

REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

REHABILITATION AND PHYSICAL MEDICINE

ČÍSLO 1/2011, 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

Bastlová P., Krobot A., Zítková L., Míková M.: Svalové synergie horní končetiny: PolyEMG studie pro klinickou praxi.....	3
Horáček O., Schreier B., Lisý J., Kobesová A., Kolář P.: Využití neurofyziologických postupů u neurogenních paréz břišní stěny.....	9
Benešová M., Holubářová J., Pánek D., Pavlů D.: Využití propioceptivní neuromuskulární facilitace u pacientů s desaultovou fixací ramenního kloubu.....	14
Pánek D., Čemusová J., Pavlů D.: Diaphragmatická paréza a její kineziologická konsekvence.....	20
Pařík O., Hojka V., Kračmar B.: Srovnání aktivace vybraných svalů při běhu - sprintu a při zakopávání	25
Chrástková M., Bačáková R., Kračmar B., Hojka V.: Kineziologický obsah vybraných forem běhu na lyžích, užívaných širokou veřejností.....	32
Šrámek P., Ticháček J.: Studie hodnotící účinnost působení přístrojů DiaDENS-T u dospělých pacientů se syndromem bolestivého kolene degenerativní etiologie	39

ZPRÁVA

Zahraníční konference – 7th World Stroke Congress (Korea, Soul, 13. - 16. října 2010) (Říha M.)	43
---	----

RECENZE KNIHY

Máček M., Smolíková L.: Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace (Jandová D.)	44
--	----

ORIGINAL PAPERS

Bastlová P., Krobot A., Zítková L., Míková M.: Muscular Synergy of Upper Extremity: PolyEMG Study for Clinical Practice.....	3
Horáček O., Schreier B., Lisý J., Kobesová A., Kolář P.: Application of Neurophysiological Procedures in Neurogenic Pareses of Abdominal Wall	9
Benešová M., Holubářová J., Pánek D., Pavlů D.: The Use of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in Patients with Desault Fixation of Shoulder Joint	14
Pánek D., Čemusová J., Pavlů D.: Diaphragm Paresis and Its Kinesiology Consequence	20
Pařík O., Hojka V., Kračmar B.: Surface Tension of Individual Muscles during Athletic Sprint and Skipping	25
Chrástková M., Bačáková R., Kračmar B., Hojka V.: Kinesiology Content of Selected Forms of Cross-country Skiing Used by a Wide Public	32
Šrámek P., Ticháček J.: The Study Assessing Effect of DiaDENS-T Instrument in Adult Subjects with a Syndrome of Painful Knee Degenerative Etiology	39

<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 poskytuje a objednávky přijímá: Inzertní oddělení ČLS JEP, Sokolská 31, 120 26 Praha 2,

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

Registrační značka MK ČR E 6869.

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

Rukopis byl dán do výroby dne 2. 2. 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

SVALOVÉ SYNERGIE HORNÍ KONČETINY: POLYEMG STUDIE PRO KLINICKOU PRAXI

Bastlová, P.^{1, 2}, Krobot, A.^{1, 2}, Zítková, L.², Míková, M.^{1, 3}

¹ Ústav fyzioterapie, Fakulta zdravotnických věd UP, Olomouc

² Oddělení rehabilitace, Fakultní nemocnice Olomouc

³ Katedra klinických oborů JČU České Budějovice

SOUHRN

Problémátika lidského pohybu je v jeho řízení. Pro výběr unikátních pohybových vzorů z široké variability možných provedení pohybu se často používá termín Bernsteinův problém. Funkční svalové synergie chápeme jako individuální fenotypy senzomotorického systému, které jsou regulovány dvojitou paralelní cestou, descendními signály a současně sensorickými informacemi z efektorů.

Prezentujeme výsledky vlastní polyelektromyografické studie. Dokumentují konkrétní vztahy mezi aktivací proximálních a distálních svalů horní končetiny během uniformních pohybů akra, držícího gyroskopu. Opakované rytmické pohyby distální části končetiny jsou iniciované volně, ale v dalším průběhu jsou udržované a reflexně regulované periferními sensorickými vstupy, generované servomechanickým působením gyroskopu.

V polyelektromyografickém záznamu jsme u zdravých probandů prokázali statisticky úzké korelace mezi aktivitou pletencových svalů serratus anterior a infraspinatus a současně aktivitou distálnějších extenzorů předloktí. U nemocných s degenerativní patologií rotátorové manžety byla distribuce svalových aktivit mezi akrem a pletencem zcela odlišná, zřetelný pokles výkonu extenzorů předloktí i serratus anterior provázela převaha latissimus dorsi a trapezius.

Výsledky experimentu jsou užitečné pro klinickou praxi. Ukazují přímý funkční vztah mezi aktivitou předloketních svalů a aktivitou svalů rotátorové manžety ramene. Současně význam facilitace musculus serratus anterior pro funkční obnovu motoriky pletence i akra horní končetiny.

Klíčová slova: svalová synergie, rameno, proximální a distální koordinace, povrchová elektromyografie, PEMG, rotátorová manžeta

SUMMARY

Bastlová P., Krobot A., Zítková L., Míková M.: Muscular Synergy of Upper Extremity: PolyEMG Study for Clinical Practice

The problem in human motion is the control. For the choice of unique motion paradigms from the great variability of possible motion execution is often used the term Bernstein's problem. Functional muscular synergies are understood as individual phenotypes of sensorimotoric system, which are regulated along two parallel pathways, descending signals and sensoric information from effectors at the same time. The results of our own polyelectromyographic study are presented. They document actual relationships were activation of proximal and distal muscles of upper extremity during uniform motions of acral region holding the gyroscope. Repeated rhythmic motions of the distal part of the extremity are initiated freely, but in the following intervals they are maintained and reflex-regulated by peripheral sensoric inputs generated by servomechanism action of the gyroscope.

In the polyelectromyographic recording the healthy probands proved to have statistically close correlations between activities of the bundle muscles m. serratus anterior and infraspinatus and, at the same time, the activity of more distal extensors of the forearm. In patients with degenerative pathology of the rotator cuff the distribution of muscular activities between acral and bundle muscles was completely different and the apparent decrease of extensor output in the forearm as well as m. serratus anterior was accompanied by prevailing activity of m. latissimus dorsi and trapezius.

The results of the experiment are useful for clinical practice. They show a direct functional relation between the activity of forearm muscles and the activity of the rotator cuff of shoulder. At the same time, the importance of facilitation of musculus serratus anterior for functional renovation of motoric activities of the bundle and acral part of upper extremity have become obvious.

Keys words: muscular synergy, shoulder, proximal and distal coordination, surface electromyography, PEMG, rotator cuff

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 1, pp. 3–8.

ÚVOD

V klinické rehabilitaci ruky si často klademe otázky, které se týkají svalových synergií horní

končetiny a současně podmínek obnovy její účelové motoriky. Předpokládáme, že horní končetina reaguje jako celek, společně s ostatní pohybovou periferií. Stále nezodpovězenou otázkou je, jak

presně terapeuticky zlepšit nebo alespoň kompenzovat konkrétní funkční ztrátu. Zejména funkční ztrátu v ideomotorice ruky, pro člověka v „nejdůležitějších“ účelových činnostech.

V dosavadních klinických experimentech byla opakovaně prokázána souvislost mezi akrální a pletencovou motorikou (5, 8, 11, 16, 20). Přesněji však jde o průkaz korelací a nikoli kauzálních vztahů.

Mnoho studií verifikuje algoritmy v časoprostorových charakteristikách náboru svalové aktivity z polyelektromyografického záznamu (PEMG) (3, 13).

Získané poznatky se testují v klinické praxi. Z konkrétní funkční ztráty, zejména z následků jednoznačnější traumatologické nebo z širší neurologické patologie, se snažíme pochopit alespoň trendy v reaktivitě motorického systému (včetně CNS) na tyto změny, a tím blíže identifikovat „vstupní brány pro cílenější terapeutickou intervenci“. Snahou také je, abychom stále nepokračovali v dosud obvyklém rehabilitačním nářečí, že „děláme vše, co umíme“, nebo vágním popisu „fyzioterapie podle klinického obrazu“, nebo také „jedině naše (fyzioterapie) je správná“. Rozhodli jsme v sérii navazujících klinických experimentů přispět k řešení tohoto problému obnovy svalových synergií.

NEUROFYZIOLOGICKÁ VÝCHODISKA

Nicolai Bernstein (1896 – 1966) formuloval principy, které dobře korespondují s konvenční terapeutickou praxí. Jak se motoricky učíme, resp. jak se adaptujeme na měnící se podmínky možné realizace cíleného účelného pohybu.

Lidskou motoriku charakterizuje komplexnost, tedy nikoli lineární vztah mezi podněty a motorickými výstupy. Nezbytností je nabídka „neomezeného“ množství stupňů volnosti. K podobné trajektorii pohybu vede vždy více motorických signálů. To dovoluje až nesmírnou plasticitu a současně adaptabilitu, ale současně klade značné nároky na procesy řízení. Po určité době (tréninku) ale celkem pravidelně dochází k osvojení uspokojivé koordinace a adjustace jemných pohybů. V praxi to je nejvíce zřetelné na ideomotorice lidské ruky.

Bernsteinův problém (řešení) volně interpretujeme tak, že na začátku jakékoliv mimovolní „pohybové adaptace“ nebo volního pohybového učení je nezbytné omezit „stupně volnosti“ na pohybové periférii. Až v další fázi, při postupném osvojování pohybové dovednosti, se toto omezení (freezing) postupně rozvolňuje a napojují se další stupně volnosti (freeing). Stále více si přidáváme další a další funkční nároky, ve fyzioterapii nejčastěji (ale nejen) zevní nároky, od změn celkového držení těla přes nejrůznější pozice předloktí a zá-

pěstí až k docela precizní souhrře jednotlivých článků prstů ruky. Konečně poslední nezbytnou fází je výběr (selektce) - pro jedince a danou situaci - nejúčinnějšího řešení pohybové koordinace, nebo také pohybové strategie. S tímto principem je ve shodě empirická fyzioterapie ruky i zásady výchovy instrumentálních dovedností: Od počátečního imperativu omezení stupňů volnosti, přes následné progresivní uvolnění ke specifické selekci jednotlivých funkčních synergií.

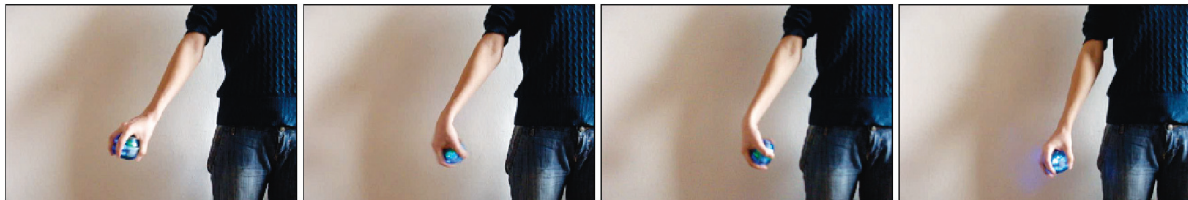
Latash (13) navrhl z části jiný pohled na motorické synergie. Zdůrazňuje ideu, že nervový systém nevyhledává specifická řešení k eliminaci nadbytečných stupňů volnosti, ale raději použije určité sety elementárních proměnných, které korigují chyby při dosahování zadaného cíle. Atraktivní koncepce vysvětluje jak plasticitu, tak i stabilitu funkčních svalových synergií: Skutečně stabilní systém je systém otevřený, je schopný zpracovat množství zevních vlivů. Latash tento koncept interpretuje jako následek „funkční neurální organizace“. Další recentní studie tuto koncepci podrobily kritice, ale dospěly ke shodě, že svalové synergie mohou prezentovat základní („úhelné“) kameny pohybu, které jsou definované charakteristickými vzory aktivace napříč (topografickým) spektrem mnoha svalů. Přitom tyto funkční kombinace jsou zřejmě unikátní pro každého dospělého jedince, současně ale mají charakteristické znaky a vykonávají velmi obdobné funkce (18, 22, 23).

Pohybová funkce horní končetiny, a zejména motorika ruky, má prakticky nekonečné množství variant. Přesnější kvantifikace (například pro formy testů sebeobsluhy) je obtížná, hlavně pro existenci množství stupňů volnosti, a tedy širokou inter-individuální i intra-individuální variabilitu provedení pohybového cíle.

Současně jde také o problém inter-experimentální variability. Oproti „mnoha standardům“ analýzy lidské chůze nemáme konkrétnější specifické testy pro funkce ruky. Ale upřímně, neexistují konkrétnější funkční testování celé horní končetiny. Můžeme zatím pouze s pokorou vnímat jak je lidská ruka i celá horní končetina nesmírně plastickým funkčním systémem (14, 19, 24). Vstupní otázkou pro praxi je bližší pochopení vztahů mezi pletencem a rukou.

CÍL STUDIE

Cílem naší pilotní studie bylo zhodnotit pomocí povrchové elektromyografie (PEMG) souvislost pohybu akra horní končetiny s aktivitou pletencového svalstva. V podmínkách a možnostech studijního materiálu zdravých probandů z řad běžné populace a relativně konzistentního souboru ne-



Obř. 1. Ukázka cirkumdukčního pohybu akra při pohybu gyroskopem.

mocných a možnostech povrchové polyelektromyografie.

METODIKA

Soubory probandů

Soubor zdravých probandů (**Z**) reprezentovalo 37 jedinců. Při jejich výběru jsme sledovali tato kritéria: Rovnoměrné zastoupení obou pohlaví a funkční dominanci pravé horní končetiny ve výběrových testech (psaní a přesný hod míčkem na cíl). V souboru bylo 19 žen a 18 mužů, v průměrném věku 27,7 let (min. 21 až max. 45 let). Průměrná hodnota Body Mass Index (BMI) všech probandů v souboru byla 22,20.

Výběr probandů do druhého souboru nemocných (**P**) splňoval tato kritéria: Rovněž rovnoměrné zastoupení obou pohlaví a funkční dominanci pravé horní končetiny ve stejných výběrových testech. Kromě epikrízy 2-7 měsíců trvající dynamicky provokované bolesti dominantního ramene a současně makroskopicky (v MR obraze i artroskopicky) verifikovaná patologie struktur rotátorové manžety. Při měření byli nemocní již ve fázi subakutní bez klidové (noční) bolesti a bez zásadního (bolestivého) omezení pohyblivosti paže. V této skupině (**P**) bylo 12 žen a 20 mužů. Průměrný věk 37,5 let (od 21 do 53 let), průměrná hodnota BMI byla 23,54. Míra destrukce rotátorové manžety odpovídala maximálně 3. stupni Batemanovy klasifikace nebo III. a Gschwendovy klasifikace (2).

Metodika měření

Povrchový polyelektromyografický záznam byl snímán pouze na svalech pravé dominantní končetiny. Funkční laterálnítu ruky jsme hodnotili pouze z odpovědi na otázku „kterou rukou píšete“ a orientačním „testem přesného hodu“.

Proband prováděl v pozici vzpřímeného stoje cyklický pohyb akrem horní končetiny ve formě cirkumdukce. Standardní provedení tohoto pohybu bylo zajištěno pomocí zařízení fungující na principu gyroskopu (firemní název powerball), tedy koule rotující kolem osy, jejíž konce jsou zapojeny do ocelového prstence (obr. 1). Kinetická

energie, daná „zevní silou“ gyroskopu, je převzata rukou a ta ji zpětně gyroskopu dodává, aby jeho rotor udržela v pohybu. Prakticky to znamená, že síla ruky zvyšuje rotaci powerballu, ale zároveň s tím zvyšuje i odpor, který produkuje odstředivá síla. Výhodou powerballu pro náš experiment je fakt, že není možné udržet jeho konstantní otáčky jiným způsobem pohybu nežli cirkumdukci zápěstí. Pohybem, např. v ramenním kloubu, není dosaženo požadované frekvence a otáčky powerballu klesají až na nulu. Proband měl po dobu 1 minuty udržovat stejnou frekvenci otáček a zároveň byl pořízen PEMG záznam vybraných akřálních a pletencových svalů.

Snímání elektrické aktivity svalů proběhlo pomocí šestnáctikanálového povrchového elektromyografu MyoSystem 1400 (Noraxon) se softwarem MyoVideo 1.3, umožňující synchronní pořízení videozáznamu. Snímali jsme celkem 7 svalů: m. serratus anterior (SA), m. trapezius - pars ascendens (TR h.), m. trapezius - pars transversa (TR s.), m. latissimus dorsi (LD), m. infraspinatus (INF), mm. extensores antebrachii (EXT), m. flexores antebrachii (FL).

PEMG záznamy byly standardně zpracovány a vyhodnoceny v programu MyoResearch 2.10 (rektifikace a vyhlazení RMS s oknem 25 ms). Standardizaci parametrů Mean Amplitude (průměrná amplituda) ve sledovaných časových úsecích jsme provedli k tzv. aktivační hodnotě svalů (průměrná klidová hodnota amplitudy + její 2 směrodatné odchylky). Pro statistické zpracování byly jako výsledné parametry použity násobky aktivačních hodnot jednotlivých svalů. Pro statistické zpracování dat byl použit Mann-Whitneyův U-test, vícefaktorová ANOVA a pro porovnání dvojic Fischerův LSD test.

VÝSLEDKY

Pro splnění daného cíle zjistit souvislost mezi ideomotorikou a posturální motorikou jsme zpracování výsledků zaměřili k odpovědi na tyto otázky:

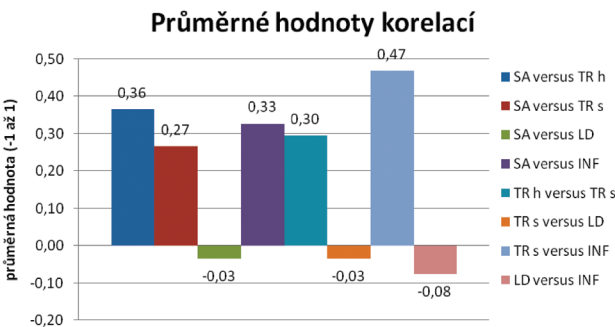
1. Lze popsat charakteristické svalové synergie pletencového svalstva provázející konkrétní pohyb ruky?

- Je možné prokázat synergistickou aktivitu sledovaných pletencových a předloketních svalů?
- Jaký vliv má patologie v oblasti ramenního pletence, konkrétně st.p. sutuře rotátorové manžety, na tyto jevy?

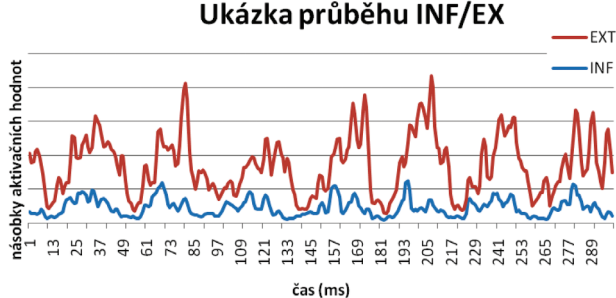
Nejprve jsme hodnotili korelační koeficienty mezi dvojicemi svalů jako metodu určení jejich vzájemné síly vztahu. Párování proběhlo při počtu párovaných hodnot $n = 900$. Kritická hodnota na hladině významnosti 0,05 odpovídá hodnotě 0,6. Pro větší korektnost výsledku byla zvolena, vzhledem k velkému počtu prvků, hodnota 0,1. Statistickou významnost korelací si ozřejmujeme jako zhodnocení relativních četností výskytu, porovnání pacientů a zdravých probandů pak pomocí Mann-Whitneyova U-testu. Pro vyhodnocení statisticky významných rozdílů mezi výkonem jednotlivých svalů byl použit LSD test (vícefaktorová ANOVA). Jako první byly objektivizovány svalové synergie pletencových svalů při cyklickém pohybu akra (graf 1).

Vysoké korelační koeficienty a současně statistickou významnost **společného zapojení vykazují dvojice svalů**: m. serratus anterior a m. trapezius p. descendens, m. serratus anterior a m. trapezius pars transversa, m. infraspinatus je ve vysokých korelacích s m. serratus anterior a m. trapezius – střední částí a v přímém antagonismu s m. latissimus dorsi (prokázáno negativní korelací). Tyto **funkční vztahy poukazují na význam aktivní svalové stabilizaci lopatky pro funkci zevních rotátorů paže**.

V další fázi studie jsme hledali odpověď na otázku existence zdánlivě vzdálených svalových synergií – akrálních a pletencových svalů. Byl nalezen **statisticky významný rozdíl v korelacích m. infraspinatus a extenzorů zápěstí a mezi nimi a m. serratus anterior**. Jak můžeme sledovat na příkladu v grafu 2, křivky svalů mají společný průběh, jen vykazují vzájemný časový posun vůči sobě. Z důvodu časového posunu byla provedena křížová korelace. Časový posun průběhu křivek ak-



Graf 1. Průměrné hodnoty korelačních koeficientů proximálních svalů.
Legenda: SA- m. serratus anterior, TR h- m. trapezius pars ascendens, TR s – m. trapezius pars transversa, INF – m. infraspinatus, LD – m. latissimus dorsi

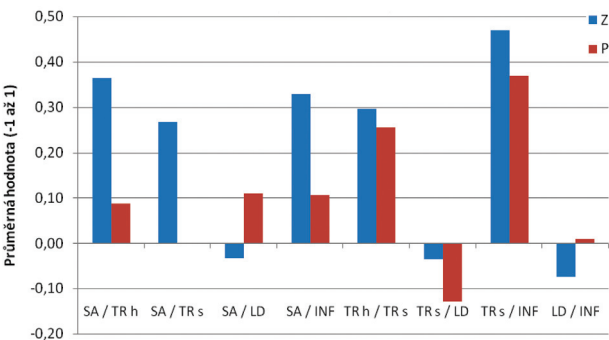


Graf 2. Průběh časové křivky PEMG záznamu m. infraspinatus (INF) a mm. extensores antebrachii (EXT).

tivity jednotlivých svalů se pohyboval do 100 ms, což vzhledem k délce jednoho cyklu pohybu akra 500 ms představuje velmi krátký úsek pohybu, konkrétně zápěstí do dorzální flexe.

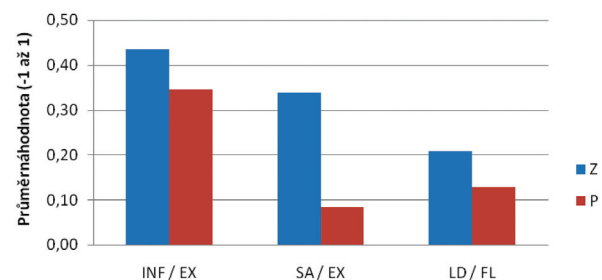
V další fázi studie jsme se pokusili **objektivizovat vliv patologie v oblasti ramenního pletence na výkonnost akrálního projevu**. V naší studii jsme vycházeli z názoru, že léze manžety rotátorů má za následek významné narušení stability glenohumerálního kloubu a je vyústěním poruchy koordinované funkce svalů ramenního pletence. Konvenčně se uvažuje často jen o svalch RM. Z klinické empirie víme o stejně časté a významné **dysfunkci m. serratus anterior**. Existují studie, potvrzující sníženou aktivitu tohoto svalu u těchto muskuloskeletních nemocných (15). K podobnému výsledku jsme dospěli pomocí matematické analýzy plochy pod křivkou záznamu m. serratus anterior v testovaných podmínkách a velikost integrálů byla porovnána mezi zdravou a kontrolní skupinou. Skupina pacientů vykazovala nižší hodnoty ve všech fázích hodnocených sekvencí pohybu, což je považováno za projev svalové únavy, snížení výkonnosti.

V poslední fázi studie byly prokázány změny v proximálních svalových synergiích mezi zdravou a kontrolní skupinou. Pozorovali jsme významné snížení korelace u všech dvojic s m. serratus anterior, které u zdravých probandů vykazovaly vysoké korelace (viz výše). Naopak byla zjištěna pozitivní korelace mezi m. serratus anterior a m. latissimus dorsi, na rozdíl od skupiny zdravých probandů, u kterých byl jejich vztah reciproční. Můžeme tak usuzovat na neekonomickou synchronní aktivitu zevní a vnitřně-rotáčnických svalů paže, jejímž cílem je naprosto uniformním způsobem zajistit funkční stabilitu glenohumerálního kloubu bez schopnosti přizpůsobovat míru své aktivace vzhledem k prováděnému úkonu akra (graf 3). Tato ztráta variabilně se adaptovat na zevní podmínky se projevila také v následujících výsledcích, kdy došlo k významným rozdílům v průměrných hodnotách korelací u zdravých probandů a pacientů mezi proximálními a distálními svaly. Nejvýznamněji došlo k po-



Graf 3. Průměrné hodnoty korelačních koeficientů proximálních svalů u zdravých probandů a pacientů.

Legenda: SA - m. serratus anterior, TR h - m. trapezius pars ascendens, TR s - m. trapezius pars transversa, INF - m. infraspinatus, LD - m. latissimus dorsi, Z - zdraví, P - pacienti



Graf 4. Průměrná hodnota korelačních koeficientů proximálních versus distálních svalů u zdravých probandů a pacientů.

Legenda: SA - m. serratus anterior, INF - m. infraspinatus, LD - m. latissimus dorsi, EX - extensores antebrachii, FL - mm. flexores antebrachii, Z - zdraví, P - pacienti

klesu souhlasné aktivity u dvojice m. serratus anterior a mm. extensores antebrachii – o více než 76 % (graf 4). Současně skupina pacientů s lézí rotátorové manžety vykazuje celkově nižší výkon v zapojení extenzorů a flexorů zápěstí (při analýze plochy pod křivkou záznamu).

DISKUSE A ZÁVĚR

Výsledky našeho experimentu objektivizují předpokládané kineziologické souvislosti i terapeutickou empirii. Poukázali jsme na existenci určitých preferenčních zákonitostí svalových souher, nutných pro zajištění dynamického pohybu ruky. Současně se prokázala závislost výkonnosti akrálního projevu na kvalitě proximálního zajištění.

