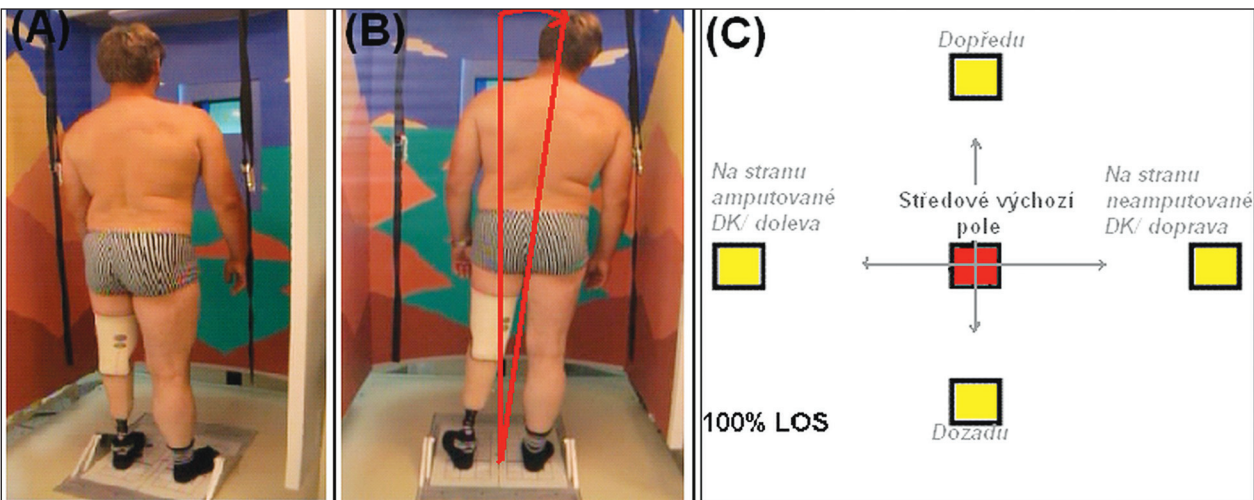
Oba pacienti po amputaci absolvovali intenzivní rehabilitaci, zpočátku zaměřenou zejména na otužování a formování pahýlu k přípravě na oprotézování. Následoval posturální trénink s nácvikem chůze a jejích variací.



Obr. 1. Směry translace plošiny a posturální reakce na tyto translace.

A) Translace plošiny dozadu.

B) Translace plošiny dopředu (upraveno dle 19).



Obr. 2. A) Výchozí poloha probanda na posturografu, B) inklinace probanda na stranu neamputované DK, C) testované směry.

Posturografické vyšetření

K posouzení posturální stability v průběhu rehabilitace a po ní byly zvoleny dva posturografické testy. Jako první Motor Control Test (MCT), který analyzuje strategii automatické posturální reakce na zevní podnět, konkrétně na translaci plošiny. Hodnotí se přitom posturální reakce během pohybu plošiny vpřed a vzad (obr. 1). V obou směrech jsou testovány celkem tři rychlosti posunu plošiny – pomalé, středně rychlé a rychlé ve třech opakováních (rychlost je standardizována k výšce probanda, maximální rychlost je 15,2 cm/sec). Z výstupních parametrů uvádíme u obou amputovaných procentuální rozdíl v rozložení tělesné hmotnosti mezi oběma dolními končetinami během posunu plošiny. Výsledné hodnoty tvoří průměr vždy pro tři opakování při posunu plošiny danou rychlostí (tab. 1).

Poté byla u každého z probandů hodnocena volní aktivita v testu Limits of stability (LOS). Test analyzuje individuální strategii při aktivním přesunu těžiště. Přesněji projekci těžiště do podložky, respektive vážený průměr všech tlaků do podložky (tzv. Center of pressure, COP) předem vymezeným směrem při současně vizuální zpětné

vazbě. Během testu proband stojí na silové plošině a na obrazovku před ním se promítá momentální pozice jeho COP. Pacient je instruován, aby inklinací těla přemístil projekci COP celkem čtyřmi směry – dopředu, dozadu, na stranu amputované DK a na stranu neamputované DK (obr. 2). Snahou je dosáhnout co nejrychleji a co nejpřesněji krajního bodu vyznačeného na obrazovce. Bod představuje teoretických 100 % limitů stability (12). Z množství sledovaných parametrů dále uvádíme ve výsledcích jen maximální inklinaci, dále okamžik první korekce směru pohybu a kontrolu směru pohybu. Parametry jsou hodnoceny vždy pro všechny směry.