Skupina pacientů s lézí rotátorové manžety vykazuje změny v distribuci svalové aktivity ve srovnání se souborem zdravých probandů. Kromě výše uvedeného snížení výkonu m. serratus anterior a extenzorů a flexorů zápěstí (při analýze plochy pod křivkou záznamu) dochází naopak v případě některých proximálních svalů, konkrétně m. infraspinatus, m. latissimus dorsi a horní trapezius k významně vyšší aktivitě než u skupiny zdravých. Nejvyšší nárůst aktivity zazname-

náme u m. trapezius p. descendens. Stejný výsledek nárůstu aktivity horní části trapézového svalu a pokles aktivity m. serratus anterior prezentují ve své studii Ludewig a Cook (15). Také studie Kelly a kol. (9) uvádí signifikantní rozdíl v nárůstu aktivity m. supraspinatus a horního trapeziu u pacientů s lézí rotátorové manžety během zadaných úkolů formou funkčních testů horní končetiny. Bohužel není v možnostech povrchové elektromyografie snímat aktivitu svalstva hlouběji uloženého, které se na stabilizaci segmentu podílí prioritně.

Pro terapii může být významnou informací souvislost aktivity extenzorů zápěstí s m. serratus anterior a m. infraspinatus. Dosažení koordinované souhry těchto svalů, ve „funkčním antagonismu“ s dalšími svaly lopatkového pletence, je podstatou funkční stabilizace pletence ramenního. Nalézt způsob facilitace aktivity těchto svalů je klíčem pro reedukaci elevačních a zevně rotačních pohybů paže u následků poruch ramenního pletence v podstatě jakékoli etiologie.

LITERATURA

- BASMAJIAN, J. V., DE LUCA C. J.: Muscles alive: Their functions revealed by electromyography (5th ed.). Baltimore: Williams and Wilkins, 1985. ISBN 0-6830-0433-6.
- CANALE, T. S.: Campbell's operative orthopaedics. Saint Louis, Mosby, 1998.
- D'AVELLA, A., PORTONE, A., FERNANDEZ, L., LACQUANITI, F.: Control of fast-reaching movements by muscle synergy combinations [online]. Journal of Neuroscience, roč. 26, 2006, č. 30, Dostupné z WWW: <http://www.jneurosci.org/cgi/reprint/26/30/7791> [cit. 2010-01-10]. s. 7791-7810. ISSN 0270-6474.
- DE LUCA, C. J.: The use of surface electromyography in biomechanics. Journal of Applied Biomechanics, roč. 13, 1997, s. 135-163.
- DEVANNE, H., CASSIM, F., ETHIER, CH., BRIZZI, L., THEVENON, A., CAPADAY, CH.: The comparable size and overlapping nature of upper limb distal and proximal muscle representation in the human motor cortex. European Journal of Neuroscience, roč. 23, 2006, s. 2467-2476.
- ENOKA, R. M.: Neuromechanics of human movement (3rd ed.). Champaign, Human Kinetics, 2002. ISBN 0-7360-0251-0.
- HLUŠTÍK, P., MAYER, M.: Paretic hand in stroke: From motor cortical plasticity research to rehabilitation. Cognitive and Behavioral Neurology, roč. 19, 2006, č. 1.
- HUMMEL, C. F., COHEN, L. G.: Drivers of brain plasticity. Current Opinion in Neurology, roč. 18, 2005, s. 667-674.
- KELLY, B. T. a kol.: Differential patterns of muscle activation in patients with symptomatic and asymptomatic rotator cuff tears. Journal of Shoulder and Elbow Surgery, roč. 14, 2005, s. 165-171.
- KONRAD, P.: EMG-fibel: Eine praxisorientierte Einführung in die kinesiologische Elektromyographie. Výukový materiál firmy Noraxon, 2005.
- KRUTKY, M. A., PERREAULT, E. J.: Motor cortical measures of use-dependent plasticity are graded from distal

to proximal in the human upper limb. *Journal of Neurophysiology*, roč. 98, 2007, č. 6, s. 3230-3241. ISSN 0022-3077.

12. LATASH, M. L., ANSON, J. G.: Synergies in health and disease: Relation to adaptive changes in motor coordination. *Physical Therapy*, roč. 86, 2006, č. 8, s. 1151-1160.

13. LATASH, M. L.: Neurophysiological basis of movement. (2.ed.) USA, Human Kinetics, 2008. ISBN -10: 0-7360-6367-6.

14. LATASH, M. L.: Synergy. (1.ed.) New York, Oxford University Press, 2008. ISBN 978-0-19-533316-9.

15. LUDEWIG, P. M., COOK, T. M.: Alterations in shoulder kinematics and associated muscle activity in people with symptoms of shoulder impingement. *Physical Therapy*, roč. 80, 2000, č. 3, s. 276-291.

16. MELGARI, J. M., PASQUALETTI, P., PAURIO, F., ROSSINI, P. M.: Muscles in "Concert": Study of Primary Motor Cortex. Upper Limb Functional Topography. *PloSOne*, roč. 3, 2008, č. 8.

17. MUELLBACHER, W. a kol. Improving hand function in chronic stroke. *Archives of Neurology*, roč. 59, 2002, s. 1278-1282.

18. NEILSON, P. D., NEILSONA, M. D.: On theory of motor synergies [online]. *Human movement science*, 2010. Elsevier, Dostupné z WWW: <http://www.sciencedirect.com/> [cit. 2010-05-01]. ISSN 0167-9457.

19. SHEIKHZADEH, A., YOON, J., PINTO, V. J., KWON, Y. W.: Three-dimensional motion of the scapula and shoulder during activities of daily living. 2008. s. 936-942.

20. SCHIEPPATI, M., TROMPETTO, C., ABBRUZZESE, G.: Selective facilitation of responses to cortical stimulation of proximal and distal arm muscles by precision tasks in man. *Journal of Physiology*, 1996, č. 2, s. 551-562.

21. SCHUSTEROVÁ, B., KROBOT, A., BASTLOVÁ, P., MÍKA, R., MÍKOVÁ, M.: Podstata a cíle léčebné rehabilitace ramenního pletence u hemiparetika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství, ČLS JEP*, Praha, roč. 11, 2004, č. 1, s. 52-58. ISSN 1211-2658.

22. TING, L. H., MCKAY, J. L.: Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology*, roč. 17, 2007, č. 6, s. 622-628.

23. TRESCH, M. C., JARC, A.: The case for and against muscle synergies. *Current Opinion in Neurobiology*, roč. 19, 2009, č. 6, s. 601-607.

24. VÉLE, F.: *Kineziologie*. (1. vyd.). Praha, TRITON, 2007. ISBN 978-80-7254-837-8.

Mgr. et Mgr. Petra Bastlová, Ph.D.
Ústav fyzioterapie FZV UP
I. P. Pavlova 6
775 20 Olomouc
e-mail: petra.bastlova@upol.cz

OZNÁMENÍ

Kurz „Diagnostika a léčba bolesti v rehabilitaci“

V souladu s koncepcí přípravy k atestaci v oboru Rehabilitační a fyzikální medicína se připravuje pro další zájemce kurz seznamující s diagnostikou, diferenciální diagnostikou a s léčebnými postupy aplikovatelnými v rámci rehabilitace ke zvládnutí bolestivých stavů, zejména chronických. Obsahem kurzu je seznámení se základními teoretickými poznatky a praktickými dovednostmi v kontaktu s pacienty s algickými syndro-

my v oblasti léčebné rehabilitace. Garantem kurzu je prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc. Výuka se bude konat na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci.

Kurz se koná **od čtvrtka do soboty** a přesné určení termínu a rámcový program nejbližšího dalšího kurzu, který se uskuteční ve dnech **2. - 4. června 2011**, budou uvedeny na internetu na adrese: www.fyziomed.cz.

VYUŽITÍ NEUROFYZIOLOGICKÝCH POSTUPŮ U NEUROGENNÍCH PARÉZ BŘIŠNÍ STĚNY

Horáček O.¹, Schreier B.¹, Lisý J.², Kobesová A.¹, Kolář P.¹

¹ Klinika rehabilitace a TVL FN Motol a 2. LF UK, Praha,
přednosta doc. PaedDr. P. Kolář, Ph.D.

² Klinika zobrazovacích metod FN Motol a 2. LF UK, Praha,
přednosta doc. MUDr. M. Roček, CSc.

SOUHRN

Segmentální parézy břišní stěny vznikají následkem poškození příslušných nervových kořenů nebo interkostálních nervů v rozsahu míšních segmentů Th 5 až Th12. K tomu dochází např. u neuroborreliózy a diabetes mellitus, u diskogenních výhřezů v oblasti hrudní páteře, po operacích ledvin, některých operacích páteře, u některých tumorů a jako následek sportovního přetížení. V paretickém úseku zjišťujeme svalovou hypotonii, hypotrofii a zhoršení kontrakční schopnosti. To se projeví jednak vyklenováním břišní stěny v paretické oblasti především v situacích, kdy se zvyšuje nitrobřišní tlak a jednak narušením funkce břišní stěny jako celku. Diagnostika se opírá o klinické vyšetření, jehlovou elektromyografii, případně MRI břišní stěny. Důležité je včasné zahájení cílené rehabilitace, kdy se v rámci léčebné tělesné výchovy preferují neurofyziologické postupy, které nejučinněji podporují obnovení funkce paretického břišního svalstva a koordinovanou synergií břišní stěny, bránice a pánevního dna. Vhodným postupem je dynamická neuromuskulární stabilizace využívající prvky reflexní lokomoce a cvičení ve vývojových řadách.

Klíčová slova: segmentální parézy břišní stěny, diagnostika, fyzioterapie, dynamická neuromuskulární stabilizace

SUMMARY

Horáček O., Schreier B., Lisý J., Kobesová A., Kolář P.: Application of Neurophysiological Procedures in Neurogenic Pareses of Abdominal Wall

Segmental pareses of abdominal wall result from damage to relevant neural roots or intercostals nerves in the extent of medullar segments Th5 to Th12. They are encountered in borreliosis and diabetes mellitus, in discogenic prolapse in the area of thoracic vertebral column, after kidney surgery, certain operations on the spine in certain tumors and as a consequence of sport overload.

In the paretic region there is usually muscular hypotonia, hypotrophy and deterioration of contraction ability. It becomes manifest as an arch of abdominal wall as well as disorders in the function of abdominal wall as a whole. The diagnostic is based on a timely beginning of a pointed rehabilitation which prefers neurophysiological procedures within the framework of therapeutic physical education, which more effectively support restoration of the function of paretic abdominal muscles and coordinated synergy of abdominal wall, diaphragm and pelvic floor. Dynamic neuromuscular stabilization using the elements of reflex loco motion and exercise of developmental series proved to be useful procedures.

Key words: segmental pareses of abdominal wall, diagnostics, physiotherapy, dynamic neuromuscular stabilization

Rehabil. fyz. Léč., 18, 2011, No. 1, pp. 9–13.

ÚVOD

Břišní svalstvo má řadu důležitých funkcí. Podílí se např. na pohybech trupu, určuje sklon pánve, účastní se stereotypu dýchání, má i funkci posturální. K poruchám funkce břišního svalstva dochází, kromě jiných příčin, také při narušení inervace břišních svalů, kdy se rozvíjejí segmentální parézy břišní stěny. Tyto parézy se projevují charakteristickým klinickým obrazem a je třeba jejich odlišení od jiných poruch břišní stěny. Segmentální neurogenní parézy břišní stěny je možné terapeuticky ovlivnit pomocí některých metod léčebné tělesné výchovy na neurofyziologickém podkladě a jedním z účinných postupů je podle našich zkušeností i dynamická neuromuskulární stabilizace.

BŘIŠNÍ STĚNA – STAVBA, FUNKCE

Břišní stěnu tvoří skupina pěti plochých svalů, které jsou navzájem funkčně i anatomicky vázány. K břišním svalům řadíme: m. rectus abdominis, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. transversus abdominis, m. quadratus lumborum (2).

Břišní svaly pracují vždy jako celek, na každém pohybu se účastní všechny svaly, avšak ne ve stejném poměru. Břišní svaly působí společně jako svaly expirační a jejich klidový tonus udržuje orgány břišní dutiny ve správné poloze a pod určitým tlakem (zajišťují „břišní lis“), určují sklon pánve a ovlivňují tvar a pohyby páteře (8). Břišní svaly se podílejí především na flexi, rotaci a úklonu trupu

a uplatňují se při řadě stereotypů většinou ve funkci stabilizátorů. Břišní svalstvo má tedy i posturální funkci, při které v koordinované synergii s bránicí a pánevním dnem reguluje nitrobřišní tlak, a tak zepředu stabilizuje bederní a dolní hrudní páteř (7). Přitom je důležité správné pořadí aktivace jednotlivých svalových skupin participujících na stabilizační funkci (10). Při insuficienci přední stabilizace páteře prostřednictvím svalů břišního lisu se aktivují povrchové svaly, což může posléze vyústit v chronické bolesti páteře (6). Funkce břišní stěny může být narušena v důsledku různých patologických stavů, kdy dochází např. k jejímu lokálnímu mechanickému zeslabení nebo narušení kontraktility. Mezi tyto patologické stavy řadíme břišní kýlu, diastázu břišních svalů, funkční útlum některých břišních svalů (tzv. pseudoparéza) a segmentální neurogenní parézy v důsledku léze interkostálních nervů nebo nervových kořenů. O neurogenních parézách se dále zmíníme podrobněji.

PŘÍČINY PARCIÁLNÍCH (SEGMENTÁLNÍCH) PARÉZ BŘIŠNÍHO SVALSTVA

Segmentální parézy břišní stěny vznikají následkem poškození nervových kořenů nebo interkostálních nervů v rozsahu segmentů Th5 až Th12. K poškození uvedených nervových struktur dochází různými mechanismy, avšak nejčastěji se jedná o mechanické a ischemicko-kompresivní poškození. Segmentální parézy břišní stěny se mohou rozvinout např. po některých náročných sportovních výkonech, kdy dochází opakovaně k extrémnímu přetěžování dolní hrudní páteře a Th/L přechodu. Parézu břišní stěny jsme pozorovali např. u špičkového oštěpaře. Segmentální parézy břišní stěny byly také pozorovány např. při laterálních a foraminálních výhřezech meziobratlových disků v dolní hrudní páteři nebo Th /L přechodu (1, 13). Parézy břišní stěny byly popsány také jako následek radikulopatie při neuroborrelióze, jak dokládá např. práce Mormonta a spol., kteří pozorovali oslabení břišní stěny a zároveň bolesti bederní a břišní oblasti u třech pacientů s neuroborreliózou (12). Břišní parézy se objevují někdy u diabetes mellitus, kde se mohou rozvinout v rámci diabetické thorakoabdominální neuropatie, což potvrzuje např. práce Longstretha (11), který pozoroval parézu břišní stěny u 4 pacientů s diabetickou hrudní polyradikulopatií. Naše zkušenost svědčí o tom, že příčinou segmentální břišní parézy může být i peroperační poškození nervových kořenů nebo interkostálních nervů, což jsme pozorovali u třech pacientů po operacích hrudní páteře, kdy byl proveden anterolaterální operační přístup s thoracotomií.

Diagnostika břišní parézy vychází z charakteristického klinického obrazu a výsledků pomocných vyšetření

• Klinický obraz

V akutní fázi jsou často přítomné bolesti vyzařující do postiženého segmentu, někdy jsou bolesti akutní, což může imitovat onemocnění břišních nebo dolních hrudních orgánů (13). V postižených segmentech břišní stěny se rozvíjejí typické projevy periferní parézy, tj. svalová hypotonie, hypotrofie, porucha kontraktility, případně hypestezie. Pokud jsou tyto projevy nevýrazné, mohou být i přehlédnuty. Rozsah, lokalizace a tíže parézy pak závisí na tom, které nervové struktury byly poškozeny a jaký je stupeň tohoto poškození. Může být postižen buď kompletně celý myotom (celá vrstva břišních svalů), nebo jsou při inkompletním poškození nervových struktur jednotlivé svaly postiženy nerovnoměrně. V místě paretického úseku břišní stěny se objevuje „vydouvání“ (obr. 1), které je klinicky nejnápadnějším projevem břišní parézy. Vydouvání paretického úseku je zřetelné především při zvýšení nitrobřišního tlaku, a proto je lze velmi snadno odhalit při Valsalvově manévru (obr. 2). Vrchol paretického vydutí je v místě nevýraznějšího oslabení břišní stěny a je snáze zjištělné v oblasti šikmých břišních svalů než v oblasti přímých břišních svalů. Po snížení nitrobřišního tlaku paretické vydutí opět mizí a při klidném dýchání může být v paretickém úseku patrná naopak lehká konkavita. Pro diagnostiku je důležité též neurologické vyšetření,



Obr. 1. Segmentální paréza v levém dolním břišním kvadrantu. Pacient B. T., 38 let. Stp. operaci páteře pro kominutivní frakturu L1 s využitím bočního přístupu a následném poškození interkostálních nervů Th 10, 11. Je patrné vydouvání paretického úseku břišní stěny ve stoje při klidném dýchání v segmentu Th 10, 11, 12 s maximem v segmentu Th 11. Nad paretickým vydutím je patrná naopak lehká konkavita. Na obrázku vpravo je viditelná jizva po laterálním operačním přístupu.



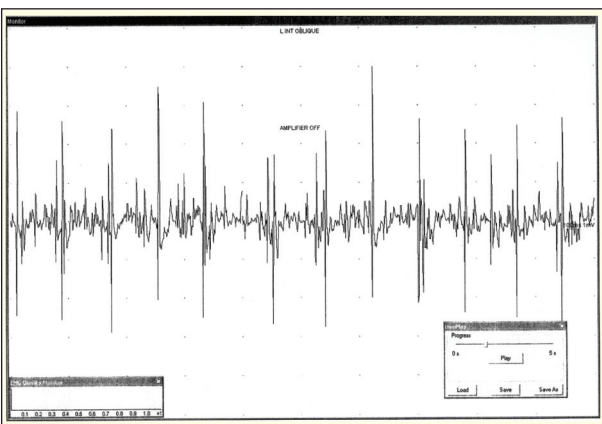
Obr. 2. Valsalvův manévru. Pacient J. B., 68 let. Stp. operaci páteře pro frakturu Th 12 - náhrada obratlového těla Th 12 s využitím bočního přístupu. Stp. poškození interkostálních nervů Th 11, 12 vlevo. Při tomto manévru je patrné lokální parietické vydouvání v segmentech Th 11, 12.

kdy při vyšetření břišních reflexů zjistíme hyporeflexii nebo areflexii a dochází k asymetrické nebo insuficientní svalové kontrakci v postiženém úseku. Je třeba přitom dbát na správný způsob vyšetřování břišních reflexů (3).

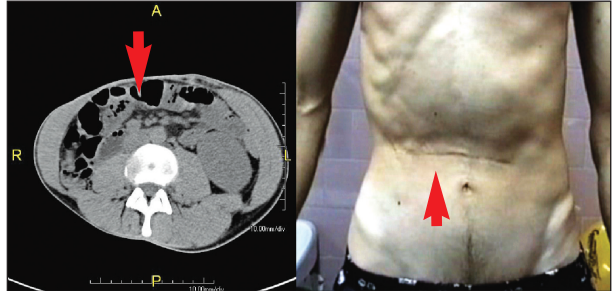
Pro diagnostiku břišní parézy jsou důležitá také pomocná vyšetření, především elektromyografické vyšetření a magnetická rezonance (MRI).

• Elektromyografické vyšetření

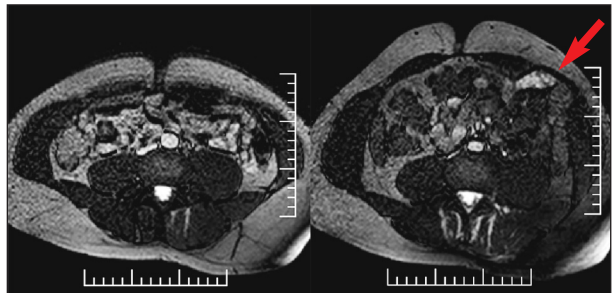
Jehlová elektromyografie umožňuje při neurogenních parézách břišní stěny v postiženém myotomu zachytit akutní nebo chronický neurogenní vzorec (13). Prokáže se tak neurogenní postižení v myotomu odpovídajícímu příslušnému nervovému kořeni nebo interkostálnímu nervu. Vyšetření umožňuje upřesnit rozsah a tíži postižení a při opakovaném vyšetření lze posoudit dynamiku změn a do určité míry také upřesnit prognózu (obr. 3). Somatosenzorické a motorické evoko-



Obr. 3. Elektromyografický nálezu u pacienta s parézou v oblasti pravého dolního břišního kvadrantu. Neurogenní změny v oblasti m. rectus abdominis vpravo.



Obr. 4. Atrofie pravého m. rectus abdominis. 29letý pacient s pooperačním poškozením interkostálních nervů Th 8–10 vpravo. Na snímku vlevo je patrná výrazná atrofie pravého m. rectus abdominis (označeno šipkami) ve srovnání s levou stranou. Atrofie je zřejmá i při pohledu na břišní stěnu v pravém horním břišním kvadrantu (snímek vpravo).



Obr. 5. MRI břišní stěny (dynamické sekvence) u 38letého pacienta s pooperačním poškozením interkostálních nervů Th 10–11 vlevo. Na obrázku vlevo je nálezu v oblasti břišní stěny při klidném dýchání, kdy je nálezu na břišní stěně stranově symetrický, na obrázku vpravo je nálezu při Valsalvově manévru, kdy je patrné atrofické zeslabení a zřetelné vyklenování šikmých břišních svalů vlevo ve srovnání s pravou stranou.

vané potenciály pak umožní vyloučit myelopatii a míšni poškození (13).

• MRI břišní stěny

Umožňuje spolehlivě zachytit atrofii - zeslabení - vrstvy břišních svalů, která se při parézách vždy rozvíjí. Na základě MRI lze také diferencovat postižení jednotlivých vrstev břišní stěny a provést stranové porovnání (obr. 4). Pomocí kontrolního vyšetření MRI lze posoudit dynamiku změn. Lokalizaci a vrchol vydouvání parietického úseku břišní stěny při Valsalvově manévru přesně ukáže dynamická sekvence sledující pohyb svalů během dýchání pacienta či při břišním lisu (obr. 5). K vyšetření lze použít sekvenci sB-TFE (1,5 T Interna). Jde o balancovanou gradientní sekvenci v SSFP, tj., „steady state free precession“ (tzv. koherentního echa). Tato sekvence umožňuje skiaskopické sledování pohybů břišní stěny při dýchání či Valsalvově manévru.

Diferenciálně diagnosticky je třeba odlišit od neurogenní segmentální parézy, především: 1. kýlu v jizvě, 2. diastázu břišních svalů, 3. funkční útlum (pseudoparézu) v oblasti břišní stěny. V pří-



Obr. 6. Reflexní otáčení II. fáze. Stimulační zóny jsou na mediální hraně horní lopatky a na spina iliaca anterior superior, dochází k aktivaci zejména šikmých břišních řetězců. Cílem je vyrovnaná aktivita ventrální a dorzální muskulatury a na-
přímení Th páteře.



Obr. 7. Cvičení ve vývojových řadách - 3měsíční vzor na zádech. Provádí se volní aktivace břišní stěny. Pacient směřuje nitrobřišní tlak do míst, kam tlačí fyzioterapeut prsty, po aktivaci stabilizačního systému páteře přidává terapeut dynamizující prvky (jako jsou pohyby DK, HK atd). Dochází k aktivaci dechové vlny až do třísla, stabilizaci Th/L přechodu a ke kau-
dálnímu postavení hrudníku.



Obr. 8a-8c. Cvičení ve vývojových řadách. Při parézách břišní stěny se osvědčuje cvičení, kdy se přechází z polohy tzv. „zralého šikmého sedu“ (8. měsíc vývojového věku) do polohy tzv. „medvěda“ (9. měsíc vývojového věku). Dochází k výrazné aktivaci břišních svalů, zejména k aktivaci šikmých břišních řetězců.

padě kýly v jivzvě, která může být lokalizována v různých oblastech břišní stěny, dochází k narušení kontinuity břišní stěny. Jde o čistě mechanickou příčinu oslabení břišní stěny při neporušené inervaci břišních svalů. Vyklenování břišní stěny se u kýly objeví v místě největšího mechanického oslabení. Při diastáze břišních svalů dochází též k mechanickému oslabení břišní stěny následkem rozestupu přímých břišních svalů. U diastázy k vyklenování břišní stěny ale nedochází v průběhu segmentu, nýbrž má kraniokaudální průběh. Inervace břišních svalů je zde také neporušená. Funkční útlum břišního svalstva (pseudoparéza) postihuje, na rozdíl od segmentální neurogení parézy, obvykle rozsáhlejší oblasti břišní stěny. Inervace břišních svalů je u pseudoparézy také neporušená.

• Fyzioterapie

Úkolem rehabilitace u parciálních břišních paréz je především zlepšení trofiky a funkce postiženého svalstva. Usilujeme především o obnovu koordinované synergie břišního svalstva, bránice a pánevního dna a dále o zlepšení dechového stereotypu. U paréz břišních svalů následkem léze interkostálních nervů vychází rehabilitace z podobných zásad jako u jiných periferních paréz. Jsou zde však odlišnosti vyplývající z výjimečnosti břišních svalů. Při terapii periferních paréz v oblasti končetin se kromě LTV na neurofyziologickém pokladě provádějí též analytické postupy (4, 5). V případě segmentální parézy břišních svalů však analytické postupy nelze uplatňovat a preferujeme zde metody LTV na neurofyziologickém podkladě. Tyto metody LTV umožňují pracovat současně s celým komplexem břišních a trupových svalů. Dále blíže zmiňujeme postup, který jsme preferovali u našich pacientů a se kterým máme u parciálních paréz břišních svalů dobré zkušenosti. Kromě jednoduchých facilitačních prvků (vibrace, poklepy, stimulace kožních receptorů) se u našich pacientů osvědčila zejména dynamická neuromuskulární stabilizace (9). Obrázky 6-8 ukazují prvky uvedené metody, které byly použité v rámci fyzioterapie u pacienta prezento-

aného na obr. 1, ale také u dalších našich pacientů. Metoda dynamické neuromuskulární stabilizace zahrnuje různé polohy reflexní lokomoce (obr. 6), kdy dochází k automatickému zapojení svalů břišní stěny do stabilizační funkce i stereotypu dýchání, dále se cvičí v polohách dle ontogenetického vývoje a také se provádí autoterapie ve vývojových polohách (obr. 7, 8a-8c), které jsou velmi vhodné pro aktivaci šikmých břišních svalových řetězců. Také se provádí respirační fyzioterapie.