VÝSLEDKY

Motor Control test (MCT)

V MCT jsou v případě sledovaných kazuistik nejvíce výtěžné výsledné hodnoty parametru **symetrie stoje**. V tabulce 1 uvádíme procentuální zatížení neamputované DK při translaci plošiny u obou testovaných jedinců. Grafické znázornění výsledných hodnot, které je součástí protokolu

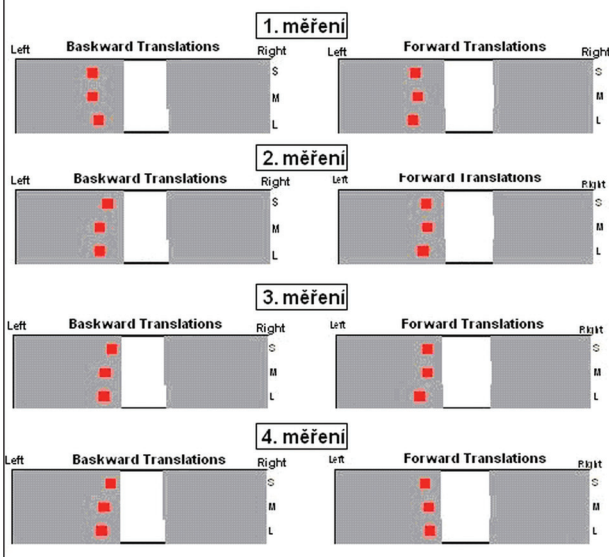
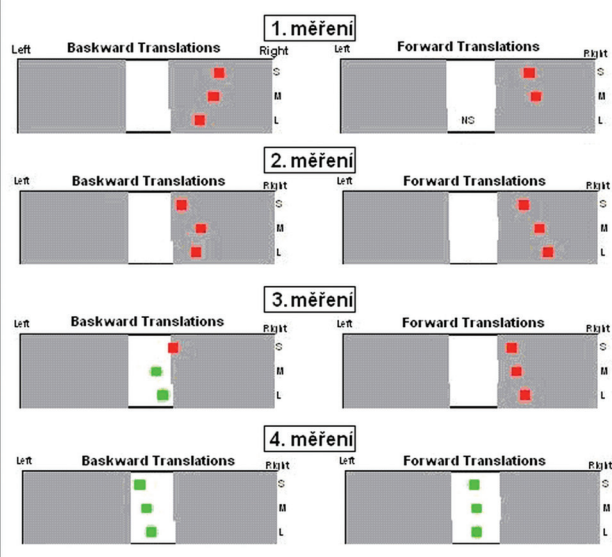
Tab. 1. Symetrie rozložení tělesné hmotnosti pro jednotlivá měření u A) transtibiálně amputovaného, B) transfemorálně amputovaného. Uvedené hodnoty představují procentuální zatížení neamputované DK. Čím více se hodnoty blíží 50, tím je zatížení mezi oběma DKK symetričtější.

(A) TRANSTIBIÁLNĚ AMPUTOVANÝ - MCT							(B) TRANSFEMORÁLNĚ AMPUTOVANÝ - MCT					
Symetrie rozložení tělesné hmotnosti [%]												
Směr transl.	Dozadu			Dopředu			Dozadu			Dopředu		
Rychlost	Pomalá	Střední	Rychlá	Pomalá	Střední	Rychlá	Pomalá	Střední	Rychlá	Pomalá	Střední	Rychlá
1. měření	40	40	35	40	38	42	58	54	43	48	53	<i>pád</i>
2. měření	28	34	34	32	31	34	27	42	38	42	54	61
3. měření	23	28	29	29	29	35	20	7	12	32	36	43
4. měření	23	28	30	30	27	26	7	3	1	1	3	3

Tab. 2. Výsledné hodnoty testu LOS pro jednotlivé parametry u A) transtibiálně amputovaného, B) transfemorálně amputovaného.

(A) TRANSTIBIÁLNĚ AMPUTOVANÝ - LOS												
Směr inklinace těla ve směru [%]:	Bod prvního zaváhání				Maximální inklinace				Kontrola směru pohybu			
	Dopředu	NDK	Dozadu	ADK	Dopředu	NDK	Dozadu	ADK	Dopředu	NDK	Dozadu	ADK
1. měření	76	34	61	84	76	56	61	84	87	68	66	85
2. měření	80	62	28	79	87	73	91	86	90	80	66	77
3. měření	66	71	31	71	79	78	74	92	85	84	77	82
4. měření	75	76	44	68	82	78	75	85	91	88	64	84
(B) TRANSFEMORÁLNĚ AMPUTOVANÝ - LOS												
Směr inklinace těla ve směru [%]:	Bod prvního zaváhání				Maximální inklinace				Kontrola směru pohybu			
	Dopředu	NDK	Dozadu	ADK	Dopředu	NDK	Dozadu	ADK	Dopředu	NDK	Dozadu	ADK
1. měření	23	31	32	25	39	58	40	34	72	91	53	89
2. měření	30	51	42	57	50	71	64	69	77	90	68	85
3. měření	42	78	38	47	67	78	66	66	82	80	66	89
4. měření	38	54	39	56	50	65	69	62	9	83	57	83

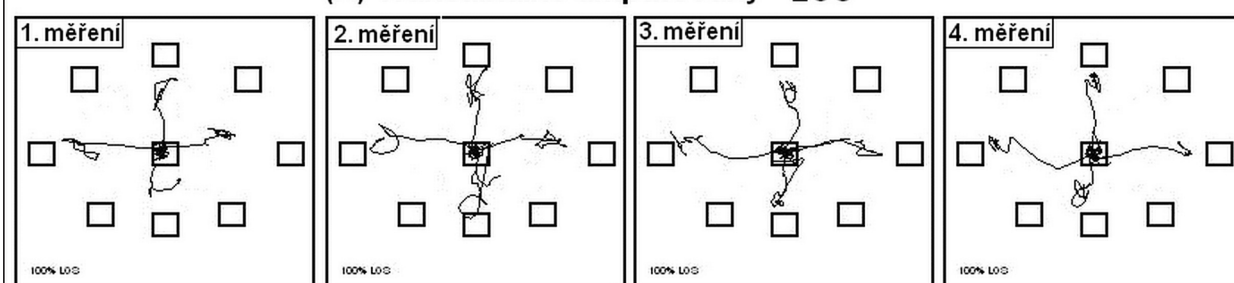
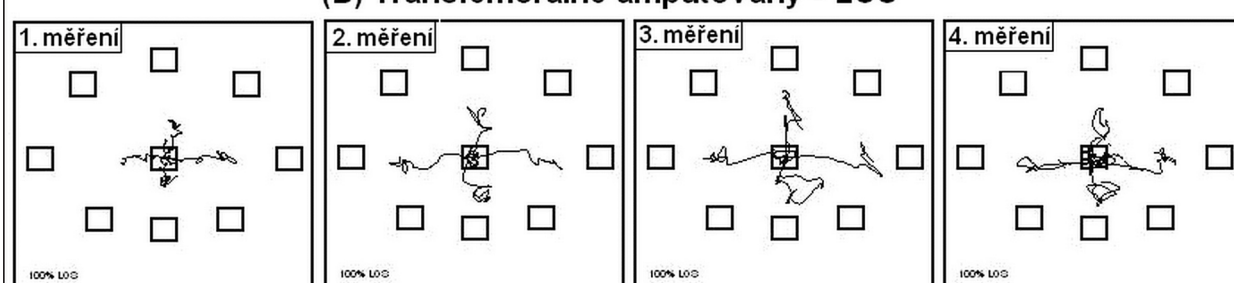
Legenda: NDK – neamputovaná dolní končetina, ADK – amputovaná dolní končetina

(A) Transtibiálně amputovaný - MCT**(B) Transfemorálně amputovaný - MCT**

Obr. 3. Relativní zatěžování dolních končetin pro jednotlivá měření při MCT, jak je uvedeno ve výsledném protokolu z posturografických měření. Jedná se o grafické znázornění hodnot z tabulky 1.

Legenda: Left - levá strana, Right - pravá strana, Backward translation - translace dozadu, Forward translation - translace dopředu, S - pomalá translace, M - středně rychlá translace, L - rychlá translace.

Poznámka: Pokud jsou výsledné hodnoty vyznačeny zeleně, je relativní zatížení končetin považováno za fyziologické a jedná se o rozdíl $\leq 10\%$ (19).

(A) Transtibiálně amputovaný - LOS**(B) Transfemorálně amputovaný - LOS**

Obr. 4. Průběh trajektorie COP během inklinace testovaným směrem u A) transtibiálně amputovaného, B) transfemorálně amputovaného.

z posturografického vyšetření, je na obrázku 3.

Je zřejmé, že oba pacienti preferují během translace plošiny neamputovanou dolní končetinu (v případě TTA se jedná o levou DK, u TFA je to pravá DK).

U pacienta s traumatickou TTA je evidentní relativně konzistentní preferenční zatěžování ne-

amputované DK pro všechna měření, s náznakem mírné tendence k symetrizaci s postupem času. Naopak u pacienta s TFA je na základě vyšetření zřejmé, že strategie reakce na jednotlivé podtrhy se více lišila nejen mezi jednotlivými měřeními v čase, ale i pro jednotlivé dílčí podtrhy během jednoho měření. Relativně rovnoměrné zatí-

zení obou DKK je u tohoto pacienta patrné při posledním měření.