Fyzioterapii je třeba zahájit co nejdříve po zachycení parézy, neboť tehdy bude efekt fyzioterapie nejnvýraznější. Nežádka se však setkáváme s pozdním zahájením fyzioterapie v případech, kdy zprvu byl nálezh podceňen nebo třeba i zcela přehlédnut, jelikož v popředí byly jiné problémy na které byla zaměřena pozornost ošetřujícího personálu. V některých situacích zase není včasné zahájení fyzioterapie možné a vhodné, jako např. je-li pacient po úrazech a operacích páteře, kdy je třeba dodržovat režimová opatření a pacient je dočasně limitován z hlediska pohybové zátěže páteře a některé polohy a pohyby jsou pro něj přechodně nevhodné. I v těchto případech je ale možné provádět např. elektrostimulaci proudu s šikmým tvarem impulzu a také některé jednoduché facilitační prvky a podpořit tak trofiku postiženého úseku břišní stěny. Pokud je fyzioterapie u parézy břišní stěny zahájena s velkým odstupem (více než 6měsíčním) od rozvoje parézy, její efekt se výrazně snižuje. Cílená fyzioterapie má být prováděna ale i v těch případech, kdy je zřejmé, že se stav zcela neupraví a bude přetrvávat reziduální postižení. I tehdy můžeme dle našich zkušeností docílit odstranění funkčního útlumu svalstva v okolí paretického úseku a do jisté míry zlepšit nejen funkční stav břišní stěny, ale také koordinovanou synergii břišního svalstva, bránice a pánevního dna. Důležité také je, aby pacient po zácviu pravidelně pokračoval ve cvičení i v domácím prostředí a dodržoval i jistá režimová opatření, mezi něž patří např. vyloučení situací, kdy dochází k nadměrnému zvýšení nitrobřišního tlaku a podobně. Někdy se osvědčuje dočasné použití břišního pásu ke zpevnění břišní stěny, což se může projevit také snížením subjektivních obtíží plynoucích ze svalového oslabení. Užitečný může být také dynamický taping, pomocí kterého lze také zlepšit pevnost paretického úseku.

ZÁVĚR

Parciální parézy břišní stěny mohou mít významné klinické důsledky jako je narušení stabilizační funkce páteře nebo dyskomfort v pare-

tické oblasti. Diagnostika parciálních břišních paréz se opírá o podrobnou anamnézu a objektivní vyšetření. Je potřeba podrobně vyšetřovat oblast břišní stěny, protože při povrchním vyšetření mohou být parézy snadno přehlédnuty. Důležitá je cílená rehabilitace, kdy preferujeme LTV na neurofyziologickém podkladě umožňující pracovat současně s celým komplexem břišních svalů. Cílená rehabilitace parciálních paréz břišní stěny má význam i u pacientů s déletrvající parézou břišní stěny, kdy postižení sice již není plně reverzibilní, přesto je možné zaznamenat v řadě směrů zlepšení a předejít tak vertebrogenním bolestem. Jedním z postupů, které jsou účinné při terapii parciálních břišních paréz, je podle našich zkušeností dynamická neuromuskulární stabilizace a po zácviu prováděná autoterapie vycházející z vývojové ontogenetické řady.

LITERATURA

1. BILET, F. P. J., PONSSSEN, H., VEENHUIZEN, D.: Unilateral paresis of the abdominal wall: A radicular syndrome cause by herniation of the L1-L2 disc? *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 1989, 52, s. 678.
2. ČIHÁK, R.: Anatomie I. Avicenum, Praha, 1987.
3. DICK, J. P. R.: The deep tendon and the abdominal reflexes. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 2003, 74, s. 150-153.
4. GÚTH, A., PALÁT, M.: Periférne obrny v rehabilitačnej medicíne. *Rehabilitácia*, 19, 1986, (Suppl. 33), s. 102-110.
5. HALADOVÁ, E. et al.: Léčebná tělesná výchova. Brno, Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1997.
6. HODGES, P. W. et al.: Contraction of the muscle diaphragm during postural adjustemens. *J. Physiol.*, 505, 1997, 1, s. 539-48.
7. HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C.: Activation of the human diaphragm during a repetitive postural task. *Journal of Physiology*, 522, 2000, 1, s. 165-175.
8. JANDA, V.: Funkční svalový test. Praha, Grada Publishing, 1996, s. 31-33.
9. KOLÁŘ, P. a kol.: Rehabilitace v klinické praxi. Galén, 2009, s. 233-246.
10. KOLÁŘ, P.: Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 13, 2006, 4, s. 155-170.
11. LONGSTRETH, G. F.: Diabetic thoracic polyradikulopathy: Ten patients with abdominal pain. *Am. J. Gastroenterol.*, 1997, 92, s. 502-505.
12. MORMONT, E., ESSELINCK, W., DE RONDE, T. et al.: Abdominal wall weakness and lumboabdominal pain revealing neuroborreliosis: a report of three cases. *Clin. Rheumatol.*, 2001, 20, s. 447-450.
13. STĚTKÁŘOVÁ, I., CHROBOK, J., EHLER, E., KOTLET, M.: Segmental abdominal wall paresis Cause by lateral low thoracic disc herniation. *SPINE*, 32, 2007, 22, s. 635-639.

MUDr. Ondřej Horáček, Ph.D.
Klinika rehabilitace a TVL FNM a 2. LF UK
V Úvalu 84
150 06 Praha 5
e-mail: ondrej.horacek@fnmotol.cz

VYUŽITÍ PROPRIOCEPTIVNÍ NEUROMUSKULÁRNÍ FACILITACE U PACIENTŮ S DESAULTOVOU FIXACÍ RAMENNÍHO KLOUBU

Benešová M., Holubářová J., Pánek D., Pavlů D.

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

SOUHRN

Tato pilotní studie se zabývá problematikou možného terapeutického využití konceptu propioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) u pacientů s Desaultovou fixací ramenního kloubu. Na sledované skupině 7 zdravých osob byla pomocí povrchové elektromyografie snímána elektrická aktivita musculus trapezius pars descendens, pars transversa et pars ascendens, musculus deltoideus pars acromialis, musculus infraspinatus a musculus pectoralis major pars sternocostalis levé, imobilizované končetiny, při provedení PNF vzorců na periferii imobilizované končetiny a na kontralaterální končetině. V průběhu jednotlivých vzorců byl vyhodnocen 5s úsek ustálené izometrické kontrakce. Následně byla data normalizována a vzájemně porovnávána. S ohledem na literaturu jsme definovali hodnotu nad 20 % maximální volní kontrakce (MVC) příslušného svalu za dostačující k zajištění funkční kapacity motorických jednotek daného svalu, a tím zabránění rozvoje svalových atrofií imobilizované končetiny. S výjimkou m. trapezius pars transversa dosahuje elektrická aktivita měřených svalů vyšších hodnot prováděním PNF vzorců na periferii fixované končetiny.

Klíčová slova: PNF, povrchová elektromyografie, Desaultova fixace

SUMMARY

Benešová M., Holubářová J., Pánek D., Pavlů D.: The Use of Proprioceptive Neuromuscular Facilitation in Patients with Desault Fixation of Shoulder Joint

This pilot study deals with the problems of possible therapeutic application of the concept of proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) in patients with Desault fixation of shoulder joint. In the observed group of 7 healthy subjects the authors scanned electric activity of musculus trapezius pars descendens, pars transversa et pars ascendens, musculus deltoideus pars acromialis, musculus infraspinatus and musculus pectoralis major pars sternocostalis of the left immobilized extremity, in performing PNF formulae on the periphery of the immobilized extremity and on the contralateral extremity. In the course of the individual formulae the authors evaluated 5s segment of stabilized isometric contraction. The data were subsequently normalized and mutually compared. In view of the results in literature we defined the value above 20% of maximal intentional contraction (MVC) of the relevant muscle as sufficient for securing functional capacity of motoric units of the given muscle and therefore to prevent muscular atrophies of the immobilized extremity. With the exception of m. trapezius pars transversa the electric activity of the measured muscles reached higher values while performing PNF formulae on the periphery of the fixed extremity.

Key words: PNF, surface electromyography, Desault fixation

Rehabil. fyz. Léč., 18, 2011, No. 1, pp. 14–19.

ÚVOD

Poraněním kloubu dochází k narušení mechanické a neuromuskulární stabilizace kloubu, což s sebou přináší změnu kinematiky kloubu a opakovaná zranění s progresí degenerativních změn. Terapeutickým cílem by tak mělo být obnovení funkční stability ramenního kloubu. Optimálním způsobem terapie je kombinace operačního řešení s následnou fyzioterapií. Tím je terapie zaměřena jak na obnovu mechanické stability tak i na poruchu či změnu aferentní signalizace.

Proprioceptivní neuromuskulární facilitace patří ve fyzioterapii mezi široce využívané techniky. Koncept využívá k facilitaci propioceptivní a ex-

teroceptivní stimulace. Využívá svalové protažení, manuální kontakt, taktilní, sluchovou a zrakovou stimulaci a přizpůsobený mechanický odpor. Odpor stimuluje svalovou kontrakci, zlepšuje motorickou sílu a vytrvalost. Aktivní pohyb svalu proti maximálnímu zevnímu odporu působí nejen na samotný sval, ale i na aktivitu okolních svalů tím, že snižuje práh jejich dráždivosti a facilituje jejich pohyb (5). Voss a spol. (14) definují maximální odpor při izometrické kontrakci jako největší odpor, který může být aplikován, aniž by došlo k přerušení pacientova držení. Odpor může být kladen v celé dráze pohybu nebo jen v některé jeho části nebo jeho složce (5). Pokud terapeut aplikuje nadměrný odpor, může dojít k excentric-

kontrakci daných svalů nebo kontrakci agonistů a antagonistů, neboli k obraně proti přerušení polohy zapojením všech svalů s cílem dosažení stabilizace (13).

Náležitě aplikovaný odpor tak vede k iradiaci, neboli ke zvýšené facilitaci (kontrakci) nebo inhibici (relaxaci) v synergistických svalech pohybového vzorce. Svalová aktivita silnějších svalů umožní obnovení aktivity slabých nebo inaktivních svalů (1, 5). Zastánci konceptu tvrdí, že iradiace svalové aktivity je nepřímý způsob jak navodit izometrickou kontrakci ve svalech imobilizované končetiny. Pomocí iradiace se dá předejít snížení počtu funkčních motorických jednotek, a tím svalové atrofii svalů imobilizované končetiny. Iradiace lze dosáhnout aktivací kontralaterální (zdravé) končetiny či jiných částí těla (11). V případě konceptu PNF jde o aktivaci v adekvátních pohybových vzorcích s adekvátně kladeným odporem (5, 7). Využití iradiace tak může být důležitou a efektivní součástí terapie, pokud je cílem terapie zlepšit svalovou funkci imobilizované a bolestivé končetiny již v časně fázi po operaci.

V literatuře existuje několik studií zabývajících se fenoménem iradiace v souvislosti s PNF (3, 4, 8, 11, 12). Zatím nebyl zcela jasně prokázán vliv aktivace agonistů či antagonistů na kontralaterální končetině. Jak uvádí Pink (11) ve své práci, tak Kruse a Matthews, Brunström a Sherrington ve svých uveřejněných pracích tvrdí, že efekt cvičení je u horní končetiny výrazný v agonistických svalech kontralaterální končetiny. To se však rozchází s cvičením zápěstí, kde Hellebrandt společně s dalšími autory uvádí efekt v antagonistických svalech kontralaterální končetiny. Studie provedené na dolních končetinách podporují výraznější efekt cvičení v agonistických svalech kontralaterální končetiny (2).

Nicméně, všechny výše uvedené práce se zabývají iradiací pouze z hlediska aktivace kontralaterální končetiny. Účelem této studie je nejenom zjistit, zda díky iradiaci dochází k aktivaci svalstva ramenního pletence imobilizované končetiny při provedení PNF vzorců na kontralaterální končetině, ale také, zda dochází k iradiaci svalové aktivity provedením PNF vzorců na periferii imobilizované končetiny.

Řada autorů (3, 4, 11) uvádí, že 10-20 % MVC by mělo mít účinek pro udržení stupně svalového tonu končetiny, která je dočasně znehybněna. Pink (11) ve své práci dále cituje Panina a spol., kteří považují hodnotu pod 20 % MVC za nedostatečnou. Na základě těchto dat považujeme v naší práci hodnotu 10-20 % MVC za diskutabilní, hodnotu

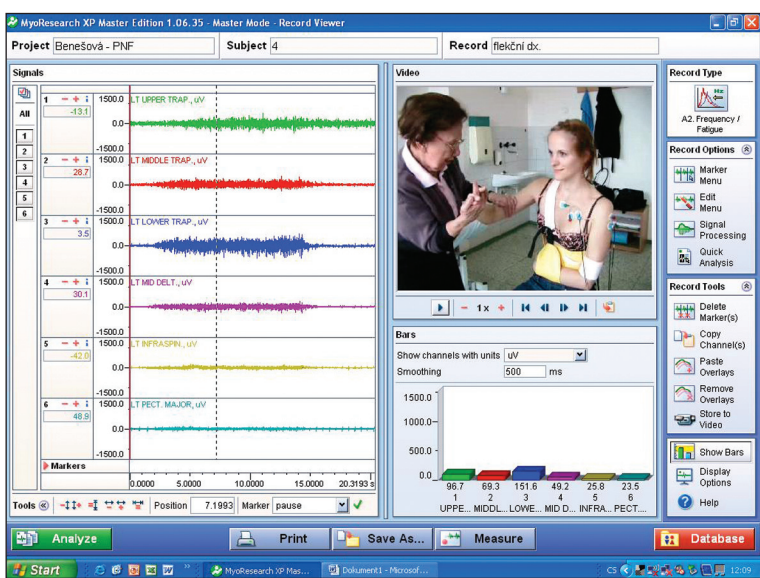
tu nad 20 % MVC příslušného svalu za dostačující k zajištění funkční kapacity motorických jednotek daného svalu, a tím zabránění rozvoje svalových atrofií imobilizované končetiny.

METODIKA

Jedná se o pilotní experimentální studii zpracovanou na skupině 7 zdravých osob (2 muži, 5 žen) ve věku 23-30 let. Pět jedinců bylo vybráno z řad studentů fyzioterapie, tj. studentů znalých techniky PNF, dvěma jedincům byla tato technika představena před experimentem. Jedinci byli bez klinických obtíží a dosud diagnostikovaných strukturálních změn v oblasti horních končetin, krční a hrudní páteře. Součástí práce je souhlas etické komise FTVS UK, informovaný souhlas jedinců s účastí ve studii a současně souhlas s prezentací výsledků v tisku.

Na sledované skupině osob byla na levé horní končetině simulována Desaultova fixace ramenního kloubu v addukci a vnitřní rotaci spolu s flexí loketního kloubu. K fixaci byla použita standardní ortéza a vybrána poloha probanda vsedě.

V rámci studie byla pomocí povrchové elektromyografie snímána elektrická aktivita svalů levé imobilizované končetiny, patřící mezi stabilizátory ramenního pletence a zároveň se dle konceptu PNF primárně aktivujících ve II. diagonále flekčním a extenčním vzorci horní končetiny (m. trapezius p. descendens, p. transversa et p. ascendens, m. deltoideus p. acromialis, m. infraspinatus a m. pectoralis major p. sternocostalis). Pro snímání elektrické aktivity svalů bylo použito jednorázových samolepících elektrod. Zemnicí elektroda byla upevněna na manubrium sterni.



Obr. 1. Izometrická kontrakce svalů kontralaterální končetiny ve střední poloze II. diagonály flekčního vzorce.

V úvodu experimentu byl proveden test maximální volní kontrakce (MVC) sledovaných svalů v poloze svalového testu dle Jandy (6). Poté byla snímána elektrická aktivita sledovaných svalů imobilizované končetiny při provedení PNF vzorců na periférii imobilizované končetiny a na kontralaterální končetině. Na periférii fixované končetiny byla provedena izometrická kontrakce svalů periferie ve výchozí poloze II. diagonály flekčního vzorce horní končetiny (Fl.l.sin.), izometrická kontrakce svalů ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce horní končetiny (Ext.l.sin.) a dále rytmická stabilizace (jako posilovací technika) fixované končetiny (RS l.sin.). Poté byla provedena izometrická kontrakce svalů kontralaterální končetiny ve střední poloze II. diagonály flekčního vzorce (Fl.l.dx.) (obr. 1), izometrická kontrakce ve střední poloze II. diagonály extenčního vzorce (Ext.l.dx.) a konečně rytmická stabilizace (jako posilovací technika) svalů kontralaterální končetiny (RS l.dx.). Techniky PNF byly prováděny zkušenou terapeutkou.

Pro měření byl použit 8kanálový telemetrický přístroj Noraxon Neurodata, software MyoResearch XP Master. EMG signál je upravován filtry Butterworth osmého řádu s pásmovou propustností 0-500 Hz a dále vzorkován dvanáctibitovým analogově-číslicovým převodníkem na vzorkova-

cí frekvenci 1500 Hz. Současně byl v průběhu měření pořízen videozáznam. Uložené záznamy byly prohlíženy a zpracovány v programu MyoResearch XP, Master Edition. Analýza dat proběhla v aplikaci The Standard EMG Analysis Protocol. Syrový EMG záznam byl vyhlazen a rektifikován, byly odstraněny případné artefakty (9, 10).

U testů MVC byl vybrán a analyzován 3s interval ustálené izometrické kontrakce, u PNF vzorců byl tento interval 5s. Pro každou analyzovanou periodu byla vypočtena střední hodnota amplitudy a plocha pod křivkou. Normalizací byla data procentuálně vztažena k hodnotě MVC příslušného svalu a vzájemně porovnávána.

VÝSLEDKY

Testované svaly dosahují poměrně velké variability EMG aktivity, co se jednotlivých probandů a jednotlivých PNF vzorců týká. Vše je dobře patrné v tabulkách 1-6.

Co se týká hodnot aktivace m. trapezius p. descendens, největší aktivity tento sval dosahuje rytmickou stabilizací kontralaterální končetiny (51,75 % MVC) u čtvrtého probanda. U téhož probanda dosahuje vyšších hodnot také rytmickou

Tab. 1. Aktivace m. trapezius p. descendens (v % MVC).

p.descendens	Fl.l.dx.	Ext.l.sin.	RS l.dx.	Fl.l.sin.	Ext.l.sin.	RS l.sin.
Proband 1	6,46%	4,34%	6,15%	5,29%	7,05%	6,01%
Proband 2	2,82%	2,84%	3,11%	3,47%	5,81%	11,04%
Proband 3	13,43%	4,24%	7,39%	7,39%	17,37%	10,05%
Proband 4	31,90%	17,52%	51,75%	3,52%	21,33%	42,73%
Proband 5	6,62%	13,50%	2,02%	2,66	23,54%	7,82%
Proband 6	14,30%	9,32%	10,01%	8,41%	16,27%	19,79%
Proband 7	2,16%	2,23%	3,01%	4,55%	21,89%	18,20%

Tab. 2. Aktivace m. trapezius p. transversa (v % MVC).

p.transversa	Fl.l.dx.	Ext.l.sin.	RS l.dx.	Fl.l.sin.	Ext.l.sin.	RS l.sin.
Proband 1	43,44%	47,55%	69,75%	23,01%	15,02%	23,29%
Proband 2	7,49%	11,05%	6,47%	7,17%	5,27%	7,08%
Proband 3	17,09%	8,61%	9,86%	11,47%	14,99%	10,66%
Proband 4	13,61%	15,04%	23,92%	14,13%	12,37%	22,30%
Proband 5	6,76%	10,13%	8,29%	10,69%	14,72%	14,72%
Proband 6	13,66%	14,62%	12,14%	16,81%	12,87%	15,41%
Proband 7	21,49%	17,56%	26,71%	15,47%	10,15%	10,09%

Tab. 3. Aktivace m. trapezius p. ascendens (v % MVC).

p.ascendens	Fl.l.dx.	Ext.l.sin.	RS l.dx.	Fl.l.sin.	Ext.l.sin.	RS l.sin.
Proband 1	10,87%	12,78%	18,68%	6,92%	2,95%	6,11%
Proband 2	20,23%	23,39%	26,55%	60,59%	70,01%	95,62%
Proband 3	8,28%	4,17%	6,07%	11,85%	18,98%	14,96%
Proband 4	27,09%	28,88%	48,12%	25,30%	19,65%	30,46%
Proband 5	9,92%	9,16%	8,54%	13,03%	12,29%	14,57%
Proband 6	21,94%	14,69%	17,38%	26,60%	34,48%	30,10%
Proband 7	13,10%	13,58%	13,78%	12,01%	12,32%	7,30%

Tab. 4. Aktivace m. deltoideus p. acromialis (v % MVC).

p.deltoideus	Fl.I.dx.	Ext.I.sin.	RS l.dx.	Fl.I.sin.	Ext.I.sin.	RS l.sin.
Proband 1	4,48%	3,54%	5,43%	4,30%	15,37%	4,67%
Proband 2	1,86%	1,86%	2,11%	4,14%	18,65%	20,29%
Proband 3	0,69%	0,60%	0,72%	1,49%	16,90%	2,90%
Proband 4	2,18%	1,70%	16,10%	3,51%	41,08%	34,80%
Proband 5	0,81%	1,31%	0,79%	4,08%	25,45%	22,43%
Proband 6	3,56%	2,53%	2,89%	3,56%	19,54%	7,38%
Proband 7	1,36%	1,65%	5,51%	1,70%	6,31%	11,40%

Tab. 5. Aktivace m. infraspinatus (v % MVC).

p.infraspinatus	Fl.I.dx.	Ext.I.sin.	RS l.dx.	Fl.I.sin.	Ext.I.sin.	RS l.sin.
Proband 1	2,79%	2,81%	3,88%	6,88%	5,49%	7,07%
Proband 2	4,05%	4,13%	5,51%	16,21%	17,79%	26,18%
Proband 3	2,56%	2,80%	2,39%	12,37%	22,86%	15,41%
Proband 4	4,27%	2,25%	11,10%	3,56%	21,54%	15,15%
Proband 5	1,81%	2,73%	1,62%	14,43%	12,53%	8,43%
Proband 6	2,82%	1,72%	1,99%	2,44%	4,12%	3,95%
Proband 7	23,10%	2,63%	6,13%	3,46%	17,05%	11,54%

Tab. 6. Aktivace m. pectoralis major p. sternocostalis (v % MVC).

p.pectoralis major	Fl.I.dx.	Ext.I.sin.	RS l.dx.	Fl.I.sin.	Ext.I.sin.	RS l.sin.
Proband 1	29,45%	22,69%	33,92%	36,75%	23,66%	41,46%
Proband 2	4,94%	5,00%	4,35%	10,55%	6,10%	10,39%
Proband 3	5,53%	8,03%	4,99%	15,02%	9,13%	7,96%
Proband 4	14,46%	11,84%	22,18%	49,79%	23,91%	14,27%
Proband 5	36,44%	30,87%	24,82%	28,80%	28,08%	23,55%
Proband 6	5,61%	4,70%	4,82%	14,83%	3,62%	11,33%
Proband 7	16,61%	15,68%	17,88%	34,57%	22,93%	19,14%

stabilizací periferie fixované končetiny (42,73 % MVC) a izometrickou kontrakcí kontralaterální končetiny ve střední poloze II. diagonály flekčního vzorce (31,90 % MVC). Co se týká ostatních měření, v dalších pěti případech přesahuje procentuální hodnota aktivace svalu 20 % MVC, v jedenácti případech přesahuje 10 % MVC. V ostatních případech je hodnota procentuální aktivace svalu pod 10 % MVC. Nejnižší aktivitu (2,02 % MVC) lze spatřit během rytmické stabilizace kontralaterální končetiny u pátého probanda.

Stejně jako m. trapezius p. descendens, m. trapezius p. transversa dosahuje největší aktivity (69,75 % MVC) rytmickou stabilizací kontralaterální končetiny, a to u prvního probanda. U stejného probanda dosahuje vyšších hodnot také izometrickou kontrakcí periferie fixované končetiny ve výchozí poloze flekčního (43,44 % MVC) a extenčního (47,55 % MVC) vzorce. Nejnižší hodnoty dosahuje u druhého probanda izometrickou kontrakcí periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce (5,27 % MVC). V dalších šesti měřeních přesahuje procentuální aktivace svalu 20 % MVC, ve 24 měřeních pak hodnotu 10 % MVC.

M. trapezius p. ascendens dosahuje největší aktivity rytmickou stabilizací periferie fixované kon-

četiny u druhého probanda (95,62 % MVC). Naopak nejnižší hodnoty dosahuje izometrickou kontrakcí periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce u prvního probanda (2,95 % MVC). Co se ostatních měření týká, m. trapezius p. ascendens dosahuje poměrně vysokých hodnot procentuální aktivace při izometrické kontrakci periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály flekčního (60,59 % MVC) a extenčního vzorce (70,01 % MVC) vzorce horní končetiny. V dalších dvanácti měřeních přesahuje aktivita 20 % MVC, v sedmnácti měřeních pak 10 % MVC.