Limits of Stability (LOS)

Z výsledků testu LOS jsou v tabulce 2) uvedeny hodnoty pro parametry maximální inklinace testovaným směrem (parametr MXE), bod první korekce průběhu pohybu (parametr EPE) a kontrola směru pohybu (parametr DCL). Hodnoty jsou vyjádřeny relativně (v procentech) vzhledem k teoretickým 100 % limitům stability.

Grafické znázornění výsledků zobrazuje průběh trajektorie COP během provádění testu (obr. 4). Trajektorie názorně reflektuje nejen schopnost maximální inklinace v průběhu adaptace na protézu, ale i změnu volené strategie pohybu.

U nemocného s transtibiální amputací můžeme sledovat, jak se snížená schopnost přenést hmotnost na stranu amputované DK (pravá) v průběhu měření zlepšovala, stejně jako strategie pohybu daným směrem.

U pacienta po transfemorální amputaci je zřejmý podobný trend při prvním měření, kdy volní inklinace těla na stranu amputované DK (levá) byla snížená ve srovnání s druhou stranou. Z grafického znázornění také vyplývá, že kontrola pohybu těžiště v rámci limitů stability je u transfemorálně amputovaného ve srovnání s transtibiálně amputovaným snížená všemi testovanými směry.

DISKUSE

Sdělení prezentuje dvě rozdílné kazuistiky pacientů po amputaci dolní končetiny. Předmětem příspěvku je poukázat na možnost objektivního hodnocení efektu průběhu fyzioterapie a s ní související adaptaci posturálního systému. Argumentace výsledků vychází nejen z podstaty posturografického vyšetření, ale je předložena s přihlédnutím k dalším onemocněním a individualitě každého pacienta.

Posturografické vyšetření simuluje standardizovaným způsobem podmínky reálného prostředí. To je jedno ze zcela stěžejních až bezkonkurenčních pozitiv této metody. K posouzení posturální kontroly amputovaných pacientů jsme zvolili testy Motor Control Test (MCT) a Limits of Stability (LOS). Během MCT je pacient vystaven neočekávanému externímu stimulu, který můžeme přirovnat například k prudšímu zastavení autobusu. V testu sledujeme, jakou strategii posturální kontroly pacient podvědomě zvolí – testujeme tak automatické posturální reakce, které nepodléhají volní kontrole (17, 23). Test LOS poukazuje naopak na schopnost volní kontroly pohybu těžiště v prostoru. Tato kontrola je typická pro činnosti, kdy si musíme například podat vzdále-

ný předmět, nebo kdy dochází ke změně polohy ze sedu do stoje (17, 18). V testu hodnotíme jak efektivně se pacient nakloní určitým směrem, aniž by se změnil charakter jeho opěrné báze.

Z výsledků testu MCT vyplývá preferenční využívání neamputované DK k automatické posturální kontrole u obou probandů pro většinu testovaných situací. Tyto výsledky odpovídají závěrům studií, které opakovaně prokazují, že **po amputaci dolní končetiny je více zatěžovaná zdravá končetina**. Tato asymetrie není prokázaná pouze během stoje za statických a dynamických podmínek (14, 15), ale i během chůze, kdy např. na amputované DK je prokazatelně kratší doba stejné fáze ve srovnání s intaktní DK (1).

Je zřejmé, že z biomechanického hlediska představuje symetrické rozložení tělesné hmotnosti mezi oběma dolními končetinami optimální stabilitu během stoje.

Otázkou k další diskusi a dalším experimentům ovšem zůstává, zda je asymetrické zatěžování dolních končetin „kontraproduktivní“ v případech, kdy je jeho příčinou určité biomechanické omezení nebo neurologická léze. Tedy za situací, kdy se pacient více spoléhá na „zdravou“ uchovanou dolní končetinu. Ta je bezesporu prostředníkem, článkem s neporušenou integritou receptorů a efektorů, mezi nervovým systémem (CNS) a pohybovou periferií v procesech kontroly a plánování pohybu.

Amputace dolní končetiny reprezentuje jak omezení biomechanická, daná konstrukčními vlastnostmi protézy, tak omezení neurologická, kdy není zajištěna adekvátní kontrola amputované části pro deficit propioceptivních informací. **Proto preferenční zatěžování neamputované DK během posturálních automatismů můžeme považovat do určité míry za žádoucí.**

Je zajímavé, jak odlišně se u prezentovaných kazuistik ve sledovaném časovém horizontu vyvíjela strategie kontroly pohybu během testu MCT ve smyslu zatěžování dolních končetin (DKK).