Co se týká aktivity m. deltoideus p. acromialis, největší aktivity dosahuje izometrickou kontrakcí periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce u čtvrtého probanda (41,08 % MVC). Vyšší hodnoty dále dosahuje u téhož probanda, a sice 34,80 % MVC při rytmické stabilizaci periferie fixované končetiny. Nejvyšší aktivity dosahuje u třetího probanda izometrickou kontrakcí kontralaterální končetiny ve střední poloze II. diagonály extenčního vzorce (0,60 % MVC). V dalších třech měřeních přesahuje hodnota procentuální aktivace svalu 20 % MVC, v šesti měřeních přesahuje 10 % MVC. Hodnoty větší než 10 % MVC tento sval dosahuje především izometrickou kontrakcí periferie fixované

končetiny z výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce, nebo rytmickou stabilizací periferie fixované končetiny. V ostatních technikách dosahuje aktivita svalu zanedbatelných hodnot.

M. infraspinatus je sval, u něhož dochází k největší aktivaci rytmickou stabilizací periferie imobilizované končetiny u druhého probanda (26,18 % MVC). Nejméně se pak sval aktivuje rytmickou stabilizací kontralaterální končetiny u pátého probanda (1,62 % MVC). Stejně jako u m. deltoideus p. acromialis v dalších měřeních přesahuje procentuální aktivace svalu třikrát 20 % MVC. Desetkrát pak překračuje 10 % MVC. Podobně jako m. deltoideus pars acromialis i tento sval dosahuje největších hodnot izometrickou kontrakcí periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce spolu s rytmickou stabilizací periferie imobilizované končetiny. Sval dosahuje markantních rozdílů v aktivaci při provádění PNF vzorců na periférii fixované končetiny oproti provedení vzorců na kontralaterální končetině.

Konečně m. pectoralis major p. sternocostalis dosahuje největší aktivity izometrickou kontrakcí kontralaterální končetiny ve střední poloze II. diagonály flekčního vzorce u čtvrtého probanda (49,79 % MVC). Nejméně se aktivuje izometrickou kontrakcí periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce u šestého probanda (3,62 % MVC). Co se ostatních měření týká, m. pectoralis major p. sternocostalis dosahuje poměrně vysokých hodnot procentuální aktivace u prvního probanda při rytmické stabilizaci periferie fixované končetiny (41,46 % MVC), resp. při rytmické stabilizaci kontralaterální končetiny (33,92 % MVC), a také při izometrické kontrakci periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály flekčního vzorce (36,75 % MVC). Vyšších hodnot dále dosahuje u pátého probanda, a sice při izometrické kontrakci kontralaterální končetiny ve střední poloze flekčního (36,44 % MVC), resp. extenčního (30,87 % MVC) vzorce. V dalších jedenácti měřeních přesahuje aktivita 20 % MVC, ve dvanácti měřeních pak 10 % MVC.

DISKUSE

Výsledky podporují tvrzení o iradiaci svalové aktivity. Iradiací dochází k facilitaci synergistických svalů pohybového vzorce.

V dostupné literatuře (3, 4, 8, 11, 12) je iradiace testována vždy aktivací svalů kontralaterální (zdravé) končetiny. Naše práce předkládá možnost facilitace svalstva ramenního pletence imobilizované končetiny také aktivací svalů periferie imobilizované končetiny. Právě tímto způsobem dosahuje aktivace měřených svalů vyšších hodnot.

Pouze m. trapezius p. transversa dosahuje procentuálně vyšších hodnot prováděním PNF vzorců na kontralaterální končetině. Markantní rozdíly mezi oběma způsoby pozorujeme zejména u m. deltoideus pars acromialis, kdy aktivita svalu dosahuje hodnot nad 10 % MVC především izometrickou kontrakcí periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce či rytmickou stabilizací periferie fixované končetiny. Podobně je tomu u m. infraspinatus. K aktivaci těchto dvou svalů se tak jeví jako optimální právě využití izometrické kontrakce periferie fixované končetiny ve výchozí poloze II. diagonály extenčního vzorce či využití rytmické stabilizace.

Dostupná literatura (3, 4, 11) uvádí, že 10-20 % MVC by mělo mít účinek pro udržení stupně svalového tonu končetiny, která je dočasně znehybněna. Hodnota procentuální aktivace vybraných svalů u některých měření tudíž může být diskutabilní, nicméně hodnoty zaznamenané u dalších měření jsou vysoko nad úrovní hodnot považovaných za dostatečné. Ve srovnání s literaturou dosahuje aktivace měřených svalů vyšších hodnot. Pink (11) uvádí výsledky Paniniho a spol., kteří ve své práci dokonce uvádějí, že žádná hodnota nepřesáhla úroveň 20 % MVC. Toto může mít souvislost také s polohou probanda při měření. S ohledem na eliminaci artefaktů, které by mohly vzniknout překrytím elektrod, byla pro měření vybrána poloha probanda vsedě, zatímco literatura uvádí polohu probandů vleže na zádech. Vzhledem k tomu, že excitabilita motoneuronů je vsedě vyšší než vleže, vliv polohy bude hrát zcela jistě svou roli. Neméně podstatnou roli pak budou mít další technicky nepostihnutelné faktory, jako je zručnost terapeuta, tlak, kterým působí, vztahy mezi nastavením segmentů horní končetiny, svalové komponenty odporu, efekt gravitace. Voss a spol. (14) zdůrazňují, že velmi záleží na zručnosti terapeuta, na jeho schopnosti vnímat možnosti probanda a klást mu ideální odpor.

Připomeneme-li výběr probandů, studie byla provedena na 7 zdravých probandech. Podobně, na zdravých probandech, byla v roce 1994 snímána elektrická aktivita svalů kolenního kloubu při aktivaci kontralaterální dolní končetiny (3). Později bylo shodně provedeno na pacientech po artroskopii kolenního kloubu, a to již druhý den po operaci (4). Obě studie potvrzují iradiaci svalové aktivity. Navíc, výsledky jsou si u sledovaných skupin velmi podobné. Je tedy nasnadě předpokládat využití této studie například v časné fázi terapie u pacientů po artroskopické stabilizaci luxace ramenního kloubu, kdy v první fázi terapie po stabilizačním výkonu musí fyzioterapeut respektovat fixaci ramenního kloubu v adukci a vnitřní rotaci spolu s flexí loketního kloubu. Tím je umožněno zhojení přitažené tkáně, kte-

ě trvá 6 týdnů. V době fixace je terapie zaměřena na okolní volné segmenty – C, Th páteř, zápěstí a ruku. Od 6. týdne, po odstranění fixace, lze terapii cílit přímo na glenohumerální kloub (7). Využití konceptu propioceptivní neuromuskulární facilitace tak může být důležitou a efektivní součástí terapie v době, kdy nelze terapii cílit přímo na glenohumerální kloub. Otázkou však je, zda při využití této techniky u pacientů nebude kladení maximálního odporu při provedení PNF vzorců na periférii fixované končetiny vyvolávat bolest. Pokud ano, i přes nižší hodnoty se dá využít iradiace z kontralaterální končetiny.

ZÁVĚR

Cílem sdělení bylo podat informaci o možnosti využití fenoménu iradiace k aktivaci svalů imobilizované končetiny při provedení PNF vzorů na periférii fixované končetiny a na kontralaterální končetině. Oba dva způsoby provedení se zdají být vhodné k facilitaci synergistických svalů pohybového vzorce. Nicméně, aktivace měřených svalů dosahuje vyšších hodnot aktivací svalů periferie fixované končetiny. Markantní rozdíl pozorujeme zejména u m. deltoideus p. acromialis spolu s m. infraspinatus. Naopak m. trapezius pars transversa dosahuje procentuálně vyšších hodnot prováděním PNF vzorců na kontralaterální končetině.

Vzhledem k získaným výsledkům se domníváme, že metoda může najít uplatnění v době, kdy nelze terapii cílit přímo na glenohumerální kloub. Jelikož se jedná o pilotní studii, definitivnímu závěru by měly předcházet studie z praxe a hlubší výzkum ve smyslu většího počtu probandů či ve smyslu provedení studie přímo na pacientech.

Příspěvek vznikl s podporou VZ MŠMT ČR MSM 0021620864 a SVV-2010-261602.

LITERATURA

1. ADLER, S. S., BECKERS, D., BUCK, M.: PNF in practice: an illustrated guide. Berlin, Springer – Verlag, 1993.
2. DEVINE, K. L., LEVAU, B. F., YACK, H. J.: Electromyo-

graphic activity recorded in unexercised muscle during maximal isometric exercise of the contralateral agonists and antagonists. Physical Therapy [online]. 1981, roč. 61, č. 6 [cit. 2010-06-14].

Dostupné na World Wide Web:

<<http://ptjournal.apta.org/cgi/reprint/61/6/898.pdf>>.

3. GRZEBELLUS, M., HERING, G.: The effect of selected PNF patterns on contralateral knee-controlling muscles. [online]. 1994 [cit. 2010-07-12]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.ipaconed.com/pdf/section4.pdf>>.
4. GRZEBELLUS, M., HERING, G.: The effect of contralateral PNF patterns on patients after knee surgery. [online]. 1998 [cit. 2010-07-12]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.ipaconed.com/pdf/section2.pdf>>.
5. HOLUBAŘOVÁ, J., PAVLŮ, D.: Proprioceptivní neuromuskulární facilitace. 1. vyd., Praha, Karolinum, 2007.
6. JANDA, V.: Svalové funkční testy. Praha, Grada Publishing, 2004.
7. KOLÁŘ, P.: Rehabilitace v klinické praxi. Praha, Galén, 2009.
8. NÉMETH, E., STEINHAUSZ, V.: PNF induced irradiation on the contralateral lower extremity with EMG measuring [online]. [cit. 2010-07-12]. Dostupné na World Wide Web: <<http://www.ipnfa.org/download/PNF%20induced%20irradiation%20on%20the%20contralateral%20lower%20extremity%20with%20EMG%20measuring%202008-1.pdf>>.
9. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.: Počítačové zpracování dat získaných pomocí povrchového EMG. Rehabil. fyz. Lék., roč. 16, 2009, č. 4, s. 177-180.
10. PÁNEK, D., PAVLŮ, D., ČEMUSOVÁ, J.: Rychlost vedení akčního potenciálu svalů jako identifikátoru nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii. Rehabil. fyz. Lék., roč. 16, 2009, č. 3, s. 96-101.
11. PINK, M.: Contralateral effects of upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns. Physical Therapy [online]. 1981, vol. 6, no. 8 [cit. 2010-06-14]. Dostupné na World Wide Web: <<http://ptjournal.apta.org/cgi/reprint/61/8/1158.pdf>>.
12. SULLIVAN, P. E., PORTNEY, L. G.: Electromyographic activity of shoulder muscles during unilateral upper extremity proprioceptive neuromuscular facilitation patterns. Physical Therapy [online]. 1980, vol. 60, no. 3 [cit. 2010-06-14]. Dostupné na World Wide Web: <<http://ptjournal.apta.org/cgi/reprint/60/3/283.pdf>>.
13. VÉLE, F.: Kineziologie pro klinickou praxi. Praha, Grada, 1997.
14. VOSS, D. E., IONTA, M. K., MYERS, B. J.: Proprioceptive neuromuscular facilitation. Patterns and techniques. 3. edition. Philadelphia, Lippincott Williams and Wilkins, 1985.

Bc. Martina Benešová

Katedra fyzioterapie FTVS UK

J. Martino 31

162 52 Praha 6

e-mail: mabenesova@gmail.com

DIAPHRAGMATICKÁ PARÉZA A JEJÍ KINEZIOLOGICKÁ KONSEKVENCE

Pánek D., Čemusová J., Pavlů D.

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

SOUHRN

Studium funkce bránice v kontextu dechových a pohybových stereotypů je již několik desetiletí cílem výzkumných záměrů řady klinických a experimentálních pracovišť. Z těchto prací je známo, že hemidiaphragmatická paréza výrazněji neovlivňuje klidové dechové funkce. Dochází však k narušení stereotypu dýchání se změnou časového zapojení jednotlivých hlavních a pomocných respiračních svalů a jejich následnému přetěžování. V rámci těchto změn dochází i k ovlivnění posturální aktivity a držení těla. V tomto článku chceme podat stručné seznámení s problematikou parézy bránice a jejím vztahu k pohybovému aparátu.

Klíčová slova: bránice, dýchání, paréza

SUMMARY

Pánek D., Čemusová J., Pavlů D.: Diaphragm Paresis and Its Kinesiological Consequence

Study of diaphragmatic function in the context of breath and kinetic stereotypes is the goal of many research ideas of a lot of clinical and experimental work-placements through many years. From their work is known that hemidiaphragmatic paresis does not significantly change quite breathing excursion. There is a change of breathing stereotype in the timing of individual basic and auxiliary respiratory muscles and their overloading. By these changes there is influence to postural activity and postural attitude. In this article we would like to give short introduction to problematic of diaphragmatic paresis and its influence to movement apparatus.

Key words: diaphragm, breathing, paresis

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 1, pp. 20–24.

ÚVOD

Problematikou unilaterální a bilaterální diaphragmatické parézy se zabývala v minulosti řada autorů (1, 3, 5, 6, 8, 11, 15, 16), kteří se věnovali především studiu ovlivnění dechových funkcí a změnami respiračního stereotypu bránice, hrudníku a břišní stěny. V této práci chceme naznačit další konsekvence, které se týkají posturální funkce bránice a demonstrovat kazuistiku pacienta.

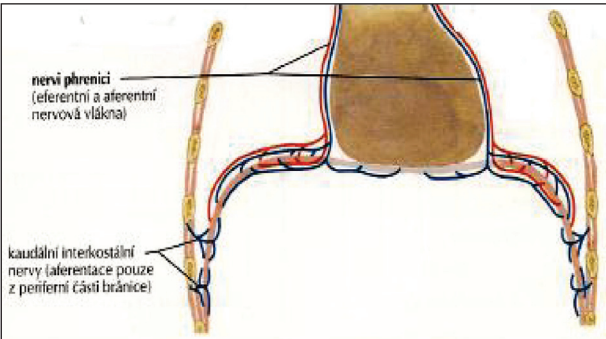
Anatomické a funkční rozdělení bránice

Bránice je plochý sval, který odděluje hrudní dutinu od dutiny břišní. Vrchol brániční kopule tvoří šlachovité centrum tendineum tvaru trojlístku, který se paprskovitě rozbíhá ke svým úponům na sternu XI. a XII. žebra a na bederním úseku páteře. Svým klenutím tvoří bránice dvě ohbí zvané „arcada psoatica“ a „arcada lumbori“, mající vztah ke stejnojmenným svalům. Bránicí prochází aorta, oesophagus, ductus thoracicus, vena cava, vena azygos a n. vagus. Z funkčního hlediska se bránice rozděluje na 3 části: pars lumbalis, pars costalis a pars sternalis. Segmentové uspořádání

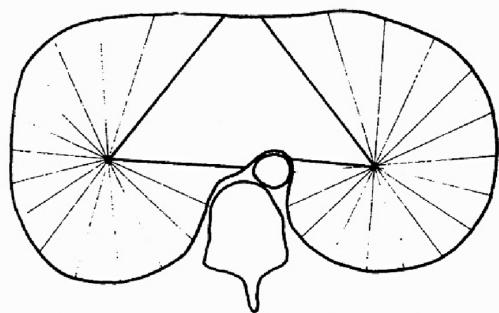
bránice umožňuje nejen lokalizované dýchání, ale je důležité i pro posturální funkce (17). Současně existence dvou „nezávislých“ polovin bránice představuje funkční rezervu dechových stereotypů, které se mění teprve při bilaterální paréze bránice (3, 5).

Bránice je inervována prostřednictvím n. phrenicus, jehož motoneurony jsou uloženy v krční míše v oblasti C3-C5. Kostální partie bránice jsou však inervovány z kaudálních interkostálních nervů (12). Inervace bránice je zobrazena na obrázku 1. Proprioreceptory, zvláště pak svalová vřeténka, jsou v bránici ve velmi malém množství. Z těchto důvodů jsou schopnosti bránice reagovat na vykonanou práci více ovlivněny jejími vnitřními kontraktilními vlastnostmi než přímo reflexními neurálními mechanismy (14).

Bránice tvoří kontinuální muskulo-tendinózní blánu. Přestože se jedná o jednu strukturu, mohou pracovat obě poloviny bránice samostatně. Jednotlivá svalová vlákna vycházejí z centra brániční kopule každé poloviny ipsilaterálně, cirkulárně v rozsahu 270°. Tímto způsobem vzniká tendinózní triangulární prostor - centrum tendine-



Obr. 1. Inervace bránice prostřednictvím frenických a interkostálních nervů (Netter, 2005).

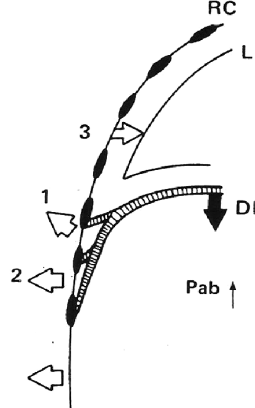


Obr. 2. Schematické zobrazení iradiace svalových vláken z center jednotlivých bráničních kopulí s existencí centrálního triangulárního prostoru, dle Whitelawy rekonstrukce tomografického záznamu (Whitelaw, 1987).



Obr. 3. MR obraz s frontálním řezem procházejícím srdcem. Vysoké uložení bránice vlevo odpovídá hemiparetickému poškození bránice vlevo. Je patrné zřetelné oploštění v oblasti centrum tendineum, které je v přímém kontaktu se srdcem (MR ACHK).

um - s bazí při hrudních obratlích a formanem aorticum a vrcholem v oblasti sternální kosti (obr. 2). V této oblasti přiléhá na bránici perikard a procházejí jím veškeré struktury propojující hrudní



Obr. 4. Vztahy v oblasti kostodiaphragmatického spojení při klidném dýchání.

RC – hrudní koš, DI – diaphragma, L – plíce, Pab – vzrůstající abdominální tlak. 1 – úvodní fáze nádechu, 2 – nádech se vzrůstajícím intraabdominálním tlakem, 3 – výdech s klesajícím pleurálním tlakem (Gibson, 1989).

a břišní dutinu. Oddělení obou bráničních kopulí pak vede k jejich funkční nezávislosti (3, 18). Na obrázku 3 je patrné centrální uložení srdce, které nasedá na centrum tendineum a po obou stranách se klenou brániční kopule.

Dechový stereotyp

Dýchání je setrvalá práce a složení svalových vláken v bránici je tomu přizpůsobeno. 55 % vláken u dospělého člověka patří k pomalým vláknům oxidativního typu, která jsou velmi rezistentní k nástupu svalové únavy. 25 % jsou rychlá vlákna oxidativně glykolytického typu, která jsou relativně rezistentní proti únavě. A teprve zbývajících 20 % jsou rychle unavitelná rychlá vlákna, glykolytického typu (14).

Dechový stereotyp se liší podle intenzity nádechu a výdechu. Zatímco při klidném nádechu dochází k aktivaci především interkostálních svalů a kostálních partií bránice, při hlubokém nádechu se již aktivuje celá bránice. Obrázek 4 schematicky zobrazuje pohyby hrudního koše a bránice při klidném dýchání. Zatímco tvar brániční kopule se mění jen minimálně, dochází ke změnám délky svalových vláken v souvislosti s nádechem a výdechem v místě úponu bránice k XI. a XII. žeburu. Tyto změny jsou následovány snížením pleurálního tlaku a zvýšením intraabdominálního tlaku a ve svém důsledku vedou k inflačnímu efektu plic.

HLAVNÍ ČÁST – PROBLEMATIKA

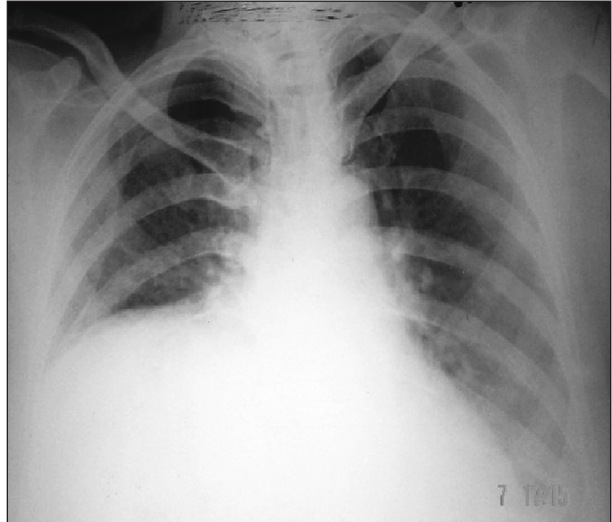
Unilaterální a bilaterální diaphragmatická paréza

Existuje celá řada příčin vzniku unilaterální či bilaterální parézy bránice. Vyskytují se také pří-

pady, kdy je zjištěna pouze náhodně při běžném skiaskopickém vyšetření hrudníku. Příčiny vzniku můžeme rozdělit do tří základních skupin, které zahrnují primární a sekundární etiologické vlivy: 1. centrální postižení - cerebrální či míšní (C3-5), 2. periferní léze n. phrenicus, 3. onemocnění postihující přímo svalovinu bránice (3).

Mezi centrální příčiny patří transverzální míšní léze nad úrovní C5 (10), sklerosis multiplex (2) či amyotrofická laterální skleróza (13). Redukce bráničních pohybů byla také popsána v průběhu akutních mozkových příhod, postižení však bylo vždy bilaterální a patrné jen při hlubším dýchání (6). Největší skupinu však nepochybně představuje přímé postižení n. phrenicus, které můžeme sledovat po různých traumatech či nádorech v oblasti hrudníku, pooperačně, nebo jako součást příznakového komplexu některých neurologických onemocnění - polyradikuloneuritida Guillan-Barre, polyneuropatie Charcot-Marie-Tooth, tetanus (3). Publikovány byly i případy jeho postižení v rámci hypothyroidismu (4, 9). Poslední skupina zahrnuje především některé svalové dystrofie, systémový lupus erythematosus nebo dermatomyositidu (3).

Typickým příznakem bilaterální parézy bránice je orthopnoe, která může v těžkých případech vést až k neschopnosti ležet na zádech. Současně se přidružuje tachypnoe, pocit krátkého dechu a paradoxní pohyb břišní stěny vleže na zádech (obr. 5). Naproti tomu se unilaterální paréza bránice většinou projevuje pocitem nedostatečného dechu pouze při fyzické zátěži a možná ortophnoe je méně výrazná oproti bilaterálnímu postižení. Při fyzikálním vyšetření můžeme zachytit redukcii dechových šelestů při bazi postižené plicce, eventuálně pokleповé změny. Zobrazovací metody, jako je RTG (obr. 6), CT (obr. 7) či MR vyšetření, velmi dobře objektivizují charakter a stupeň postižení. V klinické praxi se využívají i další vyšetřovací

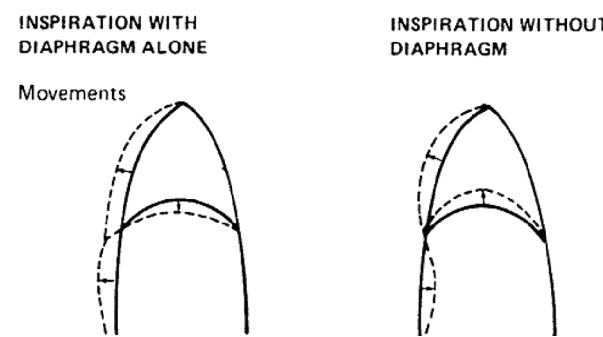


Obr. 6. RTG snímek hrudníku s hemidiaphragmatickou parézou vpravo (Kansal, 2009).



Obr. 7. CT snímek hrudníku s hemidiaphragmatickou parézou vpravo (Kansal, 2009).

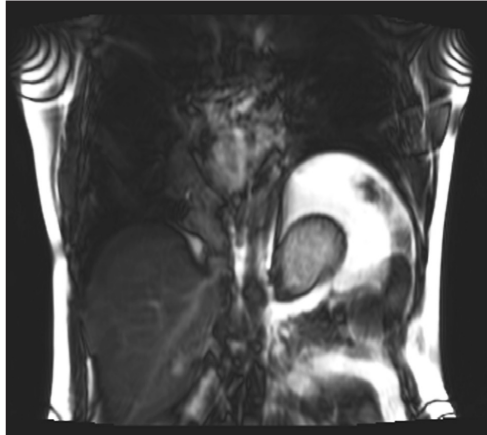
vací metody jako ultrasonografie či elektromyografické vyšetření bránice, popřípadě magnetická stimulace n. phrenicus (11).



Obr. 5. Zobrazuje pohyb hrudní a břišní stěny v průběhu inspirace při normální funkci bránice (vlevo) a při bilaterální paréze bránice (vpravo). Vyřazení funkce bránice v průběhu inspirace vede k paradoxnímu pohybu břišní stěny směrem dovnitř. Tento paradoxní pohyb se akcentuje vleže na zádech (Gibson, 1989).

KAZUISTIKA

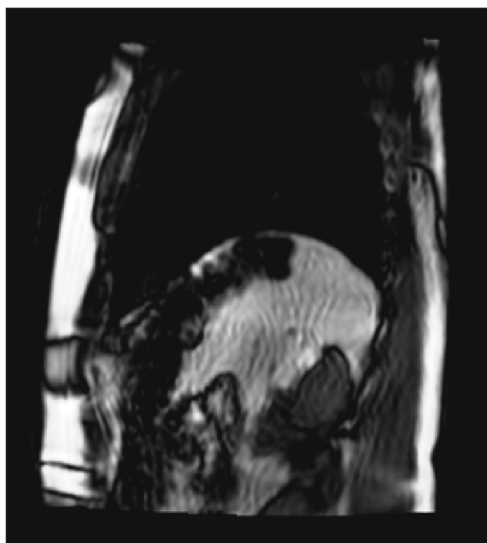
Demonstrujeme případ 39letého muže, který se dostavil na naše oddělení pro cca 1 rok přetrvávající pocit nedostatečného dechu při větší fyzické námaze a současně lumbalgie. Před rokem bylo provedeno pro suspektní pneumonii RTG vyšetření plic a náhodně byla zjištěnou paréza levé poloviny bránice. Anamnesticky pacient udával před 2 lety autohavárii, při které byl připoután pásy a po nárazu se aktivoval přední airback. Následně přetrvávaly několik dnů bolesti na přední straně hrudníku, jiné obtíže neudával. Vzhledem



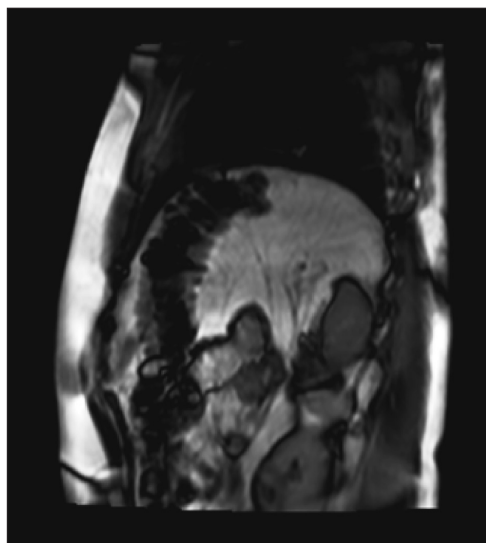
Obr. 8a. Vyšetření dechových pohybů pomocí MR – maximální nádech (frontální řez). Pravá brániční kopule sestupuje kaudálně, levá, paretická, je stahována kaudálním směrem především pasivně. Současně je vidět zvýšená svalová aktivita dolních interkostálních svalů a kostální partie levé bránice vedoucí k tvarové asymetrii hrudníku (MR ACHK).



Obr. 8b. Vyšetření dechových pohybů pomocí MR – maximální výdech (frontální řez). Obě brániční kopule směřují kraniálním směrem, pravá v úrovni 4. - 5. mezižebří, levá kopule zasahuje až do oblasti 2. - 3. mezižebří. Ve srovnání s nádechem (obr. 8a) přetrvává lehká asymetrie laterální strany hrudníku na paretické straně (MR ACHK).



Obr. 9a. Vyšetření dechových pohybů pomocí MR – maximální nádech. Jedná se o sagitální řez vedený středem levé (paretické) brániční kopule. Je patrný pohyb přední hrudní stěny směrem ventrálním a brániční kopule sestupuje kaudálně (pasivní pohyb) (MR ACHK).



Obr. 9b. Vyšetření dechových pohybů pomocí MR – maximální výdech. Jedná se o sagitální řez vedený středem levé (paretické) brániční kopule. Přední hrudní stěna se navrácí do klidové polohy, brániční kopule vystupuje kraniálně (MR ACHK).

k současným obtížím a přítomnosti hemidiafragmatické parézy jsme doplnili funkční vyšetření bránice na MR pracovišti ACHK se závěrem: Vysoké uložení bránice vlevo s redukcí rozsahu dechových exkurzí porovnáním s kontralaterální stranou, nejsou známky přesvědčivého paradoxního pohybu bránice, motilita bránice je však změněná porovnáním s kontralaterální stranou, bez zřetelné nitrohruďní herniace či porušení kontury bránice.

Na obrázcích 8a, 8b (frontální řezy) a 9a, 9b (sagitální řezy) jsou snímky z funkčního vyšetření bránice pomocí magnetické rezonance v maximálním nádechu a výdechu. Je patrné, že tvar levé

brániční kopule se mění jen pasivně v důsledku změn tlaku v hrudní a břišní dutině. Současně můžeme pozorovat zvýšenou aktivitu kaudálních interkostálních svalů na paretické straně hrudníku, které vedou k částečné asymetrii kaudální části hrudníku. Tyto změny se akcentují v průběhu inspiria. Paradoxní pohyb břišní stěny (směrem dorzálním) v průběhu inspiria není na sagitálních řezech patrný.

Kineziologické aspekty

Z publikovaných prací (17) je známo, že na dechové funkci se kromě hlavního nádechového svalu „bránice“ účastní také interkostální svaly, sca-

nové svaly a řada dalších drobných pomocných nádechových svalů. Jejich význam na nádechu je však neopominutelný, jak naznačuje tato kazuistika. Výdech je děj převážně pasivní. Interkostální svaly mohou v nouzi udržet funkci dýchací i při ztrátě bránice a vyloučení většiny auxiliárních inspiračních svalů (m. sternocleidomastoideus a mm. scalení). K tomuto mechanismu dochází pravděpodobně i u námi sledovaného pacienta, kde levostranná diaphragmatická paréza omezila dechové exkurze a bránila pacientovi v plném dechu při vyšší fyzické zátěži.

Při inspiriu vzniká tlak na břišní orgány, dojde k jejich stlačení a prominenci břicha, která je patrná především při snížené síle břišních svalů. Dostatečně pevnou břišní stěnou se zvyšuje možnost fixace bránice, a tím její použití ke zvednutí žebere. Ovšem chybí-li dostatečná brániční aktivita (při jednostranné diaphragmatické paréze), nutně se tento děj musí odrazit na celkové posturální funkci osového orgánu. Vzniká asymetrie připomínající skoliotické zakřivení nebo vývojové vady hrudníku. Asymetrie se akcentuje se zvýšenými fyzickými nároky a prohloubeným dýcháním. Díky svým úponům na bederní, hrudní a žeberní segmenty má asymetrická aktivita bránice také přímý vztah k lumbalgii, které rovněž náš pacient popisuje.

ZÁVĚR

Bránice je schopna izolované aktivity jednotlivých funkčních sektorů a umožňuje lokalizované dýchání používané terapeuticky při lokálních poruchách dechového mechanismu, skolióze, asymetrických vadách hrudníku nebo hrudní a bederní páteře. Bránice je tedy schopna působit nejen na funkci hrudních orgánů, ale ovlivňovat i konfiguraci osového orgánu. Svým úponem na páteř v bederní oblasti, na žeberní oblouk a na sternum může působit i na bederní lordózu, na pohyb žebere a ovlivňovat konfiguraci hrudníku i páteře. Bránice reaguje velmi citlivě na posturální změny, a proto má výrazný vliv na posturální aktivitu a držení těla.

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

Poděkování

Děkujeme pracovišti magnetické rezonance Ambulantního centra pro choroby hlavy a krku, s.r.o., V Hůrkách 10, Praha 5 (MRACHK), jmenovitě pak doc. MUDr. Obenbergerovi, CSc., za možnost vyšetřit funkční magnetickou rezonancí brániční stereotyp, a MUDr. M. Kynčlovi za její provedení a vyhodnocení.

- BALAJI, S., KUNOVSKY, P., SULLIVAN, I.: Ultrasound in the diagnosis of diaphragmatic paralysis after operation for congenital heart disease. *J. Br. Heart.*, 64, 1990, s. 20-22.
- COPPER, C. B., TREND, P. J., WILES, C. M.: Severe diaphragm weakness in multiple sclerosis. *Thorax*, 40, 1985, s. 633-634.
- GIBSON, G. J.: Diaphragmatic paresis: Pathophysiology, clinical features and investigation. *Thorax*, 44, 1989, s. 960-970.
- HAMLY, F. H., TIMINS, R. N., MINH, V. D., MOSER, K. M.: Bilateral phrenic paralysis in myxedema. *Am. Rev. Respir. Dis.*, 111, 1975, s. 911-912.
- HIGENBOTTAM, T., ALLEN, D., LOH, L. CLARK, T. J. H.: Abdominal wall movement in normals and patients with hemidiaphragmatic and bilateral diaphragmatic palsy. *Thorax*, 32, 1977, s. 589-595.
- HOUSTON, J. G., MORRIS, A. D., GROSSET, D. G., LEES, K. R., MCMILLAN, N., BONE, J.: Ultrasonic evaluation of movement of the diaphragm after acute cerebral infarction. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 58, 1995, s. 738-741.
- KANSAL, A. P., CHOPRA, V., CHAHAL, A. S., GROVER, CH. S., SINGH, H., KANSAL, S.: Right-sided diaphragmatic eventration: A rare entity. *Lung India*, 26, 2009, č. 2, s. 48-50.
- LAGUENOY, A., ELLIE, E., SAINTARAILLES, J., MARTHAN, R., BARAT, M., JULIEN, J.: Unilateral diaphragmatic paralysis: an electrophysiological study. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*, 55, 1992, s. 316-318.
- LAROCHE, C. M., CAIRNS, T., MOXHAM, J., GREEN, M.: Hypothyroidism presenting with respiratory muscle weakness. *Am. Rev. Respir. Dis.*, 138, 1988, s. 472-474.
- LEDSOME, J. R., SHARP, J. M.: Pulmonary function in acute cervical cord injury. *Am. Rev. Respir. Dis.*, 124, 1981, s. 41-44.
- MILLS, G. H., KYROUSSIS, D., HAMMENGARD, C. H., WRAGG, S., MOXHAM, J., GREEN, M.: Unilateral magnetic stimulation of the phrenic nerve. *Thorax*, 50, 1995, s. 1162-1172.
- NETTER, F. H.: Anatomický atlas člověka. Praha, Grada Publishing, 2005. ISBN 80-247-1153-2.
- PARHAD, I. M., CLARD, A. W., BARRON, K. D., STAUNTON, S. B.: Diaphragmatic paralysis in motor neurone disease. *Neurology*, 28, 1978, s. 18-22.
- ROCHESTER, F. D.: The Diaphragm: Contractile Properties and Fatigue. *J. Clin Invest.*, 75, 1985, č. 5, s. 1397-1402.
- SIMANSKY, D. A., PALEY, M., REFAELY, Y., YELLIN, A.: Diaphragm plication following phrenic nerve injury: A comparison of paediatric and adult patients. *Thorax*, 57, 2002, s. 613-616.
- SYABBALO, N.: Assessment of respiratory muscle function and strength. *J Postgrad Med.*, 74, 1998, s. 208-215.
- VÉLE, F.: Kinesiologie. Praha, Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- WHITELAW, W. A.: Shape and size of the human diaphragm in-vivo. *J. Appl. Physiol.*, 62, 1987, s. 180-186.

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

SROVNÁNÍ AKTIVACE VYBRANÝCH SVALŮ PŘI BĚHU-SPRINTU A PŘI ZAKOPÁVÁNÍ

Pařík O., Hojka V., Kračmar B.

Katedra sportů v přírodě FTVS UK, Praha,
děkan doc. PhDr. V. Süß, CSc.

SOUHRN

Uvedený příspěvek se zabývá analýzou elektromyografického záznamu povrchového napětí jednotlivých svalů při atletickém běhu - sprintu a při speciálním běžeckém cvičení (dále jen SBC), v tomto případě zakopávání. Měřen byl atletický běh a SBC na trati 30 metrů. Pohyb byl zároveň synchronizovaně zaznamenáván na videozáznam z bočního postavení videokamery. Cílem práce bylo popsat, jak se jednotlivé svaly zapojují při atletickém běhu, ale především jak se zapojují při provádění zakopávání. Druhým cílem bylo popsat, do jaké míry se svaly zapojují podobně při zakopávání vzhledem k cílovému pohybu, tedy sprintu. Posléze je pak možné určit a popsat, jak se cvik svým obsahem přibližuje cílovému pohybu a jestli současně splňuje požadavky speciálního prvku a nikoli všeobecně rozvíjejícího. Předpokladem je, že zakopávání bude splňovat roli speciálně rozvíjejícího prvku pouze v určité fázi pohybu, ke kterému je také prioritně používán.

Klíčová slova: elektromyografie, sprint, speciální běžecké cvičení, zakopávání

SUMMARY

Pařík O., Hojka V., Kračmar B.: Surface Tension of Individual Muscles during Athletic Sprint and Skipping

This paper deals with the measurement of an electromyography record of surface tension of selected muscles during athletic sprinting and during special running exercise. We measured sprint and special running exercise on a thirty-meter-long track. The movement was also recorded on a synchronized video recording from a sideways camcorder. The aim of the paper was to describe how individual muscles participate in the mentioned moves but first of all how they participated during execution of the special running exercise. The second aim was to describe how similarly the muscles are participating during the special running exercise according to the targeted movement – sprinting. After that it possible to set and to describe how exercise is approaching with its content to the targeted movement and simultaneously it is accomplishing the requirements of the exercise which is special and not universally developing. The presumption is that the special running exercise will accomplish the role of special developing exercise only in some parts of the movement in which way it is used for.

Key words: electromyography, sprint, special running exercise

Rehabil. fyz. Léč., 18, 2011, No. 1, pp. 25–31.

ÚVOD

SBC jsou všeobecně považována za vhodný prostředek nácviku techniky sprinterského běhu. Zkušenosti trenérů a závodníků naznačují, že některá SBC jsou pocítována jako koordinačně bližší a některá jako koordinačně vzdálenější od sprintu. Speciální běžecká cvičení jsou určena k zlepšení techniky určité fáze běhu. Při sportovním tréninku hraje tato cvičení nezastupitelnou roli.

Při sprintu se převážně zapojují svaly m. rectus abdominis, m. gluteus maximus, m. quadriceps femoris – převážně pak m. rectus femoris a m. vastus medialis, m. biceps femoris, m. gastrocnemius, m. tibialis anterior, m. soleus a další svaly (1), které neparticipují na výsledném pohybu již tak markantně. Aby jednotlivá SBC plnila svůj účel, měla by být míra koordinační podobnosti mezi SBC a sprintem co nejvyšší, tedy svaly by se měly zapo-

tovat ve velmi podobném pořadí a ve velmi podobné intenzitě jako při určitých částech pohybového cyklu při sprintu. Těmito určitými částmi myslíme kritická místa (nebo uzlové body) techniky, pro jejichž zlepšení a nácvik se právě SBC provádějí. Na EMG charakteristice bude možno posoudit načasování polohy lokálních maxim EMG křivky sledovaných svalů (4).

Cílem této práce tedy bylo popsat intraindividuální rozdíly ve zřetězení svalových skupin a v intenzitě zapojení jednotlivých svalů při sprintu a při zakopávání.

METODA

Jedná se o případovou studii probanda – atleta. Specializací je překážkový sprint na 110 a 400 metrů, čili sprintera, který má již pohybové návy-

ky SBC plně zažitá a využívá se ke každodennímu nácviku techniky atletického běhu nebo jako prostředek atletického rozcvičení. Aby bylo měření co nejvíce reliabilní, jsou cviky prováděny téměř s maximálním úsilím na úrovni 90% maxima. Jistou odchylkou od ideálu bylo nepoužití treter, což by bylo vzhledem k následnému SBC cviku komplikované kvůli přezouvání a kvůli tomu, že se samostatně SBC provádějí téměř vždy výhradně pouze v tréninkové obuvi.

Aktivita svalů byla sledována pomocí metody povrchové polyelektromyografie (dále jen SEMG – z angl. surface electromyography). K dispozici jsme měli 7 kanálů pro přenos EMG potenciálů a 1 kanál pro synchronizaci EMG záznamu s videokamerou. Přístroj má celkovou hmotnost s bateriemi 1,3 kg a je schopen zaznamenávat elektrické napětí svalů s citlivostí v rozmezí 0,05–6 mV. Délka snímání byla 10 sekund, během kterých jedinec provedl hladký sprint nebo SBC na úseku 30 metrů. Získaná data byla převedena z přístroje do přenosného PC, kde byla upravena specifickým programem Kaze5, poté byla data exportována do programu Microsoft Excel a graficky zobrazena na osmi-bitové škále. Celkem bylo pořízeno 31 záznamů s aktuálním nastavením citlivosti snímaných kanálů a s nutností občasné regulace citlivosti. Analyzován byl 1 sprinterský úsek před použitím SBC, kdy jsme nechtěli ovlivnit atleta únavou po dalších několika úsecích SBC. Sprinterský úsek byl analyzován až sedmý kvůli složitějšímu nastavování citlivosti a poté úseky číslo 14. V podstatě jsou analyzovány úseky pouze z první poloviny veškerých snímaných úseků, což nám zaručuje, že nedošlo k ovlivnění faktorem únavy. Celé měření proběhlo po běžném atletickém rozcvičení. Počasí: bezvětří, sucho, 23 °C. Předzávodní období.

Elektrody byly lokalizované na vyjmenované svaly, které se zapojují při běhu:

1. Musculus rectus abdominis dx.
2. Musculus quadriceps femoris dx. – rectus femoris
3. Musculus tibialis anterior dx.
4. Musculus gluteus maximus dx.
5. Musculus gastrocnemius medialis dx.
6. Musculus biceps femoris dx. – caput longum
7. Musculus quadriceps femoris dx – vastus medialis

Získaná data byla převedena na reálné hodnoty elektrického napětí v jednotlivých svalech (přesněji v místech snímání elektrodou). K evaluaci EMG křivky, resp. jejich selektovaných částí, jsme použili výpočet obsahu plochy pod křivkou každého pracovního cyklu, nicméně tento údaj lze použít pouze jako podpůrný argument v hodnocení, a to jen ve zřejmých případech (při velikých číslech nebo velikých rozdílech). V tomto případě se pracovním cyk-

lem rozumí dva běžecské cykly, počátek a konec tohoto cyklu byl zvolen jako okamžik dokroku pravé nohy při dvou výměnách dolních končetin při běhu. Stejně tak jsme dva pracovní cykly určili i při zakopávání, přičemž počátek a konec cyklu byl vždy určen jako dokrok pravé nohy. Začátek a konec tohoto cyklu bylo možné odečíst z videozáznamu, z jednotlivých obrázků. Plocha pod křivkou číselně charakterizuje intenzitu elektrické aktivity svalu a byla zde stanovena pracovní jednotka mV*s, v našem případě jsou čísla v tabulkách získána za zmíněný pracovní cyklus běhu, čili 1,12 s a 1,06 s při zakopávání. V průběhu EMG křivky je usuzováno na aktivitu svalu, která dále orientačně poukazuje na svalovou práci. Pro míru intenzity zapojení svalů v kritických okamžicích sprintu a SBC (okamžik dokroku a okamžik odrazu) byl použit údaj maximální hodnoty aktivity svalu v daný okamžik, charakterizovaný okamžitým údajem snímaného elektrického potenciálu svalu. Tato maximální hodnota byla získána z grafu (EMG křivky) právě jako nejvyšší hodnota z pracovního cyklu. Veškeré vyhodnocené údaje byly získány z téměř stejného časového úseku při všech úsecích, a to po cca 5sekundovém začátku, který sloužil k rozběhnutí a získání rychlosti.

V rámci vyhodnocování EMG křivek může docházet k určitému časovému posunu. Pak je možné použít kroskorelaci (3). Tyto metody jsou založeny na skutečnosti, že když provádíme násobení bod po bodu dvou setů dat, součet těchto součinů bude kvantifikací jejich vztahu. Tato korelace nám pomůže zjistit, jak jednotlivé svaly spolu navzájem spolupracují. Hodnoty nad 0,7 považujeme za vysoké, proto jsou i v tabulkách tučně zvýrazněny.

$$r_k(x_t, y_t) = \frac{\sum_{t=1}^{N-k} (x_t - \bar{x})(y_{t+k} - \bar{y})}{\sum_{t=1}^N (x_t - \bar{x})(y_t - \bar{y})} = \frac{\sum_{t=1}^{N-k} (x_t - \bar{x})(y_{t+k} - \bar{y})}{s_x s_y}$$

Hodnoty korelací, stejně tak jako vzájemný časový posun v aktivaci jednotlivých svalů, jsme získali vyhodnocením v programu Matlab. Časový posun v aktivaci jednotlivých svalů nám pomohl určit, jestli se jednotlivé svaly aktivovaly se stejným časovým zpožděním u skipinku jako u sprintu. Cvičení bylo zaznamenáváno vysokorychlostní kamerou a synchronizováno s EMG charakteristikou v programu Dartfish. Tento program se zejména používá pro biomechanické analýzy sportovních výkonů a jakýchkoli dalších pohybů. Časovou posloupnost zapojování svalů lze vyčíst z polohy lokálních maxim EMG křivky na grafu. Rozdíl mezi svaly tedy určíme podle lokalizace jejich nejvyšších hodnot při svalové kontrakci.

Dále se vyhodnocovaly fázové posuny nástupů aktivity. Data byla hledána v intervalu -0,5 až 0,5 cyk-

lu a byla vyjádřena v procentech. Tento interval vyjadřuje jeden pracovní cyklus každé sledované lokomoce. Na intervalu byly zjišťovány maximální hodnoty kroskorelací nástupu aktivací jednotlivých sledovaných svalů. Procentuální hodnoty ukazují konkrétně fázické posuny v rámci pracovního cyklu. Jako referenční sval s hodnotou fázického posunu 0 byl stanoven *m. gluteus maximus dx.*

VÝSLEDKY A DISKUSE

Pro lepší orientaci v grafech a tabulkách uvádím pořadí svalů po jednotlivých řádcích:

1. *Musculus rectus abdominis dx.*
2. *Musculus quadriceps femoris dx.* – *rectus femoris*
3. *Musculus tibialis anterior dx.*
4. *Musculus gluteus maximus dx.*
5. *Musculus gastrocnemius medialis dx.*
6. *Musculus biceps femoris dx.* – *caput longum*
7. *Musculus quadriceps femoris dx.* – *vastus medialis*

Aby nedošlo k vizuálnímu zkreslení jednotlivých grafů, jsou všechny zobrazeny za stejný časový úsek 1,5 sekundy. V tabulkách je upravena hodnota S[mV*vzorek], která je vždy za 2 pracovní cykly. Je zde přidána relativní hodnota za 1 sekundu, aby bylo možné jednotlivá cvičení porovnávat (tab.1).

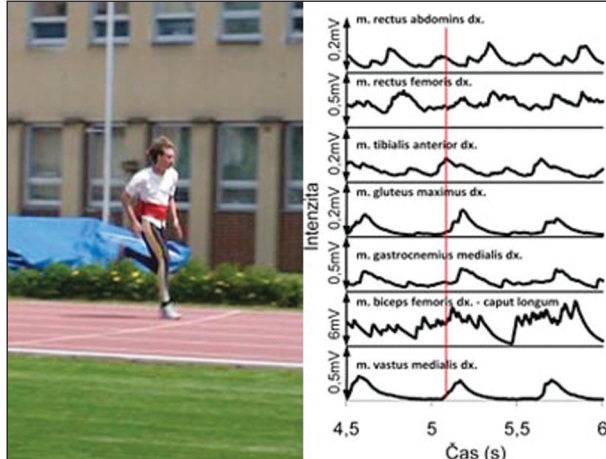
Tab. 1. Doby opory, letu a délka 2 cyklů u jednotlivých cviků.

	Sprint	Zakopávání
doba opory	0,14	0,14
doba letu	0,14	0,12
2 cykly	1,12	1,06

SPRINT

Na grafu 1. můžeme vidět zapojení svalů v okamžiku dokroku. *Musculus rectus abdominis dx.* má jeden vrchol aktivace před okamžikem dokroku pravé končetiny, kdy bude na celou končetinu vyvíjeno velké zatížení a sval se svojí aktivací snaží zachovat dynamickou rovnováhu celého trupu. Největší aktivace je pak při přenášení pravé švihové končetiny během opory levé dolní končetiny. To je relativně správně, jelikož břišní svalstvo nám pomáhá při zdvihu švihového kolena. Samotný zdvih kolena je poté dokončen již setrvačností, která byla nabrána během složení končetiny pod tělo a během samotného švihu zvýšením obvodové rychlosti dolní končetiny. Přesto by bylo lepší, kdyby se sval aktivoval o něco později a pomohl tak ještě více ke zdvihu švihového kolena (graf 1).

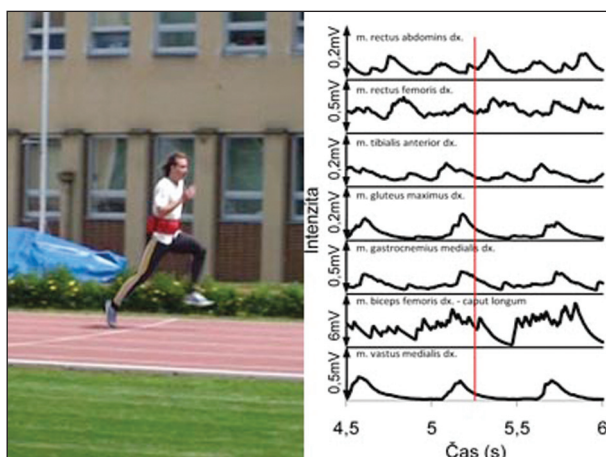
Musculus rectus femoris dx. pracuje v podstatě po celou dobu běhu. Nejsou zde vidět velké rozdíly mezi kontrakcí a relaxací. Vrcholy aktivace můžeme nalézt při zakopnutí pravé dolní končetiny, kdy je



Graf 1. Okamžik dokroku při sprintu.

sval v největším protažení a v momentě vertikály (menší). Oba dva výše zmíněné svaly mají v okamžiku dokroku i odrazu téměř stejnou hodnotu aktivity svalu. Na grafech 1 a 2 můžeme jasně vidět, že veškeré svaly nejvíce pracovaly přibližně v momentu vertikály, což je logické, jelikož v tento okamžik působí na celé tělo také největší zatížení.

Musculus tibialis anterior dx. vykazuje největší aktivitu v okamžiku dokroku (graf 1). Je to z toho důvodu, že tímto svalem provádíme tzv. aktivní práci chodidla (dorzální flexe chodidla a následná aktivní plantární flexe před okamžikem dokroku). Jak můžeme vidět na grafu 1, poloha lokálního maxima je přesně v okamžiku dokroku, ale sval vyvíjí velkou aktivitu také těsně před a po dokroku (jak můžeme také vidět v grafu 2), což je důkaz připravenosti atleta na sprint a vcelku dobré technické provedení dokroku, kdy je zapotřebí dosáhnout dorzální flexe, kterou posléze využijeme právě pro aktivní dokrok. Na EMG křivce můžeme vidět opět dva vrcholy, přičemž druhý je známkou aktivity *m. tibialis anterior dx.* právě při flexi v kolenním kloubu (při zakopnutí) a přenášení pravé dolní končetiny švihovým způ-



Graf 2. Okamžik odrazu při sprintu.

sobem pod tělo. Aktivita je zde důležitá pro rychlejší přenos dolní končetiny, kdy dorzální flexe urychluje švih dolní končetiny. Chodidlo je vlivem dorzální flexe blíže středu otáčení, tudíž je obvodová rychlost větší.