U jedince, u kterého došlo k amputaci v bérce za plného zdraví, byla míra zatěžování neamputované DK konzistentní v průběhu jednotlivých měření (obr. 3). Z těchto výsledků můžeme docela oprávněně usoudit, že preference v zatěžování intaktní končetiny je u pacienta nově vytvořena v posturálních automatismech po amputaci DK a vlivem rehabilitace a každodenního užívání protézy se nemění.

Výsledky pro pacienta s transfemorální amputací se liší. Pro první tři měření (1.-3.), kdy pacient absolvoval fyzioterapii, docházelo pro dílčí translace plošiny k rozdílným strategiím kontroly pohybu i v průběhu jednoho měření (obr. 3). To může naznačovat, že pacient správnou strategii pro kontrolu pohybu více „hledal“. Až při posled-

ním měření bylo zatěžování DKK pro všechny testované směry translace poměrně ustálené. Na rozdíl od pacienta TTA bylo zatížení mezi oběma DKK relativně symetrické. V tomto případě přisuzujeme symetrizaci stoje mal-adaptací posturálního systému za situace, kdy je přítomna polyneuropatie jako komplikace diabetu. Symetrizace stoje v tomto případě naopak představuje zhoršenou posturální kontrolu a zvýšené riziko pádu. Naše výsledky korespondují se závěry studie Vanicek a spol. (21), kde autoři prokázali, že amputovaní jedinci s vyšší pravděpodobností pádu vykazovali nižší asymetrii stoje během translace plošiny.

Z výsledků testu LOS můžeme vyvodit podobné závěry. U TTA je zřejmá kontinuální progresse během měření při pohybu na stranu amputované DK pro všechny testované parametry, na rozdíl od TFA, kde již nejsou výsledky tak jednoznačné. Z těchto výsledků bychom mohli usuzovat, že u TTA je volní kontrola pohybů těžiště, na rozdíl od posturálních automatismů, předmětem motorického učení. Maximální inklinace testovanými směry byla pro všechna měření lepší u TTA.

Je zřejmé, že posturální kontrola a s ní související subjektivní posturální jistota je závislá na výšce a příčině amputace DK (16). U obou probandů se ve sledovaném časovém horizontu zlepšovala strategie kontroly pohybu. Vyjádřená bodem prvního zaváhání (tab. 2) na stranu amputované DK, což považujeme za verifikaci nezbytnosti nácviku efektivní práce s těžištěm v prostoru v procesu motorického učení během fyzioterapie (8).

Velkou výhodou prezentované dynamické posturografie během rehabilitace je bezkonkurenční možnost okamžitě přihlídnout při hodnocení k více aspektům a zejména k individualitě pacienta. Výsledky z měření probandů odpovídají aktuálním poznatkům o posturální kontrole amputovaných a představují podnět k posturografickému hodnocení na větším souboru účastníků. Z pohledu bližšího porozumění řízení pohybu, volby strategie posturální kontroly a hledání širších souvislostí mezi stabilizací bipedního stoje a například parametry chůze je objektivní hodnocení pohybového projevu nezbytností.

ZÁVĚR

Uvedené kazuistiky demonstrují, jak sofistikovaná posturografická evaluace přímo koreluje s klinickým obrazem nemocných. Méně efektivní strategie automatické reakce (test MCT), stejně jako volní kontrola pohybu těžiště (test LOS) u jedince po transfemorální amputaci pro komplikace diabetu, poukazují na jeho zhoršenou posturální kontrolu ve srovnání s transtibiálně amputo-

vaným v důsledku polytrauma. Z pohledu efektivnosti průběhu fyzioterapie, popřípadě další léčby, je klíčové funkční standardizované hodnocení stavu pacienta, tedy hodnocení, které vypovídá o reálných možnostech pacienta v běžném životě. Výhodou posturografického vyšetření je navíc objektivní kvantifikace testovaných situací a jejich dokumentace.

Príspevek vznikl za podpory vnitřního grantu Univerzity Palackého v Olomouci, id. FTK 2011 01 „Interkončetinová koordinace u jedinců po amputaci dolní končetiny“ a za podpory výzkumného zámeru FTK UP „Pohybová aktivita a inaktivita obyvatel České republiky v kontextu behaviorálních změn“ (id. 6198959221).