Na EMG křivce je jasně vidět střídající se kontrakce a relaxace svalu *musculus gluteus maximus dx.*, kdy největší aktivita nastává těsně před okamžikem odrazu, v momentě extenze v kyčelním kloubu a začínající extenzi (stále ještě mírná flexe) v kolenním kloubu. Na této EMG křivce a na křivce *musculus vastus medialis dx.* je nejvíce patrná střídající se práce svalu, kdy se sval zbytečně neunavuje v průběhu jiné činnosti.

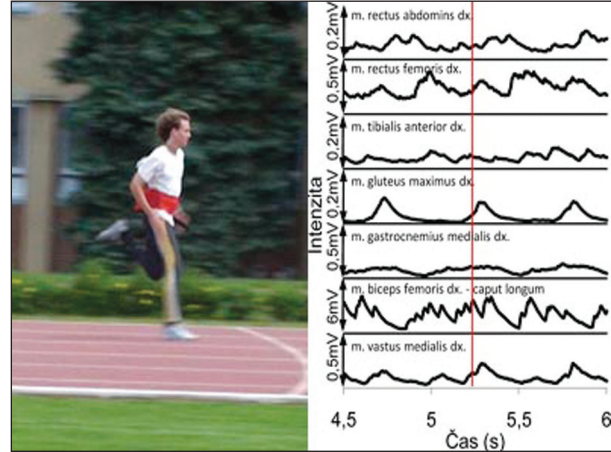
Musculus gastrocnemius dx, caput medialis největší aktivitu vykazuje těsně před okamžikem odrazu, kdy také postupně dochází k plné extenzi v hlezenním kloubu a sval se zkracuje.

Na grafech 1 a 2 můžeme jasně vidět, že k aktivaci svalu *musculus biceps femoris dx.* dochází těsně před dokrokem a že aktivita končí chvíli po odrazu, z čehož je zřejmé, že sval působil především ve fázi opory, kdy jeho aktivní práci je dosaženo zvýšením horizontální rychlosti. Plusem také je, že ve fázi letu je sval relaxován a k flexi kolene dochází švihovým způsobem, tím pádem může být běh uvolněný. Lokální maximum se na EMG křivce nachází zhruba v momentě vertikály, nicméně není nijak výrazné. Jak můžeme z grafů vyčíst, tento sval velice aktivně pracuje po velice dlouhou dobu, tím pádem se také více unavuje. To, spolu s častým zanedbáváním sportovců rozvíjet sílu tohoto svalu, vede k tomu, že při sprintu nezřídka kdy dochází právě ke zranění svalu *musculus biceps femoris*.

Aktivita *musculus vastus medialis dx.* začíná stoupat při přípravě na dokrok, je nejvyšší při největším zatížení – v momentu vertikály a poté opět klesá až do okamžiku odrazu. Nástup kontrakce a následná relaxace svalu má konstantní charakter.

ZAKOPÁVÁNÍ

Běžkové cvičení zakopávání by nemělo primárně sloužit k tomu, abychom se snažili dotknout patami hýždí, jak je převážně zdůrazňováno při hodinách tělesné výchovy, ale mělo by sloužit k nácviku „hrabavé fáze“ při styku oporové dolní končetiny s povrchem. V okamžiku dokroku, a nejlépe ještě před ním, by měla končetina mít tendenci urychlit pohyb směrem dolů a dozadu. V okamžiku prvního kontaktu jde pak o to neustále působit aktivně silou na podložku po celou dobu opory a snažit se od podložky odtáhnout a odstrčit. V tento okamžik by měl být nejvíce aktivován *m. biceps femoris*. V průběhu styku s podložkou proto také dochází k nejčastějším zraněním svalu *m. biceps femoris*, který má za úkol fle-



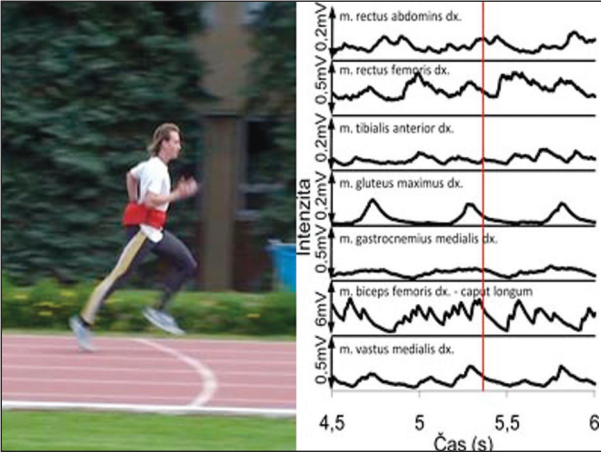
Graf 3. Okamžik dokroku při zakopávání.

xi v kolenním kloubu, podložka mu v tom brání, sval se tedy mimořádně aktivuje, snaží se překonat odpor podložky a při nedostatečné připravenosti se sval zraní. Tímto způsobem vlastně získáváme dopřednou rychlost. Následně by mělo dojít k relaxaci končetiny a samovolnému pohybu, při němž dochází k úplné flexi v kolenním kloubu a k extenzi v kloubu kyčelním, čímž se nám uvolněně dostávají paty do styku s hýžděmi. Právě tento pohyb by měl být ale uvolněný a setrvačný a nikoliv dosažený volným úsilím (graf 3).

Musculus rectus abdominis dx. se stejně jako při sprintu začíná aktivovat v okamžiku dokroku (není tu ale výrazný vrchol jako je tomu u sprintu), aktivita nadále vzrůstá a je nejvyšší při přechodu pravé dolní končetiny z extenze do flexe. Zde se v tento okamžik sval snaží urychlit přenos švihové dolní končetiny pod tělo. Aktivita poté odeznívá o trochu rychleji než u sprintu. To je kvůli tomu, že následně u tohoto cviku není potřeba zdvihu kolene. Nicméně plochy pod křivkou dokazují (tab. 2), že celková práce svalu byla velmi podobná, pouze u sprintu docházelo k větší diferenciaci aktivace a relaxace svalu.

Sval *musculus rectus femoris dx.* pracoval u zakopávání s výraznější aktivací a relaxací svalu než v případě sprintu. Jsou zde zřejmější dva vrcholy aktivace. První je v momentu vertikály a snaží se tak odolávat velkému zatížení, druhý se nachází v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu, což je tak shodné se sprintem. Zde dochází k největšímu protažení svalu. Hodnoty plochy pod křivkou a maximální aktivace svalu, jak jsou vidět v tabulce 2, nám sdělují, že sval pracoval opět velmi podobně jako při sprintu. Rozdíly můžeme najít v oněch jasných dvou vrcholech aktivace.

Sval *musculus tibialis anterior dx.* pracuje u zakopávání velice chaoticky a nemůžeme jasně vyčíst vrchol aktivace. Zde je velký rozdíl oproti sprintu (grafy 1 - 4). Jedinou výraznější shodu



Graf 4. Okamžik odrazu při zakopávání.

můžeme nalézt při přenosu dolní pravé končetiny pod tělem, kde stejně jako u sprintu se snažíme o přitažení chodidla ke středu otáčení a zvýšení tak obvodové rychlosti (graf 4).

Tato celková nevýrazná diference aktivace svalu vypovídá o tom, že pohyb v tomto směru je rychlejší, chybí zde delší fáze letu, kde by sval dostatečně relaxoval, hlavně po úplném odrazu (u zakopávání chybí, je nedodělán – porovnej graf 2 a 4) a při vykývnutí bérce směrem vpřed před okamžikem dokroku, což je také největší rozdíl mezi oběma pohyby.

Stejně tak jako u sprintu se i sval *musculus gluteus maximus dx.* aktivuje nejvíce ve chvíli těsně před okamžikem odrazu. Jeho úkolem je zde převážně extenze v kyčelním kloubu. Z grafu 8 je zřejmé, že v samotném okamžiku odrazu aktivita již výrazně odezněla, ale v tento okamžik již sval není tak zatížen, k tomu došlo o cca 4 setiny dříve. I tabulka 2 sděluje, že jde téměř o stejnou práci i aktivaci svalu jako při sprintu.

U svalu *musculus gastrocnemius medialis dx.* je zajímavé, že pracuje po vcelku dlouhou dobu a bez zjevné výrazné aktivace. Aktivace se začíná zvyšovat při přenesení dolní pravé končetiny před tělo a poté v podstatě v konstantní aktivaci sval pokračuje až do doby chvíli po odrazu, kde můžeme nalézt asi jediný společný znak se sprintem, kde dochází k největší aktivaci chvíli před okamžikem odrazu. Tento sval udržuje správnou pozici bérce vůči noze, což může být jedním z vysvětlení.

Musculus biceps femoris dx. pracuje oproti sprintu s velkým náskokem. Začíná se aktivovat již při začínající flexi pravé dolní končetiny a aktivace končí v podstatě v momentu vertikály. Zde tedy slouží k zmíněnému přitažení pat k hýždím. Při sprintu toto probíhá švihově, u zakopávání není tolik času, vertikální složka rychlosti je menší, tudíž k flexi v kolennímu kloubu musí dojít pomocí práce svalu. Následný přenos pod tělem je díky nedostatečnému švihovi veden také pomocí práce svalu. Pak začíná doba, kdy sval pracuje při přípravě na dokrok u obou pohybů stejně, a snaží se tedy, aby dolní končetina aktivně dokročila. V momentu vertikály je u zakopávání noha téměř v extenzi, celý pohybový aparát není tak zatížen, tudíž sval již nevyvíjí takové úsilí. Následná aktivace svalu při sprintu by se tak mohla přičíst především snaze o extenzi v kyčelním kloubu a mohutnější odraz než je tomu při zakopávání. Vše je vcelku logické, nicméně zde je na místě největší kritika z hlediska špatné aktivace svalu při zakopávání a špatnému pohybovému návyku, kdy by měl sval více pracovat při styku s podložkou. Nicméně EMG křivky si jsou velmi podobné průběhem (jasně z tabulky 2), ale u zakopávání je EMG křivka posunuta o téměř půl cyklu směrem vlevo.

Naopak sval *musculus vastus medialis dx.* pracuje opět velmi podobně jako při sprintu. Není zde

Tab. 2. Maxima a velikost ploch pod EMG křivkou sledovaných svalů.

m. rectus abdominis dx.			m. rectus femoris dx.		
	S[mV*vzorek (1 sec)]	max	S[mV*vzorek (1 sec)]	max	
Sprint	28,8	0,31	131,75	0,95	
Zakopávání	33,46	0,3	155,78	1,14	
m. tibialis anterior dx.			m. gluteus maximus dx.		
	S[mV*vzorek (1 sec)]	max	S[mV*vzorek (1 sec)]	max	
Sprint	25,63	0,28	16,27	0,29	
Zakopávání	28,79	0,23	15,28	0,24	
m. gastrocnemius medialis dx.			m. biceps femoris dx. - caput longum		
	S[mV*vzorek (1 sec)]	max	S[mV*vzorek (1 sec)]	max	
Sprint	60,44	0,6	1502,17	14,5	
Zakopávání	49,21	0,39	1498,92	13,97	
m. vastus medialis dx.					
	S[mV*vzorek (1 sec)]	max			
Sprint	32,97	0,56			
Zakopávání	56,73	0,65			

pouze tak konstantní charakter aktivace a relaxace. U zakopávání nedochází k tak zjevné relaci a sval je mírně aktivován po celou dobu pohybu. Menší, druhý vrchol aktivace, se nachází ve chvíli vykyvování bérce vpřed (nejlépe graf 3), což bychom mohli přiřknout flexi v kyčelním kloubu, což je další úloha tohoto svalu.

Celkově se dá říci, že běžecké cvičení zakopávání je svým charakterem velice blízké sprintu. Rozdíly se logicky nalézají ve fázích, které u zakopávání chybí (mohutnější odraz, zdvih kolene a následné vykynutí bérce vpřed). Nejmarkantnější rozdíl je paradoxně při svalu, na které je toto cvičení zaměřené, což je sval *musculus biceps femoris*. Bude zajímavé, až se měření uskuteční na dalších atletech a potvrdí se tak buď odlišná práce svalu, nebo špatný pohybový stereotyp.

FÁZOVÉ POSUNY

V tabulce 3 můžeme souhrnně vidět fázové posuny nástupů EMG potenciálů. Pro lepší přehlednost jsou hodnoty dále uváděny v procentech na ose -50 až 50 procent, což znamená -0,5 až 0,5 cyklu (tab. 3).

Tab. 3. Fázové posuny nástupů EMG potenciálů měřených svalů průměrného kroku.

	Sprint	Zakopávání
m. gluteus maximus dx.	0%	0%
m. rectus abdominis dx.	-31%	-15%
m. rectus femoris dx.	-36%	-47%
m. tibialis anterior dx.	13%	48%
m.gastrocnemius medialis dx.	4%	-12%
m. bic. fem. caput longum dx.	-19%	-47%
m. vastus medialis dx.	-5%	0%

Musculus gluteus maximus dx. vykazuje u obou pohybů jednovrcholový průběh, jasně se střídá aktivita a relaxace svalu, EMG křivka má fázický charakter. U obou pohybů je vrchol aktivace v totožný okamžik.

Fázový posun rozhodujícího nástupu svalové aktivace u svalu *musculus rectus abdominis dx.* u zakopávání předchází svalu *musculus gluteus maximus dx.*, nicméně rozdíly u zakopávání a sprintu nejsou nijak výrazné. Tento rozdíl je zřejmě důsledkem toho, že u tohoto cviku téměř nedochází ke zdvihu kolene a aktivita svalu tedy nastupuje dříve, v okamžiku odrazu nebo ihned po něm (graf 5).

Sval *musculus rectus femoris dx.* vykazuje u fázového posunu podobné hodnoty u obou pohybů. Svaly *musculus rectus femoris dx.* a *musculus rectus abdominis dx.* pracují jako funkční agonisté. Tohoto principu se prakticky využívá i v tréninku. Je dobré při běhu místo zvolání: „Zvedni kolena“, říci „Zatni břicho“. Jak můžeme vidět z hodnot fázových posunů, je tomu tak oprávněně. Čili při aktivaci svalu *musculus rectus abdominis* se aktivu-



Graf 5. Timing nástupů aktivace svalů při sprintu a zakopávání. 1. m. gluteus maximus dx., 2. m. rectus abdominis dx., 3. m. rectus femoris dx., 4. m. tibialis anterior dx., 5. m. gastrocnemius medialis dx., 6. m. biceps femoris dx.-caput longum, 7. m. vastus medialis dx.

je také sval *musculus rectus femoris*, jehož funkcí je flexe v kyčelním kloubu, což zapříčiní lepší zdvih kolene. Tomuto jevu nenapovídá tolik údaj pro SBC zakopávání, kde o zdvih švihového kolena v podstatě nejde, naopak u sprintu to může jasně vyčíst z grafu 5 či tabulky 3. U popisovaného svalu můžeme sledovat roztřesený průběh, sval víceméně pracuje po celou dobu pohybu, charakter práce svalu je posturální, zajišťuje zde vzpřímenou postavu.

Největší rozdíl v hodnotách fázových posunů nástupů EMG potenciálů nalézáme u svalu *musculus tibialis anterior dx.* Výsledky mohou být zkrusleny propočtem, podle kterého pracuje matematický model. Ten počítá pouze s maximální aktivací během celého pohybu, a jelikož průběh aktivace u svalu *musculus tibialis anterior dx.* je chaotický, model vybral pouze nejvyšší číslo, které nemusí odpovídat stereotypu pohybu při tomto cviku.

U svalu *musculus gastrocnemius medialis dx.* u zakopávání nedochází k úplnému dokončení odrazu, proto rozhodující nástup aktivace tohoto svalu předchází nástupu u svalu *musculus gluteus maximus dx.*, jak lze vidět z grafu 5.

Na hodnoty fázových posunů nástupů EMG potenciálů u svalu *musculus biceps femoris dx.* měl největší vliv roztřesený průběh aktivace, kdy rozhodující nástup aktivace není výrazný a spíše je vyvrcholením dlouhodobější aktivace svalu. Matematický model zpracovává ale jen hodnoty rozhodujících nástupů aktivace. Tento sval je svým charakterem práce posturální. Jak již bylo zmíněno v článku výše, sval u zakopávání pracuje převážně v době flexe pravé dolní končetiny, čili přesně v opačnou dobu, než je aktivace svalu *musculus gluteus maximus dx.* To potvrzují tedy i hodnoty z tabulky 3, kdy fázový posun rozhodujícího nástupu svalové aktivace u svalu *musculus biceps femoris dx.* je téměř přesně (-47 %) v polovině fáze svalu *musculus gluteus maximus dx.*

Sval *musculus vastus medialis dx.* vykazuje charakter opět výrazně fázický, a to u obou pohybů, zapojení svalů u obou pohybů je téměř identické.

ZÁVĚR

Z výsledků je zřejmé, že SBC zakopávání má se sprintem určité společné prvky. Jedná se o oka-

mžik dokroku a částečně o práci během opory. Rozdíl během doby opory je především u svalu *musculus biceps femoris dx.*, který by se měl u zakopávání aktivovat výrazněji. Rozdíly jsou dále během přenosu švihové končetiny pod tělem a při zdvihu švihového kolena, který u zakopávání téměř chybí

Je vhodné zařazovat toto SBC jako variantu sprinterského tréninku, kdy i změna prostředků někdy pomůže ubránit se stereotypu, nicméně bychom se měli ubránit zařazovat zakopávání ve větším objemu v závodním období, jelikož nedostatečný zdvih kolene a následná rozdílná koordinace pohybů nám může narušit pohybový stereotyp sprintu. Při správné intenzitě se ale nemusíme obávat a je možné řadit toto cvičení do hlavní náplně tréninkových jednotek v přípravném i předzávodním období.

Je správné dbát na to, aby se všechna SBC zařazovala vzhledem k jejich prioritnímu určení, není nutné je vždy zařazovat všechny najednou, nýbrž brát v potaz náplň jednotlivých tréninkových jednotek.

*Výzkum byl vytvořen v rámci podpory
GAČR 406/09/1449.*

LITERATURA

1. ČIHÁK, R.: Anatomie I. Praha, Grada Publishing, 2006.
2. DE LUCA, C. J.: The use of surface electromyography in biomechanics. The international society for biomechanics. [on-line]. [cit. 10.11.2007]. Dostupné na: <http://www.del-sys.com/2003>.
3. DERRICK, T. R., THOMAS, J. M., Chapter Z.: Time-series analysis: The crosscorrelation function. In: Innovative Analyses of Human Movement, 2004, s. 189-205.
4. MERLETTI, R., PARKER, P.: Electromyography. New Persey, John Wiley & Sons, Inc., Hobojem, 2004. ISBN 0-471-67580-6.
5. STERGIOU, N. (ed.): Human kinetice. Publisher. Champaign, Illinois, s. 189-205.
6. TRAVELL, J. G., SIMONS, D. G.: Myofascial pain and dysfunction: the triggerpoint manual. Baltimore, Williams & Wilkins, roč. 2, 1999.
7. VÉLE, F.: Kineziologie. Praha, Triton, 2006.

Mgr. Ondřej Pařík

FTVS UK

J. Martího 31

162 52 Praha 6

e-mail: ondrej.parik@seznam.cz

KINEZIOLOGICKÝ OBSAH VYBRANÝCH FOREM BĚHU NA LYŽÍCH, UŽÍVANÝCH ŠIROKOU VEŘEJNOSTÍ

Chrástková M., Bačáková R., Kračmar B., Hojka V.

Fakulta tělesné výchovy a sportu, Univerzita Karlova, Praha

SOUHRN

Běh na lyžích je doporučovaná aktivita pro optimální zatěžování pohybové soustavy člověka, zároveň je doporučován jako součást postrehabilitačního pohybového režimu. Užívanými způsoby běhu v rekreační formě jsou střídavý dvoudobý běh a dvoudobé bruslení. Cílem studie bylo objasnit, jak koresponduje pohybový stereotyp běhu na lyžích s volnou bipedální chůzí a případně který ze dvou základních způsobů běhu je pro pohybovou soustavu příznivější, je operováno s termínem přirozenější. Metodou objektivizace byl synchronizovaný videozáznam s povrchovou polyelektromyografií (EMG) v terénu. Interpretace dat proběhla na základě komparativní kroskorelační analýzy nástupů aktivace sledovaných svalů. U běžkyň na lyžích na úrovni reprezentace ČR byla nalezena příbuznost fázových posunů svalů stabilizujících pánev a kolenní kloub při chůzi i při obou formách běhu na lyžích. Odlišnost běhu na lyžích oproti chůzi byla nalezena u fázických svalů, podílejících se na propulzní síle pro lokomoci. Nebylo možno komparativně posoudit míru koordinační příbuznosti dvojic činností: střídavého běhu - chůze a bruslení - chůze.

Klíčová slova: běh na lyžích, chůze, elektromyografie

SUMMARY

Chrástková M., Bačáková R., Kračmar B., Hojka V.: Kinesiology Content of Selected Forms of Cross-country Skiing Used by a Wide Public

Cross-country skiing is a recommended activity for optimal loading of human motor system, as the same time it is recommended as a part of post-rehabilitation motor regime. The gliding step in classical technique and V-2 skating are the most common used techniques in the recreational form. The aim of the study was to clear out how the motor stereotype of cross-country skiing corresponds with bipedal walking and which of the two basic techniques is more suitable (we use more natural) for the motor system. The used methods were the synchronized video record with the surface poly-electromyography in terrain (EMG). The data were interpreted on the basis of the comparative cross-correlation analysis of activation starts of the observed muscles. The female skier competing in the national team showed the similarity of phase moves of muscles stabilizing the pelvis and knee joint both during walking and cross-country skiing (both techniques). The difference between cross-country skiing and walking was found in phase muscles taking part on the propulsive strength for locomotion. It was not possible to compare the coordination relationship of the activity pairs: gliding step in classical technique – walking and skating – walking.

Key words: cross-country skiing, walking, electromyography

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 1, pp. 32–38.

TEORETICKÁ VÝCHODISKA

Běh na lyžích je řazen mezi cyklické silově - vytrvalostní sporty s pravidelnou prací dolních a horních končetin i svalstva trupu (7). Dochází ke komplexnímu zatěžování celého těla. Zapojování velkého množství svalových partií klade při výkonnostním provádění vysoké nároky na nervosvalovou koordinaci a funkční kapacitu organismu. Díky tomu nedochází k nadměrnému přetěžování, namáhání, a tím též trvalému poškození pohybového aparátu. Zvýšené nároky na pohyblivost jsou při běhu na lyžích kladeny na klouby ramenní a kyčelní (5).

Velký vliv na výkon lyžaře běžce hraje technika pohybu. Lyžaři musejí vybrat „správnou“ techniku pro každou část trati tak, aby lokomoce byla co nejekonomičtější. Ukazuje se, že pro vytrva-

lostní výkon je velmi důležitá schopnost neuro-muskulární soustavy zapojit a koordinovat svaly tak, aby podávaly sílu, výkon, ale též odolávaly únavě (10). Podle Gregory a kol. a Viitasalo a kol. (3, 9) jsou zjištěné odlišnosti v kinematice běhu na lyžích mezi více a méně úspěšnými závodníky publikovány jen minimálně. Příčinu vidí ve velkém množství faktorů, které toto ovlivňují: výstroj a výzbroj lyžaře (lyže, vázání, lyžařské boty, hole), trať, počasí, fyziologické změny organismu (únavy) a podobně. Pravděpodobně je biomechanika běhu na lyžích vázána na všechny tyto faktory, které jsou velmi těžko kontrolovatelné.

Při běhu na lyžích je vytvářeno punctum fixum i horními končetinami. Lyžař se tedy jakoby vrací ke kvadrupedii. „Na pletenci ramenním předpokládáme svalovou koordinaci, která má svůj

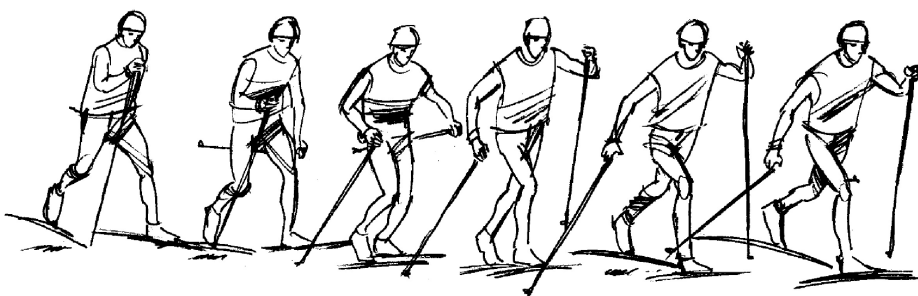
ekvivalent v ontogenetických formách lidské lokomoce“ (6, 12). Díky vertikální poloze těla je kvadrupedální charakter lokomoce vnímán se specifiky. Ty jsou dány polohou těla ve vertikále, jež vyvolává funkci stabilizačního systému těla, který nebyl v horizontální poloze těla v raném průběhu lidské pohybové ontogeneze ve fázi kvadrupedální lokomoce ještě nastartován (6). Podobně vysvětluje tento fenomén z hlediska fylogeneze primátů Vančata (11).

Pro lokomoci člověka realizované přes ramenní pletenec (běh na lyžích, nordic walking, plazení, lezení na stěně, plavecká technika kraul) považují Vystrčilová a kol. (13, 14) funkci m. latissimus dorsi za hlavní sval v oblasti trupu a plexus brachialis. Svalové skupiny trupu a břicha se starají o účinné přenášení síly a stabilitu trupu (16).

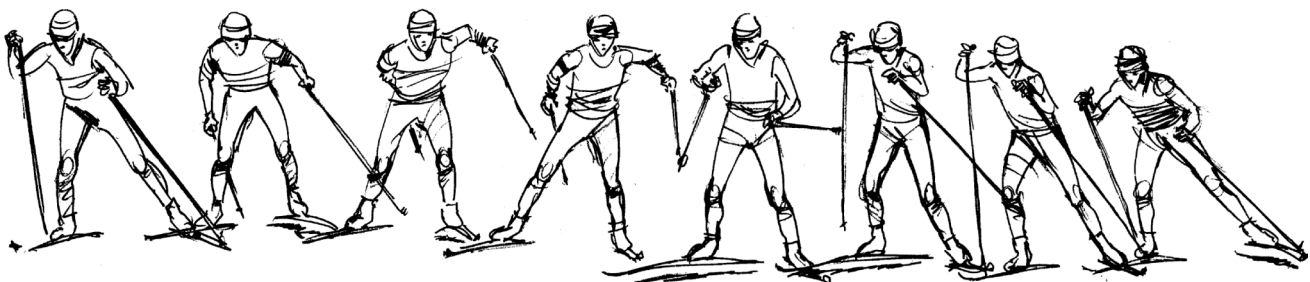
Lyžař běžec se neobejde bez dovednosti rovnováhy (2). Ta umožňuje provedení odrazu a následný co nejdelší skluz v jednooporovém postavení (4).

Klasická technika

Klasická technika se postupně vyvinula prodlužováním skluzu při prosté chůzi na lyžích a vyznačuje se paralelním vedením obou lyží v průběhu pohybového cyklu. „Lokomoce je realizována střídavým zapojováním horních i dolních končetin, což je třeba řídit nervosvalovou koordinací tak, aby byl vytvářen komplexně ucelený, plynulý pohyb“ (4). Provedení veškerých pohybů by tak mělo být se stejnou frekvencí, maximální uvolněností a plynulostí. Orientačně je průběh pohybu při střídavém dvoudobém běhu znázorněn na obrázku 1.



Obr. 1. Průběh pohybu na lyžích při střídavém dvoudobém běhu klasickou technikou.



Obr. 2. Průběh pohybu při asymetrickém oboustranném dvoudobém bruslení na lyžích, orientovaném na pravou stranu.

Pohybový cyklus dvoudobého střídavého běhu, jakožto nejpoužívanějšího způsobu klasické techniky, lze rozdělit na: odraz, přenášení hmotnosti, skluz a práci paží. Tento způsob je využíván především při stoupání, případně po rovinách v případě méně silově vybavených jedinců. Odraz je proveden z plochy skluznice při zastavení odrazové lyže. Je realizován postupnou extenzí kolenního, kyčelního a nakonec i hlezenního kloubu. Fáze odrazu je ukončena oddálením odrazové lyže od podložky.

Fáze skluzu je oproti odrazu časově delší. V této době dochází ke změně polohy těžiště, uplatňuje se dynamická rovnováha. Kvalita skluzu je dána předchozí účinností činnosti - odrazem. Též se jedná o přípravu na další odraz. Lyžařovo tělo se dostává do „přepadu“, je mírně předkloněno. Lyžař se zde dostává do pozice jednooporového postavení, kdy styk s podložkou zajišťuje jen skluzová lyže.

Práce paží je koordinována s dolními končetinami, a to tak, že ve fázi nároku i odrazu spolu korespondují (5).

Volná technika – bruslení

V porovnání s klasickou technikou je bruslení progresivnější. Odrazová lyže je pokládána na sněž v odvrátném postavení a následně je překlápena na vnitřní hranu. Z té probíhá odraz při skluzu. Impulz síly je větší při relativně malé síle odrazu, což má za následek větší zrychlení a delší skluz. Jízda je proto plynulejší a nejsou kladeny tak vysoké nároky na načasování odrazu vzhledem ke klasické technice. Odraz z vnitřní

hrany lyže při bruslení je podpořen soupažným od-pichem holí, který je účinnější než střídavý odpich používaný při dvoudobém střídavém běhu klasickou technikou (2). Orientačně je průběh pohybu při dvoudobém bruslení znázorněn na obrázku 2.

Zahájení odrazu vychází z polohy mírného pokrčení postupnou extenzí dolní končetiny. Pro správné nasměrování odrazu a jeho efektivní využití je trup mírně předkloněn. V průběhu odrazu je odlehčená noha aktivním vykývnutím přenesena okolo kotníku odrazové nohy šikmo vpřed tak, aby v okamžiku položení na sníh měla svou počáteční rychlost ve skluzu, čímž dochází ke zrychlení. Trup je neustále udržován v mírném předklonu (5).

Oboustranné bruslení dvoudobé (asymetrické) je z bruslení nejpomalejší, klade nejmenší nároky na sílu. Na krok levé i pravé dolní končetiny připadá jeden odpich paží. Nejčastěji používaným druhem bruslení širokou populací uživatelů je bruslení oboustranné dvoudobé asymetrické. Lyžař provádí jeden odpich pažemi na dva kroky dolními končetinami. Technicky vyspělejší lyžaři dokáží orientovat odpich paží na pravou i levou stranu podle terénních podmínek.

Je nutné konstatovat, že většina populace, provozující běh na lyžích, neovládá soubor dovedností, které vyžaduje výkonnostní forma tohoto sportu. Běh střídavý dvoudobý bývá prováděn ve dvouoporovém postavení, jedná se spíše o chůzi sunem. Při bruslení také neprobíhá dostatečné přenesení váhy těla nad skluznou lyži. Proto bývá upřednostněno oboustranné bruslení dvoudobé, při kterém nejsou kladeny vysoké nároky na udržení dynamické rovnováhy na jedné lyži. Dalším důvodem takovéto formy provedení je nedostatečná funkční připravenost rekreačních běžců na lyžích. Náš výzkum hledal míru koordinační podobnosti obou způsobů běhu na lyžích s pohybovým stereotypem volné bipedální chůze. Komparace byla provedena u závodní lyžařky na úrovni reprezentace ČR. Jednalo se o expertně posouzený nejdokonalejší pohybový stereotyp, který byl dostupný.

METODY

Intraindividuální komparativní analýza byla provedena na probandce, člence juniorského reprezentačního týmu České republiky v běhu na lyžích. Bylo vyhodnoceno 60 pracovních (krokových) cyklů při chůzi, 60 cyklů při klasické technice běhu dvoudobého střídavého a 60 cyklů při oboustranném dvoudobém bruslení. Měření se odehrálo na kvalitním sněhu při teplotě -8°C na upravených běžeckých tratích v Novém Městě na Moravě.

Byla použita povrchová polyelektromyografie (PEMG) se synchronizovaným videozáznamem prostřednictvím mobilního zařízení na bázi EMG, neseného na těle sportovce: vzorkování 200 1.s-1, s filtrací 29 Hz – 1200 Hz s časovou konstantou $\tau = 0,04$ s (8), se sedmi dvojicemi plochých elektrod o průměru 7 mm se vzdálenostmi středů 25 mm, uzemněním a ukládáním dat do vlastní paměti. Blíže viz Vystrčilová a kol. (14).

DESIGN VÝZKUMU

Případová intraindividuální komparativní analýza se zabývala třemi rozdílnými formami lokomoce. Nesledovanou proměnnou je rychlost lokomoce, manipulovanou proměnnou je pracovní (krokový) cyklus při běhu na lyžích klasickou technikou, při bruslení na lyžích a při volné bipedální chůzi.

Měření každé ze tří sledovaných činností bylo provedeno 6krát ve 20sekundových intervalech měření se 3minutovými přestávkami pro přenos dat ze záznamníku do PC. Z každé činnosti bylo hodnoceno 60 pracovních (krokových) cyklů. Byly měřeny svaly na pravé straně těla v oblasti pánve a dolních končetin, pro doplnění byly lokalizovány elektrody i kontralaterálně na svalu *m. gastrocnemius sin, caput medialis*. Přehled měřených svalů uvádí tabulka 1.

Tab. 1. Seznam měřených svalů s uvedenými nastavenými citlivostmi snímacích kanálů [mV].

Sval	Citlivost kanálů [mV]		
	chůze	stříd.běh	bruslení
lokomoce			
<i>m. gluteus maximus dx.</i>	0,05	0,1	0,05
<i>m. gluteus medius dx.</i>	0,2	2	1
<i>vastus medialis dx.</i>	0,05	0,2	0,1
<i>m. gastrocnemius dx, cap. medialis</i>	0,1	0,1	0,1
<i>m. tibialis anterior dx.</i>	0,2	0,2	0,2
<i>m. gastrocnemius sin, cap. medialis</i>	0,2	0,2	0,2

EMG data byla zpracována programem Matlab do formy matic kroskorelačních hodnot fázových posunů rozhodujících nástupů svalových aktivací průměrného pracovního cyklu ($n=60$) pro každý zkoumaný druh lokomoce. Studie se nezabývala fenoménem diagonality a lateralit v zkříženém lokomočním vzoru.

VÝSLEDKY

V tabulkách 2, 3, 4 jsou uvedeny matice kroskorelačních hodnot fázových posunů rozhodujících nástupů svalových aktivací průměrného pracovního cyklu ($n=60$). Jako referenční sval byl stanoven *m. tibialis anterior dx.*

Tab. 2. Matice kroskorelačních hodnot fázových posunů rozhodujících nástupů svalových aktivací průměrného pracovního cyklu (n=60) při volné bipedální chůzi.

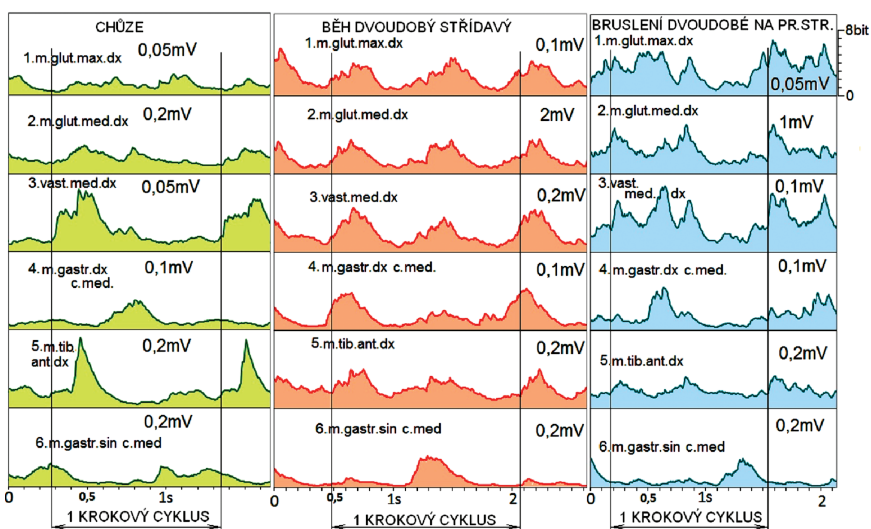
Fázový posun chůze	m.glut. max.dx	m.glut. med.dx	vast. med.dx	m.gastr. dx cap.med.	m.tib.ant.dx	m.gastr. sin c.med
m.glut.max.dx.	0	38%	47%	-34%	42%	17%
m.glut.med.dx.	0	0	4%	-29%	5%	-21%
vast.med.dx.	0	0	0	27%	-11%	-30%
m.gastr.dx. c.med.	0	0	0	0	-38%	47%
m.tib.ant.dx.	0	0	0	0	0	-26%
m.gastr.sin c.med.	0	0	0	0	0	0

Tab. 3. Matice kroskorelačních hodnot fázových posunů rozhodujících nástupů svalových aktivací průměrného pracovního cyklu (n=60) při klasické technice běhu na lyžích dvoudobém střídavém.

Fázový posun stříd. běh dvoudobý	m.glut. max.dx	m.glut. med.dx	vast. med.dx	m.gastr. dx cap.med.	m.tib.ant.dx	m.gastr. sin c.med
m.glut.max.dx.	0	-1%	0%	-4%	2%	46%
m.glut.med.dx.	0	0	2%	-3%	2%	-2%
vast.med.dx.	0	0	0	-5%	-1%	44%
m.gastr.dx c.med.	0	0	0	0	5%	49%
m.tib.ant.dx.	0	0	0	0	0	45%
m.gastr.sin c.med.	0	0	0	0	0	0

Tab. 4. Matice kroskorelačních hodnot fázových posunů rozhodujících nástupů svalových aktivací průměrného pracovního cyklu (n=60) při oboustranném bruslení na lyžích dvoudobém, s orientací na pravou stranu.

Fázový posun skate 2-1 P	m.glut. max.dx	m.glut. med.dx	vast. med.dx	m.gastr. dx cap.med.	m.tib.ant.dx	m.gastr. sin c.med
m.glut.max.dx.	0	4%	1%	4%	0%	-44%
m.glut.med.dx.	0	0	1%	-13%	1%	-19%
vast.med.dx.	0	0	0	0%	0%	-49%
m.gastr.dx.c.med.	0	0	0	0	14%	-48%
m.tib.ant.dx.	0	0	0	0	0	-22%
m.gastr.sin c.med.	0	0	0	0	0	0



Graf 1. EMG záznam vybraného pracovního kroku volné bipedální chůze, pracovního kroku při klasické technice běhu na lyžích dvoudobém střídavém a pracovního kroku při oboustranném dvoudobém bruslení na lyžích, s orientací na pravou stranu.

DISKUSE

V následující diskusi jsme vycházeli především z:

1. Kroskorelačních hodnot nástupů rozhodující svalové aktivace (tabulky 2, 3, 4). Jako referenč-

ní sval byl zvolen *m. tibialis anterior dx.* pro svoji specifickou funkci při chůzi, jakožto dorzálního flexoru nohy. Je popisován timing ostatních sledovaných svalů průměrného pracovního cyklu (n=60) v rozmezí -50 % až +50 %. Poloha nástupu svalové aktivace *m. tibialis anterior dx.* má hodnotu 0 %. Pro úplnost uvádíme, že nízké procentuální hodnoty znamenají časově podobný nástup rozhodující svalové aktivace dvou uvažovaných svalů. Jako doplňující kritérium pro popis pohybového stereotypu sledovaných svalů při třech různých druzích lokomoce byly uplatňovány:

2. Timing lokálních maxim svalů (graf 1).
3. Velikost plochy pod EMG křivkou průměrného pracovního (krokového) cyklu, která jako pravděpodobnostní veličina ukazuje dynamiku velikosti odevzdané svalové práce.

Sval *m. gluteus maximus dx* ukazuje svými fázovými posuny oproti svalu *m. gluteus medius dx* (chůze 38 %, běh střídavý -1 % a bruslení 4 %) na významnou příbuznost běhu na lyžích oproti chůzi. Totéž nacházíme u vztahu tohoto svalu k našemu pohybovému markeru *m. tibialis anterior dx*. (42%, 2%, 0%). Z toho by se dalo s určitou opatrností vyvodit, že při běhu na lyžích se *m. tibialis anterior dx*. více dostává do role posturální, společně s *m. gluteus medius dx*. Vypovídá o tom i více sakadovaný charakter EMG křivky oproti chůzi. Ve všech třech druzích lokomoce jsou si v nástupech aktivace svaly *m. gluteus medius dx* a *m. tibialis anterior dx*. blízké, u bruslení je nástup aktivace dokonce totožný. Svaly *m. tibialis anterior dx*. a *m. gluteus medius dx*. nacházíme u všech sledovaných forem lokomoce s vzájemně velmi blízkým nástupem rozhodující svalové aktivace (5%, 2%, 1%). Zde lze hovořit o velmi podobných koordinačních vztazích. Tyto dva velmi důležité svaly pro chůzi tak ukazují na vzájemně těsný vztah mezi chůzí, střídavým během a bruslením na lyžích. Vyplývá to z bipední formy lokomoce, kdy ve fázi nároku je udržována stabilita pánve v transversální rovině.

U srovnání nástupů aktivace svalů *m. tibialis anterior dx*. a *m. gastrocnemius dx., caput medialis* nacházíme největší rozdíl u chůze, kdy první jmenovaný sval předchází druhý o 38 % pracovního cyklu, u střídavého běhu následuje o 5 % a u bruslení dokonce o 14 %. Díky těmto velkým rozdílům (mezi chůzí a střídavým během 43 % a chůzí a bruslením 52 %) můžeme spíše usuzovat na specifiku běhu na lyžích obecně. Tento fenomén je ovlivněn pravděpodobně obtížnějším udržováním předozadní rovnováhy ve skluzu na jedoucí lyži (dorzoplantární smysl udržování polohy i pohybu) oproti dynamické rovnováze v jednooborovém postavení při chůzi. Při chůzi se jedná vlastně spíše o pohyb (postupný průchod největšího zatížení chodidlem směrem vpřed s pokračující dorzální flexí), zatímco u běhu na lyžích je zde zřejmý zvyšující se podíl posturální funkce svalu zajišťujícího spíše polohu. Při běhu na lyžích obecně je EMG křivka opět roztřesenější, poukazuje na reciproční vyrovnávání předozadního postavení nohy. O zvýšeném podílu posturální funkce vypovídá rovněž větší podíl „posturálního pozadí“ EMG náboru. Křivky zůstávají na rozdíl od chůze v místech svých lokálních minim na relativně vyšší amplitudě. Z hlediska plochy pod EMG křivkou jsou největší nároky na *m. tibialis anterior dx*. kladeny při střídavém běhu, nejmenší při bruslení. Na sval *m. gastrocnemius dx., caput medialis* jsou kladeny nároky v tomto smyslu v pořadí běh střídavý, bruslení, chůze. Tento sval rovněž vykazuje největší hodnoty rozdílů fázových posunů mezi během na lyžích obecně

a chůzí. Uvádíme opět v pořadí chůze - střídavý běh - bruslení.

<i>m. gastrocnemius dx., caput medialis</i>	
vs <i>m. gluteus maximus dx.:</i>	-34%, -4%, 4%,
<i>m. gastrocnemius dx., caput medialis</i>	
vs <i>m. gluteus medius dx.:</i>	-29%, -3%, -13%,
<i>m. gastrocnemius dx., caput medialis</i>	
vs <i>vastus medialis dx.:</i>	27%, -5%, 0%,
<i>m. gastrocnemius dx., caput medialis</i>	
vs <i>m. tibialis anterior dx.:</i>	-38%, 5%, 14%

Tento fázicky pracující sval, jehož rozhodující funkcí v lidské lokomoci je zajištění a dokončení odrazu nohy od podložky, tak ukazuje na obecnou odlišnost běhu na lyžích jako jedné skupiny (střídavý běh i bruslení) oproti chůzi na straně druhé.

Další obecnou odlišností chůze a běhu na lyžích ukazuje vzájemný koordinační vztah nástupu svalové aktivace *m. gluteus maximus* a *vastus medialis*. U chůze nacházíme fázickou korelaci se 47% zpožděním *vastus medialis*, u běhu 0% a 1%. Stabilizátor kolene *vastus medialis* však oproti chůzi vykazuje výrazně větší plochu pod křivkou u střídavého běhu, přibližně 200%, a při bruslení dokonce přibližně 470%. Tato skutečnost ukazuje na běh na lyžích obecně jako na aktivitu, která významně zatěžuje stabilizátor kolene *vastus medialis*. Doporučení pro postrehabilitační režim pak ještě specificky akcentuje bruslení na lyžích. Velmi zajímavý je timing nástupu rozhodujících svalových aktivací u svalů *vastus medialis dx.* a *m. gluteus medius dx.* Při chůzi i obou formách běhu na lyžích tyto dva svaly nastupují do aktivace velice podobně (hodnoty 4%, 2%, 1%). Oba svaly stabilizující sobě odpovídající strukturu (koleno, pánev) tak ve své stabilizační funkci spolupracují u všech tří sledovaných forem lokomoce. Dá se tak říci, že z hlediska stabilizace jsou si běh na lyžích (běh střídavý i bruslení a chůze) velmi podobné. A to i přesto, že při chůzi prochází stojná noha oporovou fází a vlastně stojí na jednom místě pevné opory a při běhu na lyžích se tato noha nachází ve skluzu. Dotýkáme se tak možná podstaty vytvoření dynamické rovnováhy v jednooborovém postavení při běhu na lyžích. Dokonale osvojená technika běhu na lyžích tak v sobě obsahuje takovou kvalitu dynamické rovnováhy, která se blíží rovnováze stojné nohy při chůzi, kdy se vytvořené místo opory (*punctum fixum*) nepohybuje.

Sval *m. tibialis anterior dx*. se nachází v souhře s oběma výše zmíněnými stabilizačními svaly – *vastus medialis dx.* (hodnota fázového posunu při střídavém běhu -1%, při bruslení 0%) při běhu na lyžích obecně, zatímco u chůze předbíhá (-11%). Tato situace souvisí s dynamikou kroku. U chůze aktivace *m. tibialis anterior dx.* předchází před

dokrokem, aby se poté po dokroku aktivovaly sledované stabilizační svaly (*vastus medialis dx.* a *m. gluteus medius dx.*). *M. tibialis anterior dx.* při srovnání s dalším stabilizačním svaem *m. gluteus medius dx.* vykazuje hodnoty fázového posunu 2% a 1% u běhu na lyžích, u chůze nacházíme hodnotu 5%. Tato změna fázového posunu při chůzi oproti dvojici *m. tibialis anterior dx.* a *vastus medialis dx.* (5% oproti -11%) souvisí logicky s udržováním předozadního postavení na skluzové lyži.

Námi zvolený „chůzový marker“, sval *m. tibialis anterior dx.* ve vztahu k bočnímu stabilizátoru pánve, svalu *m. gluteus medius dx.*, vykazuje podobné fázové posuny s málo podstatnými rozdíly v timingu. Chůze 5%, střídavý běh 2%, bruslení 1%. Tento fenomén opět ukazuje na kineziologickou příbuznost všech tří zkoumaných forem lokomoce. V průběhu EMG křivky v grafu 1 u svalu *m. tibialis anterior dx.* vidíme výrazná lokální maxima u chůze, fázicky charakterizovaná. U obou forem běhu na lyžích je charakter křivky více sakadovaný, amplituda neklesá k nule (tonické pozadí), sval odpovídá na požadavek udržování postury v režimu dynamické rovnováhy při skluzu.

V tabulkách 2, 3, 4 jsou uvedeny i fázové posuny kontralaterálního svalu *m. gastrocnemius sin, caput medialis*. Zapojení svalu při dvoudobém bruslení není podpořeno prací ramenního pletence a není dále diskutováno. Polemika s podobným výzkumem kineziologického obsahu sportovního pohybu v běhu na lyžích není možná pro absenci podobného tématu v domácích i zahraničních zdrojích.

ZÁVĚR

Běh na lyžích se obecně od chůze odlišuje v timingu nástupů rozhodující svalové aktivace především u fázických svalů *m. gluteus maximus dx.*, *m. gastrocnemius dx.*, *caput medialis vs vastus medialis dx.*, *m. tibialis anterior dx.* Svaly působící pro stabilizaci, jako *m. gluteus medius dx.* a *vastus medialis dx.*, pracují ve velice podobném timingu při chůzi i při běhu na lyžích obecně. U námi zvoleného chůzového markeru (zdůvodnění viz výše), svalu *m. tibialis anterior dx.*, bylo nalezeno setrvávání svalu v určitém tonickém napětí i v oblastech lokálních minim při běhu na lyžích; při chůzi ukazuje EMG nábor na více fázický průběh. Při běhu na lyžích nacházíme podstatně větší hodnoty plochy pod EMG křivkou u svalu *vastus medialis dx.*

Pro využití v postrehabilitačním pohybovém režimu nacházíme tak uplatnění více při insuficienci stabilizace pánve a po operacích kolenního

kloubu. Časová charakteristika aktivace zkoumaných stabilizačních svalů se blíží charakteristice při volné bipedální chůzi jako základní, a tedy přirozené formě lidské lokomoce. Na základě měření námi vybraných svalů nelze stanovit, která ze sledovaných forem běhu na lyžích vykazuje vyšší míru příbuznosti s volnou bipedální chůzí.

Uvedené závěry platí s ohledem na formu výzkumu - případové studie sportovkyně na velmi vysoké výkonnostní úrovni s vysokou expertně posouzenou mírou koordinace.

Výzkum je podpořen grantem Grantové agentury České republiky pod označením GAČR 406/08/1449 a Výzkumným záměrem UK v Praze, FTVS, podpořeným MŠMT pod označením MSM 0021620864. Autoři děkují katedře anatomie a biomechaniky UK v Praze, FTVS za zpracování dat v programu Matlab.

LITERATURA

1. DE LUCA, C. J.: The use of surface electromyography in biomechanics, [on-line], 1993, [cit. 1. 1. 2009]. Dostupné na [www: http://www.delsys.com/](http://www.delsys.com/).
2. GNAD, T., PSOTOVÁ, D.: Běh na lyžích. Karolinum, Praha, 2005, 151 s. ISBN 80-246-0995-9.
3. GREGORY, R. W., HUMPHREYS, S. E., STREET, G. M.: Kinematic analysis of skating technique of Olympic skiers in the women's 30-km race. *J. Appl. Biomech.*, 10, s. 382-392.
4. CHRÁSTKOVÁ, M.: Speciální posilovací cvičení pro běžecké na lyžích klasickou technikou. Diplomová práce, Praha, 2009.
5. ILAVSKÝ, J., SUK A.: Abeceda běhu na lyžích, metodický dopis. Jablonec nad Nisou, 2005, 209 s.
6. KRAČMAR, B.: Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – I. Vývoj pohybu člověka v okolním prostředí. *Těl. Vých. Sport. Mlád.*, roč. 73, 2007, č. 3, s. 2-7.
7. MASSAAD, F. M., LEJEUNE, T., DETREMBLEUR, CH.: The up and down bobbing of human walking: a compromise between muscle work and efficiency. *J. Physiol.*, 582, 2007, č. 2, s. 789-799.
8. MERLETTI, R., PARKER, P.: Electromyography. Physiology, engineering, and noninvasive applications. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, 2004.
9. VIITASALO, J. T., MÜLLER, E. et al.: Effects of 50km racing on ski skating kinematics in the Falun world championships in 1993 [on-line]. © In MÜLLER et al.: Science and skiing. Cambridge, Chapman & Hall, 1997, s. 88-96. ISBN 0-419-20850-X [cit. 5. 3. 2010]. Dostupné na: <http://www.google.com/books?id=Qt7SlbwQVw0C&pg=PA421&dq=cross+country+skiing+klasic+technic&lr=&hl=cs&cd=6#v=onepage&q&f=false>
10. RUSKO, H.: Cross country skiing [on-line]. © Blackwell Science Ltd. A Blackwell Publishing Company, 2003, s. 1. ISBN 0-632-05571-5. [cit. 5. 3. 2010]. Dostupné na: http://www.google.com/books?id=he7-eY86uIcC&printsec=frontcover&dq=cross+country+skiing+classic+technic&lr=&hl=cs&source=gbs_book_similarbooks#v=onepage&q&f=false
11. VANČATA, V.: Fylogeneze člověka a jeho předků. In: Švecová, M. a kol.: Nové směry v biologických oborech a jejich speciálních didaktikách. Praha, Karolinum, 2002, s. 47-84.