LITERATURA

1. ANKER, L. C., WEERDESTEYN, V., VAN NES, I. J., NIENHUIS, B., STRAATMAN, H., GEURTS, A. C.: The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait Posture*, 27, 2007, s. 471-477.
2. ARWERT, J. H., DOORN-LOGGMAN, M. H., KONING, J., TERBURG, M. R., ROEBROECK, M. E.: Residual-limb quality and functional mobility 1 year after transtibial amputation caused by vascular insufficiency. *J. Rehabil. Res. Dev.*, 44, 2007, s. 717-722.
3. ARUIN, A. S., NICHOLAS, J. J., LATASH, M. L.: Anticipatory postural adjustments during standing in below-the-knee amputees. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 12, 1997, s. 52-59.
4. BHANGU, S., DEVLIN, M., PAULEY, T.: Outcomes of individuals with transfemoral and contralateral transtibial amputation due to dysvascular etiologies. *Prosthet. Orthet. Int.*, 33, 2009, s. 33-40.
5. BLUMENTRITT, S., SGHMALZ, T., JARASH, R., SCHNEIDER, M.: Effects of sagittal plane prosthetic alignment on standing transtibial amputee knee loads. *Prosthet. Orthet. Int.*, 23, 1999, s. 231-238.
6. DUCLOS, C., ROLL, R., KAVOUNOUDIAS, A., ROLL, J. P., FOROT, R.: Vibration-induced post-effects: A means to improve postural asymmetry in lower leg amputees? *Gait Posture*, 26, 2007, s. 595-602.
7. FANG, L., XIAOHONG, J., WANQ, R.: Modeling and simulation of muscle forces of trans-tibial amputee to study effect of prosthetic alignment. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, 22, 2007, s. 1125-1131.
8. GAUTHIER-GAGNON, CH., GRAVEL, D., ST-AMAND, H., MURIE, CH., GOYETTE, M.: Changes in ground reaction forces during prosthetic training of people with transfemoral amputations: A pilot study. *J. Prosthet. Orthet.*, 12, 2000, s. 72-79.
9. GEURTS, A. C. H., MULDER, T. W.: Reorganization of postural control following lower limb amputation: Theoretical consideration and implications for rehabilitation. *Physiother. Theory Pract.*, 8, 1992, s. 145-157.
10. GREIVE, A. C., LANKHORST, G. J.: Functional outcome of lower-limb amputees: a prospective descriptive study in a general hospital. *Prosthet. Orthet. Int.*, 20, 1996, s. 79-87.
11. HERMODSSON, Y., EKDAHL, C., PERSSON, B. M., ROZENDAL, G.: Standing balance in trans-tibial amputees following vascular disease or trauma: A comparati-

- ve study with healthy subjects. *Prosthet. Orthit. Int.*, 18, 1994, s. 150-158.
12. HORAK, F. B., NASHNER, L. M.: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *J. Neurophysiol.*, 55, 1986, s. 1369-1381.
 13. HORAK, F. B.: Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls? *Age Ageing*, 35, 2006, s. 7-11.
 14. ISAKOV, E., MIZRAHI, J., RING, H., SUSAK, Z., HAKIM, N.: Standing sway and weight-bearing distribution in people with below-knee amputation, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 73, 1992, s. 174-178.
 15. JONES, M. E., STEEL, J. R., BASHFORD, G. M., DAVIDSON, I. R.: Static versus dynamic prosthetic weight bearing in elderly transtibial amputees. *Prosthet. Orthit. Int.*, 21, 1997, s. 100-106.
 16. MILLER, C., SPEECHLEY, M., DEATHE, B.: Balance confidence among people with lower limb amputation. *Physical Therapy*, 82, 2002, s. 856-865.
 17. NASHNER, L.: Sensory, neuromuscular and biomechanical contributions to human balance. Proceedings of the APTA Forum in Nashville. Alexandria, American Physical Therapy Association, 1990, s. 5-12.
 18. NEWTON, R. A.: Validity of the multi-directional reach test: a practical measure for limits of stability in older adults. *Gerontol. B psychol. Sci. Soc. Sci.*, 56, 2001, s. 248-252.
 19. NEUROCOM INTERNATIONAL: Smart Equitest® system operator's manual (version 8). Clackamus (OR), NeuroCom, 1998.
 20. POHJOLAINEN, T., ALARANTA, H.: Predictive factors of functional ability after lower-limb amputation. *Ann. Chir. Gynaecol.*, 80, 1991, s. 36-39.
 21. VANICEK, N., STRIKE, S., MCNAUGHTON, L., POLMAN, R.: Postural response to dynamic perturbations in amputee fallers versus nonfallers: A comparative study with able-bodied subjects. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 90, 2009, s. 1018-1025.
 22. VITON, J. M., MOUCHNINO, L., MILLE, M., CINCERA, M., DELARQUE, A., PEDOTTI, A., BARDOT, A., MASSION J.: Equilibrium and movement control strategies in trans-tibial amputees. *Prosthet. Orthet. Int.*, 24, 2000, s. 108-116.
 23. VRIELING, A. H., KEEKEN, H. G., SCHOPEN, T., OTTEN, E., HOF, A. L., HALBERTSMA, J. P. K., POSTEMA, K.: Balance control on moving platform in unilateral lower limb amputees. *Gait Posture*, 28, 2008, s. 222-228.
 24. SABOLICH, J. A., ORTEGA, G. M.: Sense of feel for lower-limb amputees: A phase-one study. *J. Prosthet. Orthet.*, 6, 1994, s. 36-41.

Mgr. Barbora Kolářová
Katedra přírodních věd v kinantropologii
Fakulta tělesné kultury UP
Tř. Míru 115
771 11 Olomouc
e-mail: barbora.kolarova@upol.cz

ZPRÁVY

MEZINÁRODNÍ OCENĚNÍ PRO EVU NOVÁKOVOU, Dip.MDT



Byla první, kdo v České republice získal praktické zkušenosti s McKenzie metodou - fyzioterapeutka Eva Nováková, Dip. MDT.

Metodu poprvé poznala v roce 1995 na Rehabilitační klinice FNKV u prof. Jandy při prezentaci Scotta Herbowyho. Metoda ji zaujala natolik, že ji odjela studovat do USA a na Nový Zéland.

Po návratu první poznatky aplikuje na půdě mateřského pracoviště v Ústřední vojenské ne-

mocnici Praha, později společně s MUDr. J. Letákovou a MUDr. H. Šolcovou zakládá McKenzie Institut ČR. Cílem je léčba pacientů a výchova odborníků specializovaných na stanovení mechanické diagnózy a výběr pohybové terapie. Jedná se převážně o aktivní cvičení speciálně vybraných cviků pro konkrétního pacienta dle McKenzie metody. Eva Nováková kromě běžné praxe fyzioterapie píše odborné články a snaží se předávat své znalosti i ostatním fyzioterapeutům a lékařům. S jejím přispěním byl na Slovensku v roce 2008 založen rovněž McKenzie institut, pod vedením PhDr. Michaely Kotrbancové.

Za příspěvek pro vědu a výzkum byla Evě Novákové, McKenzie institutu ČR, letos udělena cena McKenzie Mezinárodním institutem na 11. McKenzie mezinárodní konferenci, která se konala v Baltimore, USA.

Toto mezinárodní ocenění je ojedinělým ohodnocením profesní zdatnosti jednoho z našich kolegů v oboru rehabilitační a fyzikální medicíny.

Blahopřejeme!

*pplk. MUDr. Michal Říha,
primář Oddělení rehabilitační a fyzikální medicíny
Ústřední vojenská nemocnice Praha*

XXI. KONFERENCE REHABILITAČNÍ, FYZIKÁLNÍ A BALNEO MEDICÍNY V JÁCHYMOVĚ

Rádi bychom informovali čtenáře časopisu RFM o proběhlé rehabilitační konferenci v Jáchymově, která se konala 10.- 12. března 2011 v lázeňském hotelu Akademik Běhounek. Díky snaze organizátorů a pořádací agentury se podařilo zaznamenat všechny přednášky, které jsou v případě souhlasu autora volně přístupné pro odbornou veřejnost na webových stránkách http://www.congressprague-gallery.cz/CONGRESS/21_KONFERENCE_2011/main.php, včetně sborníku abstrakt, stream záznamu přednášek a fotogalerie.

Letošní ročník, věnovaný tématu: **CMP, poranění mozku a míšní léze**, uvedl koordinátor odborného programu MUDr. Jindřich Maršík, který přivítal generálního ředitele LL Jáchymov MUDr. Eduarda Bláhu, dále prof. MUDr. Vladimíra Beneše, DrSc., jako čestného hosta letošního ročníku konference, zástupce výboru SRFM doc. MUDr. Vladimíra Kříže a zakladatelku konference v Jáchymově MUDr. Hanu Hornátovou.

Vlastní odborný program zahájili představitelé MZ ČR Mgr. Roubal a MUDr. Pánová, kteří účastníky seznámili se statistickými daty a s připravovaným programem péče o pacienty s CMP. Svými statistickými údaji přispěl k diskusi i doc. Kálal. Jak je důležité spolupracovat se sdruženými pacienty a jejich příbuznými pohovořil prim. MUDr. Maršálek z rehabilitačního oddělení Městské nemocnice v Ústí nad Labem. Rovněž přednesl návrh modelu ucelené rehabilitace o postižené pacienty. Jak to vypadá na úrovni okresní nemocnice, sdělil prim. MUDr. Nerandžič z nemocnice v Litoměřicích.