12. VOJTA, V., PETERS, A.: Vojtův princip. Praha, Grada, 1995, s. 25, 39, 95. ISBN 80-7169-044-X.
13. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B.: Nové pohledy na pohybové aktivity člověka – III. Chůze. TVSM, roč. 73, 2007, č. 5, s. 2-8.
14. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., KOZELSKÝ, D., ŠKOPEK, M.: Dětské plazení jako základní forma lidské lokomoce prostřednictvím pletence ramenního. In: Sb.: Tělesná výchova sport mládeže v biologickém, psychologickém, sociálním a didaktickém kontextu. Ed.: Mužík, V., Dobrý, L., Süß, V. Brno, Masarykova univerzita, 2008, s. 65-79.
15. VYSTRČILOVÁ, M., KRAČMAR, B., NOVOTNÝ, P.: Ramenní pletenec v režimu kvadrupedální lokomoce. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 13, č. 2, s. 92-98. ISSN 1211-2658.
16. WIGGER, J.: Optimale Kraftübertragung. Fit for Life (Läufer), 1998, č. 12, s. 34-37. SPORTIS P - 1/00.

Doc. PaedDr. Bronislav Kračmar, CSc.
FTVS UK
J. Martího 31
162 52 Praha 6
e-mail: kracmar@ftvs.cuni.cz

STUDIE HODNOTÍCÍ ÚČINNOST PŮSOBENÍ PŘÍSTROJŮ DIADENS-T U DOSPĚLÝCH PACIENTŮ SE SYNDROMEM BOLESTIVÉHO KOLENE DEGENERATIVNÍ ETIOLOGIE

Šrámek P., Ticháčková J.

Ústav preventivního a sportovního lékařství, s.r.o., Praha
Nemocnice Strahov, Praha,
přednosta MUDr. V. Polakovič, MBA

SOUHRN

Cílem studie bylo prokázat účinnost působení přístrojů DiaDENS-T na dospělé pacienty a prokázat jejich terapeutickou bezpečnost. Sledování se účastnilo 30 zkoušených osob a 30 kontrolních subjektů se syndromem bolestivého kolene degenerativní etiologie. Tópické neurostimulační působení definovaných parametrů bylo prováděno denně 30 min. po 2 týdny. Po 2týdenní aplikaci léčby DiaDENS došlo k významnému zvětšení rozsahu hybnosti a snížení bolestivosti v aktivní skupině. K obdobným změnám došlo i v kontrolní skupině, avšak na nižší hladině významnosti.

Klíčová slova: DiaDens, neurostimulace, gonartróza

SUMMARY

Šrámek P., Ticháčková J.: The Study Assessing Effect of DiaDENS-T Instrument in Adult Subjects with a Syndrome of Painful Knee Degenerative Etiology

The aim of study was to prove the effect of DiaDENS-T instrument in adult subjects and to show their therapeutic safety. Thirty active and 30 control subjects participated in the study. Topic neuro stimulating treatment was applied daily 30 min for two weeks. The treatment has improved range of knee movement and decreased pain in both groups with statistically better result in active group.

Key words: DiaDens, neurostimulation, knee arthrosis

Rehabil. fyz. Lék., 18, 2011, No. 1, pp. 39–42.

ÚVOD

Přístroj DiaDENS-T je určen k terapeutickému neinvazivnímu působení na organismus s regulačními účinky na fyziologickou soustavu organismu a také k léčení funkčních obtíží širokého spektra patologií. Působení přístroje je možno kombinovat s farmakologickou terapií, přičemž se snižuje riziko vedlejších účinků léčiv. Působení přístroje je možné spojit i s metodami léčby, jako jsou např. masáž, homeopatie, léčebný tělocvik, bahenní zábaly atd. Metoda transkutánní dynamické elektroneurostimulace (DENS) má specifický význam v široké škále fyzioterapeutických metod, které se používají jako symptomatická léčba u mnoha onemocnění. Vlivem elektrických neurostimulačních impulzů probíhají změny mikrocirkulace, metabolismu buněk, tkání a orgánů a produkují se biologicky aktivní látky. To vše podporuje normalizaci motorických, vylučovacích, imunitních i dalších funkcí vnitřních orgánů a částí těla, které jsou spojeny s drážděnými kožními zónami (5). Vzhledem k minimálním kontra-

indikacím, nemožnosti vzniku návyku a dobré snášenlivosti u různých věkových skupin lze doporučit DENS pro komplexní léčbu širokého spektra různých onemocnění.

Účinnost DENS pro léčbu mnoha onemocnění je již prokázána na základě několika klinických studií (7, 9). V této placebem kontrolované studii jsme prokazovali účinnost a bezpečnost neurostimulační léčby přístrojem Dia DENS u pacientů s převážně degenerativně postiženým kolenním kloubem.

METODA

Studie se zúčastnilo 18 žen a 12 mužů v aktivní a 19 žen a 11 mužů v kontrolní skupině. Průměr a směrodatnou odchylku (SD) antropometrických údajů vykazuje tabulka 1.

Většina subjektů byla vybrána z pacientů interního oddělení Nemocnice na Strahově. Vzhledem k věku se jednalo převážně o diagnózu degenerativního onemocnění kolene v různém stadiu aktivity onemocnění (4).

Tab. 1. Antropometrické ukazatele sledované skupiny.

	Věk (roky)	Výška (cm)	Hmotnost (kg)
Aktivní skupina	60,3	169,3	83,1
SD+/-	19	9	17
Kontrolní skupina	75,2	167,6	75,6
SD+/-	12	7	12

V aktivní skupině bylo léčeno 14 artróz pravého kolene a 16 postižení levého kolene. V kontrolní skupině byla gonartróza zastoupena stejným počtem 15 vlevo i vpravo.

Vstupní i výstupní vyšetření bylo provedeno vždy stejným fyzioterapeutem. Při vstupním vy-

šetření jsme analogovou škálou bolesti (VAS), změřili rozsah kloubní pohyblivosti a vypočetli jeho objem (výpočet z obvodů 10 cm nad, 10 cm pod a v popliteální rýze). Pacient byl seznámen s funkcí přístroje DENAS. Po randomizaci podepsal předávací protokol a převzal zkušební přístroj.

Den 1-14: Pacient nebo fyzioterapeut umístil aplikátor elektrod přístroje na místa největší bolestivosti a aplikoval přednastavenou intenzitu léčebného proudu po dobu 30 minut. Sedm dnů od začátku léčby byla provedena analogová škála bolesti (VAS), změření rozsahu kloubní pohyblivos-

Obr. 1. Elektrický stimulátor působící přes kůži, analgizující, s vnitřními a vysunutými elektrodami, portativní, pro stimulaci BAT a BAZ. Přístroj je určen pro terapeutické neinvazivní (šetrné) působení s cílem dosáhnout regulujícího léčebného efektu na práci orgánů a systémů organismu při široké škále onemocnění.



1. Zvláštnosti: Přístroje DiaDENS-T jsou vybaveny trvalou funkcí monitoringu povrchové impedance kůže, která umožňuje dosáhnout maximální efektivity a individualizaci léčby.

2. Technické charakteristiky:

2.1 Zdroj napájení: Jen baterie (bez akumulátorů) typ 1,5 V LR6/AA, V.1,5±0,2

2.2 Doba trvání série impulsů, s.....0,3 až 4,5

2.3 Doba trvání přestávky mezi sériemi impulsů, s.....2,0±0,3

2.4 Frekvence impulsů, Hz v přístroji DENAS:

- v režimu «Test».....10±1

- v režimu «Terapie».....77±3

V přístroji DENAS+:

- v režimech «Test» a «MED».....10±1

- v režimu «Terapie».....77±3

2.5 Doba nepřetržité práce (s novým zdrojem napájení, bod 2.1), h., min. 4

2.6 Hmotnost přístroje, kg.....max. 0,3

2.7 Rozměry přístroje, mm.....max. 195x65x45

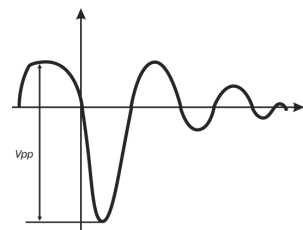
2.8 Rozměry zabudovaných elektrod (existují tři elektrody), mm...max.....7x50

2.9 Tvar impulsů je uveden na obrázku 1.

Amplituda impulsu: ≈ 340 V (R = 10 kΩ)

≈ 60 V (R = 1 kΩ)

2.10 Přístroj se automaticky vypne nejpozději 5 minut po posledním stisknutí jednoho z knoflíků (kromě knoflíku «Off»), nebo po posledním přiložení elektrod k povrchu kůže pacienta.



Doba trvání impulsu

* *V_{pp}* – amplituda impulsu

2.11. Podmínky použití:

- teplota okolního vzduchu, °C .. +10 až +35

- tlak vzduchu...70 kPa až 106 kPa

- relativní vlhkost vzduchu...30% až 93%

Pokud byl výrobek skladován při teplotě okolního vzduchu nižší než 10 °C, nechte jej v normálních klimatických podmínkách stát minimálně dvě hodiny před použitím.

Zařízení odpovídá normám elektromagnetické kompatibility (EMC) v souladu s normou IEC-60601-1- a doplňkovou normou IEC-60601-10. Tento zdravotní výrobek má značku CE v souladu se Směrnicí o zdravotních přístrojích (MDD) 93/4 /EEC.



Výrobek typu BF

ti a jeho objemu. Stejný postup se opakoval po 14 dnech aplikace.

Způsob stimulace byl stabilní, elektrody byly aplikovány pomocí aplikátoru na bolestivou zónu kolene. Pro analgetické působení jsme použili intenzitu stimulace, která vyvolá mírné píchání až pálení. Frekvenci elektroimpulzní stimulace jsme nastavili na 77 Hz. Hodnoty proudu v μA : 1–15. U placebo skupiny jsme nevyvolali žádné pocity.

Statistické vyhodnocení jsme provedli porovnáním naměřených výsledků u sledované a kontrolní skupiny před počátkem a po ukončení léčby. Při porovnání výsledků jsme použili dvouvýběrový T-test, který porovnává statistickou významnost rozdílu výsledků před započítáním a po ukončení léčby ve skupině aktivní a placebové. Určili jsme 95% interval spolehlivosti. Námi zvolená hladina významnosti $P < 0,05$.

VÝSLEDKY

AKTIVNÍ SKUPINA

Objem léčeného kolene (ccm) před léčbou a po léčbě se u aktivní skupiny zmenšil v průměru o 39 ccm. 2770 (+ 617) oproti 2730 (+ 559) po léčbě ($P = 0,365$).

Rozsah pohyblivosti (ve stupních) nemocného kolene se v aktivní skupině zlepšil ze 111 (+ 19) na 117 (+ 18), $P = 0,059$. Průměrný rozdíl rozsahu pohyblivosti se zvýšil o 6,7.

Vnímání bolesti (VAS analogová škála bolesti) se v aktivní skupině během léčby významně snížilo ze 7,567 (+ 1,104) na 5,533 (+ 2,030), $P = 0,000$. Průměrný rozdíl vnímání bolesti se snížil o 2,03 bodu.

KONTROLNÍ SKUPINA

Objem měřeného kloubu se významně nezměnil. Z 2507 (+ 550) na 2514 (+ 557) ccm ($P = 0,228$). Průměrný rozdíl objemu kolene se zvýšil o 6,6 ccm.

Rozsah pohyblivosti (ve stupních) se prakticky nezměnil. Ze 112,27 (+ 12,70) na 113,67 (+ 12,66), $P = 0,013$. V průměru se rozsah pohyblivosti zvýšil o 1,40.

Snížení bolestivosti nastalo po 14 dnech i u kontrolní skupiny. Z 7,367 (+ 0,964) na 6,600 (+ 0,814) analogové škály, ($P = 0,000$). V průměru se bolestivost snížila o 0,767 bodu.

Objem léčeného kolene se v průměru snížil o 39 ccm v aktivní skupině a mírně zvýšil v kontrolní skupině. Rozdíl není statisticky významný. Přesto svědčí o dobrém efektu DENAS terapie. Také rozsah pohyblivosti se v aktivní skupině zvětšil v průměru o 6,7 stupně oproti 1,4 stupně u placebové skupiny. Významně se snížilo vnímání bo-

lesti o 2 body na analogové škále u aktivní skupiny oproti 0,7 bodu u kontrolní.

DISKUSE

Chronická bolest provázející degenerativní kloubní onemocnění je převážně potlačována medikamentózní léčbou. Její vedlejší účinky však často nedovolují účinné dávkování. Problémem je i léková interakce u polymorbidních pacientů, riziko krvácení ze zažívacího traktu a případná nefro či hepatotoxicita u dlouhodobé léčby. Vhodnou alternativou, jako základní nebo podpůrná analgetická léčba, představuje dynamická elektro neurostimulace. Její efekt je, mimo jiné, zprostředkován endogenním mozkovým opioidním systémem. Ten inhibuje nociceptivní signály, které přivádí do CNS nemyelizovaná aferentní C-vlákna (6). Neurostimulace umožňuje terapeuticky dosovat elektrický proud, amplitudu a formu pulzové vlny, její šíři a frekvenci k optimálnímu ovlivnění systému. Navíc je to léčba neinvazivní a může být kontinuálně modifikována (2).

Kontrolovaných klinických studií, splňujících podmínky srovnání aktivního neurostimulačního působení s neaktivním, placebovým, není mnoho (3). Rushton srovnal dostupnou literaturu týkající se léčby bolestivých stavů prostřednictvím přístrojů, které elektricky stimulují nervové struktury. U poloviny pacientů se střední intenzitou bolesti byla analgezie dostatečná. Pro bolesti vyšší intenzity doporučuje implantovatelné přístroje (6). Na metodologické problémy u studií, prokazujících efekt neurostimulační léčby, poukazuje také Tulgar (8).

My jsme se pokusili o sledování srovnatelných parametrů výběrem gonartrózy u starších pacientů. Předností studie může být homogenní diagnostický model, nevýhodou degenerativního onemocnění je nemožnost průkazu rychlejší změny dynamických parametrů (otok kloubu, hybnost). V naší studii po dvoutýdenní aplikaci léčby DiaDENS došlo k významnému zvětšení rozsahu hybnosti a snížení bolestivosti v aktivní skupině. K obdobným změnám došlo i v kontrolní skupině, avšak v menším rozsahu. Vzhledem k převažující diagnóze artrózy kolene jsme nepředpokládali, že by mohlo dojít k významné změně objemu kloubu. Pacienti v aktivní skupině hodnotili aplikaci velmi kladně. Žádný z pacientů nezaznamenal zvýšení spotřeby analgetik. Ukončení léčby v jednom případě pro zhoršení bolesti nedáváme do souvislosti s aplikací terapie. Nezaznamenali jsme žádný nežádoucí efekt léčby. Průkaz kladného efektu léčby DiaDENS v aktivní skupině podtrhuje skutečnost, že u sledovaných subjektů nebyla

aplikována žádná další fyzikální terapie. Doplňující léčba nebyla zaměřena ani na cílené zvýšení hybnosti v kloubu. Počet chodících a ležících pacientů byl v obou skupinách přibližně stejný. Ležící pacienti rehabilitovali chůzi s asistencí fyzioterapeuta. Pacienti v aktivní skupině referovali snížení startovací bolesti. Zvětšení rozsahu pohyblivosti kolene a redukci jeho objemu lze považovat za důsledek potlačení zánětlivé kloubní synovity. Ústup zánětu ovlivnil i percepci bolesti.

Snížení bolesti při pooperační rehabilitaci s využitím přístroje DiaDENS-T o 5-6 bodu VAS škály zaznamenali Baiduroshvily a kol. (1) u dětí po operacích následků mozkové obrny. Registrovali také snížení spasticity a zlepšení hybnosti. Doporučují využití přístroje k redukci pooperačního a postraumatického edému. Vyzdvihují jednoduchost a bezpečnost použití přístroje DiaDENS-T, malé rozměry, možnost přizpůsobení k individuálním potřebám pacienta a možnost domácího použití.

ZÁVĚR

V placebem kontrolované klinické studii jsme prokazovali efekt a bezpečnost neurostimulace s použitím přístroje DiaDENS-T. Po dvoutýdení aplikaci léčby DiaDENS došlo k významnému zvětšení rozsahu hybnosti a snížení bolestivosti v aktivní skupině. K obdobným změnám došlo i v kontrolní skupině, avšak na nižší hladině významnosti. Vzhledem k diagnóze artrózy kolene jsme nepředpokládali, že by mohlo dojít k významné změně objemu kloubu. Pacienti v aktivní skupině hodnotili aplikaci velmi kladně. Nezaznamenali jsme žádný nežádoucí efekt léčby.

1. BAINDUROSHVILY, A. G., OVECHKINA, A. V., KENYS, V. M., GUSEVA, I. A., LEONOVA, N. P.: Dynamic electroneurostimulation in the system of orthopedic-surgical treatment of children with cerebral palsy. Orthopedic children's research institute named by Turner G. I. Saint-Petersburg, Russia.
2. BIRKNES, J. K., SHARAN, A., REZAI, A. R.: Treatment of chronic pain with neurostimulation. *Prog. Neurol. Surg.*, 19, 2006, s. 197-207.
3. COFFEY, R. J., LOZANO, A. M.: Neurostimulation for chronic noncancer pain: an evaluation of the clinical evidence and recommendations for future trial designs. *J. Neurosurg.*, 105, 2006, 2, s. 174.
4. ČECH, O., SOSNA, A., BARTONÍČEK, J.: Poranění zivového aparátu kolenního kloubu. Avicenum, 1986.
5. ČEREMCHIN, K. J. a kol.: DiaDENS manuál dynamické elektrostimulace. Jekatěrinburg, 2005.
6. KUKUSHKIN, M. L., MEIZEROV, E. E., GRAFOVA, V. N., SMIRNOVA, V. S., GUROV, A. A., CHERNYSHEV, V. V.: Peculiarities of the development of analgesic effect during transcutaneous dynamic electrical stimulation. *Bull. Exp. Biol. Med.*, 135, 2003, 3, s. 228-234.
6. RUSHTON, D. N.: Electrical stimulation in the treatment of pain. *Disabil Rehabil.*, 24, 2002, 8, s. 407-415.
7. SHOFEROVA, S. D., SHIMAN, A. G., EGOROVA, E. V., ANDREEVA, E. N.: DENS-therapy in treating patients with osteoarthritis deformans. Materials of International Anniversary Symposium "Dynamic Electroneurostimulating Therapy. New Frontiers and Results of the Empirical Development Stage". - Ekaterinburg, 2003, s. 49-51.
8. TULGAR, M.: Advances in electrical nerve stimulation techniques to manage chronic pain: an overview. *Adv. Ther.*, 1992, 6, s. 366-372.
9. ZHURAVLEVA, T. A., MALAKHOV, V. V., SAFONOV, A. A., CHERNYSHEV, V. V.: Preliminary assessment of analgesic effect of DENAS apparatus in patients with osteoarthritis deformans. Thematic collection DENS-therapy of pain syndromes of different genesis. Ekaterinburg, 2003, s. 36-48.

MUDr. Petr Šrámek, CSc.

Ústav preventivního a sportovního lékařství

J. Martího 31

162 52 Praha 6

ZPRÁVA

Zahraniční konference – 7th World Stroke Congress (Korea, Soul, 13. - 16. října 2010)

Kongres k problematice druhé celosvětově nejčastější příčině úmrtí pořádala World Stroke Organization. Zázemí poskytlo obchodní centrum COEX, lokalizované v moderní čtvrti více než desetimilionového hlavního města Jižní Koreje, Soulu. Pořadatel potvrdil celkem 2400 účastníků.

Program konference byl tematicky rozdělen na tyto hlavní části – management akutní fáze, zobrazovací metody, metodologie vědy, klinické syndromy, rehabilitace a sekundární prevence. Celkem bylo prezentováno téměř patnáct stovek přednášek a posterů.

Hlavní poznatky lze shrnout takto:

Dle očekávání byly prezentovány nejnovější poznatky v přístupech diagnostiky, léčby a organizace péče. Nejsme daleko od rutinní aplikace některých experimentálních postupů, např. sonotrombolýzy.

Na druhou stranu jednoznačný požadavek na hodnocení všech jednotlivých postupů léčby v duchu EBM definitivně vyřadil nootropika jako neuroprotektivní léčbu do „propadliště dějin“. Je prokázáno, že specializovaná pracoviště a týmy (např. iktové a neurorehabilitační jednotky) zlepšují morbiditu a mortalitu.

Důraz je kladen na léčbu kognitivních funkcí, která je neméně důležitá stejně jako léčba senzomotorických deficitů.

Velká pozornost je věnována komplikacím cévního onemocnění mozku – depresi a demenci. Diskutovány byly otázky dlouhodobé péče o pacienty po iktu, perspektivy a možnosti resocializace. Následky a dopady onemocnění i na blízké a příbuzné.

Příjemným zpestřením bylo i zmínění o alternativních léčebných metodách, počítačové a virtuální rehabilitaci, v kontrastu k tradiční čínské medicíně.

A subjektivní celkový dojem účastníka samozřejmě kvalitně uspořádané akce světového formátu?

Neurologie je nepochybně obor založený na moderní kvalitní diagnostice. Oblast léčebné péče se stává multidisciplinární záležitostí – neuropsychologie je skloňována ve všech pádech. Multioborová rehabilitace, respektive neurorehabilitace, jsou perspektivní odvětví s dílčími prokazatelnými efekty léčby.

Závěrem lze optimisticky konstatovat, že snaha části české odborné veřejnosti o centralizaci péče právě u pacientů s cévním onemocněním mozku, je cesta správným směrem.

*MUDr. Michal Řiha
Oddělení rehabilitační a fyzikální medicíny ÚVN
U Vojenské nemocnice 1200
169 02 Praha 6*

RECENZE KNIHY

Máček M., Smolíková L.: Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace

Jako mimořádný počín Národního centra ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů (NCO NZO) Brno hodnotím vydání knihy „Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace“ autorů PaedDr. Libuše Smolíkové, Ph.D. (nyní již docentky) a prof. MUDr. Miloše Máčka, DrSc., z Kolektivu rehabilitační kliniky a tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol v Praze.

Kniha je zásadní učebnicí plicní rehabilitace a respirační fyzioterapie a obrací pozornost k faktu, že obor Rehabilitační a fyzikální medicína nelze redukovat pouze na rehabilitaci pohybového systému nebo kardiorehabilitaci. Autoři v úvodu specifikují obsah pojmů plicní rehabilitace a respirační fyzioterapie podle současných mezinárodních trendů. Množstvím uvedených nových poznatků překračuje tato kniha jejich předchozí publikace.

Učebnice je logicky členěna od stručných anatomických poznámek přes fyziologii a patofyziologii dýchání po metodiky respirační fyzioterapie až po výhledy pro futuro. Autoři jasně formulují rozdíly v korekční fyzioterapii postury a práce s tělem a reedukaci motorických vzorů dýchání, zdůrazňují relaxační průpravy a neopomíjejí ani psychologické aspekty respirační fyzioterapie. Didakticky významnou je část určená charakteristice dušnosti, kašle, huffingu, bronchiální hypersekreci a neopominutelným zásadám péče o hygienu dýchacího systému. Významným přínosem učebnice je přesný a srozumitelný popis aktivního cyklu dechových technik, PEP systému dýchání a oscilujícího PEP systému. Učebnice obsahuje popisy moderních technologií dechových trenažérů, kontrolních mechanismů

respirační fyzioterapie a pozornost věnuje také inhalacím.

Zátěžová vyšetření nemocných s plicními chorobami je vynikající kapitolou, kdy interpretace výsledků ze zátěžových testů pomůže všem studujícím rychle si osvojit problematiku respiračního systému, a to rozličné nálezy u dekondice, chronické obstrukční plicní nemoci a chronické plicní intersticiální nemoci. Mimořádnou částí respirační fyzioterapie je oddíl věnovaný respirační fyzioterapii novorozenců a kojenců, s uvedením handlingu a dalších nových trendů v pediatrické léčbě. Rehabilitaci nemocných bronchiálním astmatem je věnovaná samostatná kapitola s výčtem možných rizik a komplikací základní nemoci (např. plicní hypertenze) a novým metodám léčby těchto stavů. Cenné jsou, zvláště pro vědecko-výzkumné pracovníky, literární odkazy na konci každé jednotlivé kapitoly. Obrazová příloha je velmi instruktivní.

Knihu „Respirační fyzioterapie a plicní rehabilitace“ uplatní v denní rutinní praxi a v předatestační přípravě nejen lékaři a fyzioterapeuti, odborníci oboru Rehabilitační a fyzikální medicína v lůžkových zařízeních akutní i následné péče, včetně lánů, ale přivítají ji rovněž lékaři a fyzioterapeuti ambulantní složky oboru RFM, zdravotníci na odděleních ARO a JIP a nepochybně i celá pediatrická odborná veřejnost, včetně studujících fyzioterapii a ošetřovatelství.

*Doc. MUDr. Dobroslava Jandová
Klinika rehabilitačního lékařství 3. LF UK a FNKV
Šrobárova 50
100 34 Praha 10*