Po tomto úvodu, ve kterém se účastníci seznámili s cennými údaji z oblasti statistiky, kontroverzí mezi pohledem ministerstva zdravotnictví a pohledem klinika v praxi, následovala plejáda přednášek, které se prakticky věnovaly metodologickým postupům, užívaných při rehabilitaci pacientů po CMP a poškození mozku. Kompaktnost a návaznost přednášek podtrhl výkon přednášejících z kolektivu Kliniky rehabilitačního lékařství 1. LF UK v Praze v čele s prim. MUDr. Angerovou. Jejich příspěvky z oblasti ergoterapie a fyzioterapie trefně doplnila naše přední odbornice v Bobath konceptu Bc. Hana Kafková z rehabilitačního oddělení nemocnice Liberec.

Páteční odborný program zakončil tematický blok, věnovaný spinálními lézím, který svou přednáškou uvedl prim. MUDr. Jiří Kříž ze spinální jednotky při klinice RHB FN Motol, ve které se

věnoval komplikacím u chronických pacientů se spinální lézí, které špatně léčeny nebo neléčeny vyvolávají další komplikace a pacient se ocitá v začarovaném kruhu. Celý kolektiv přednesl celkem tři příspěvky, které vytvořily průřez rehabilitační péčí o spinální pacienty, ergoterapií konče. Mgr. Čápková z Jimramova upozornila na alarmující nedostatek ambulantních pracovišť, zaměřených na rehabilitaci spinálních pacientů. V podobném duchu pokračovala i paní Faltýnková z centra Paraple, která označila rovněž fázi resocializace za tu nejproblematičtější.

Po pátečním společenském večeru se poměrně hojná účast objevila i při sobotním zahájení programu. Doc. MUDr. Votava seznámil posluchače s volně dostupnými zdroji informací na internetu v souvislosti s probíranou problematikou. Následovala dvojice příspěvků doc. MUDr. V. Kříže, který, tak jako mnozí předchozí, upozornil na žalostný nedostatek lůžkové rehabilitační kapacity jak v minulosti, tak v novém konceptu legislativních úprav, zejména zřizovaných komplexních cerebrovaskulárních a iktových center. Upozornil hlavně na dostatek kapacit pro péči v prvních týdnech, ale neadekvátní rozložení lůžek mezi jednotlivé odbornosti v období následujícím.

O poruchách polykání po CMP pohovořil Mgr. Bitnar z RHB kliniky FN Motol. Dalším příspěvkem, hodnotícím statistiku výskytu CMP a kapacitu péče o tyto pacienty, byl zástupce RÚ Kladruby, MUDr. Moses. V průběhu konference zazněly i příspěvky, které se hlavního tématu dotýkaly vzdáleně, nebo nebyly širší odborné veřejnosti tak



Obr. 1. Zahajovací představenstvo konference: (zleva) MUDr. E. Bláha, prof. MUDr. V. Beneš, DrSc., doc. MUDr. V. Kříž, MUDr. H. Hornátová.

dobře známé, a dokreslovaly tak ucelený pohled odborníků z různých oborů. Jmenujme alespoň MUDr. P. Fialu a jeho přednášku o akupunkturu u CMP, roli vitamínu D a cerebrovaskulárních příhod prim. MUDr. Piknera z Klatovské nemocnice, vytvoření intenzivního rehabilitačního programu v lázeňských podmínkách prim. MUDr. Zajíčka z LL Jáchymov.

Zcela výjimečné postavení měl projev čestného hosta konference prof. MUDr. Vladimíra Beneše, který představil intervenční cerebrovaskulární minikurz z pohledu neurochirurga, a přestože jeho přednáška byla bezkonkurenčně nejdelší, téma bylo natolik zajímavé a poutavě podané, že si celé vystoupení zasloužilo dlouhý potlesk.

XXI. ročník konference rehabilitační, fyzikální a balneo medicíny nabídl monotematický program, který ale zasáhl palčivé téma celé společnosti v celém svém rozsahu. Bude ještě otázkou dlouhého období, než se podaří péči o těžce postižené pacienty po CMP, poranění mozku a poškození míchy optimalizovat a zapojit je tak plnohodnotně do normálního života po všech stránkách jeho kvalit.

*MUDr. Jindřich Maršík
e-mail: marsik@laznejachymov.cz*

*MUDr. Štěpán Nováček
e-mail: novacek@laznejachymov.cz
LL Jáchymov, a. s.*