

REHABILITACE A FYZIKÁLNÍ LÉKAŘSTVÍ

REHABILITATION AND PHYSICAL MEDICINE

ČÍSLO 3/2009, ROČNÍK 16

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

Kalvasová E.: Možnosti terapeutického řešení laterálních instabilit ligament hlezna..... 87

Pánek D., Pavlů D., Čemusová J.: Rychlost vedení akčního potenciálu svalu jako identifikátor nástupu svalové únavy v povrchové elektromyografii..... 96

Kozáková D., Janura M., Rosický J.: Problematika pooperačního pahýlu u pacientů s transtibiální amputací pohledem fyzioterapeuta, biomechanika a protetika 102

Pavlů D., Pánek D., Kalvasová E.: Elektromyografická analýza cvičení s pružným tahem v oblasti trupu – případová studie 109

Faladová K., Nováková T.: Posturální strategie v průběhu motorického vývoje 116

Stackeová D., Blažková K.: Možnosti kompenzace konstituční hypermobility cvičením ve fitness centru.... 120

Klobucká S., Žiaková E.: Robotická lokomoční terapie - první zkušenosti v Rehabilitačním centru Hormony .. 126

OZNÁMENÍ

Kurz „Diagnostika a léčba bolesti v rehabilitaci“ (Redakce) 95

ORIGINAL PAPERS

Kalvasová E.: Possible Therapeutic Solution of Lateral Instability of Astragalus Ligaments 87

Pánek D., Pavlů D., Čemusová J.: Conduction Velocity of Muscle Action Potential as an Indicator of Originating Muscular Fatigue in Surface Electromyography..... 96

Kozáková D., Janura M., Rosický J.: The Problem of Postoperative Stump in Patients with Transtibial Amputation as Viewed by Physiotherapist, Biomechanic and Prosthetic Specialists 102

Pavlů D., Pánek D., Kalvasová E.: Electromyographical Analysis of Elastic Resistance Exercises on Trunk - a Case Study 109

Faladová K., Nováková T.: Postural Strategy in the Course of Motor Development 116

Stackeová D., Blažková K.: Possible Compensation of Constitutive Hypermobility by Exercise in the Fitness Center 120

Klobucká S., Žiaková E.: Robotic Locomotion Therapy – First Experience in the Harmony Rehabilitation Center 126

<http://www.cls.cz>

© Česká lékařská společnost Jana Evangelisty Purkyně, Praha 2009

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 (€ 17,12/Sk 516,-), jednotlivé číslo 97,-Kč (€ 4,28/Sk 129,-).

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.: 224 266 253, 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 13. 8. 2009

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

MOŽNOSTI TERAPEUTICKÉHO ŘEŠENÍ LATERÁLNÍCH INSTABILIT LIGAMENT HLEZNA

Kalvasová E.

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

SOUHRN

Poranění laterální ligament hlezna je velmi častou diagnózou, které má tendenci při nevhodně zvolené léčbě vyústit v kloubní nestabilitu. Pro optimální vyhojení všech struktur kloubu je nezbytná správná volba léčebného postupu akutních poranění, který co nejrychleji zajistí stabilitu kloubu a zamezí vzniku následných komplikací. Tento článek uvádí možnosti léčebných konzervativních i operačních technik. Na instabilitu ligament nelze pohlížet mechanicky, ale jako na nesouhru všech struktur, které se podílejí na řízení rovnováhy. Optimální terapie zahrnuje aktivaci všech složek podílejících se na udržení stability segmentu i celé postury.

Klíčová slova: laterální instabilita hlezna, distorze hlezna, laterální ligament hlezna, posturální stabilita, propriocepce, senzomotorika

SUMMARY

Kalvasová E.: Possible Therapeutic Solution of Lateral Instability of Astragalus Ligaments

Injury of astragalus lateral ligaments represents frequent diagnosis, which tend to result in joint instability after improper selected treatment. For an optimal healing of all articular structures, a correct choice of therapeutic procedure after acute injuries which secures stability of the joint as quickly as possible and prevents the origin of subsequent complications. The article presents the possibilities of conservative and surgical techniques. The instability of ligaments should not be viewed from a mechanical aspect, but as a lack of coordination of all structures participating in the control of balance. The optimal therapy includes activation of all components participation in maintenance of stability of the whole segment and overall posture.

Key words: lateral instability of astragalus, distortion of astragalus, lateral ligament of astragalus, postural stability, proprioception, sensomotoric

Rehabil. fyz. Lék., 16, 2009, No. 3, pp. 87–95.

ÚVOD

Velmi častou diagnózou v ordinacích ortopeda i fyzioterapeuta jsou akutní či chronické kloubní nestability hlezna, především jeho laterálních ligament. Tyto instability se projevují podklesáváním končetiny v hlezenním kloubu (tzv. fenoménem „giving way“) nejčastěji ve směru supinace, opakujícími se distorzemi, bolestivostí a někdy také přetrvávajícím otokem. Vznikají následkem úrazů hlezna v minulosti, v případech, kdy nedojde k dostatečně kvalitnímu zhojení ligament ve všech jeho mikroskopických strukturách, včetně jeho neurálních složek. Pro optimální vyhojení všech struktur kloubu je nezbytná správná volba léčebného postupu akutních poranění, který co nejrychleji zajistí stabilitu kloubu a zamezí vzniku

ku následných komplikací. Existuje několik typů terapie, každá z nich má odpůrce i zastánce. Součástí této práce je poskytnout souhrn terapeutických postupů, včetně výsledků vědeckých studií, zaměřujících se na srovnání úspěšnosti jednotlivých léčebných metod. Obvyklá polemika diskutovaná často v odborné literatuře je zda primárně nebo opakovaně rupturované ligamentum opeřovat či nikoliv.

INSTABILITA HLEZNA

Instabilita laterálních ligament hlezna bývá v literatuře dělena podle patomechaniky svého vzniku na mechanickou a laterální. O stupni nestability rozhoduje nejen stav ligament, jako slož-

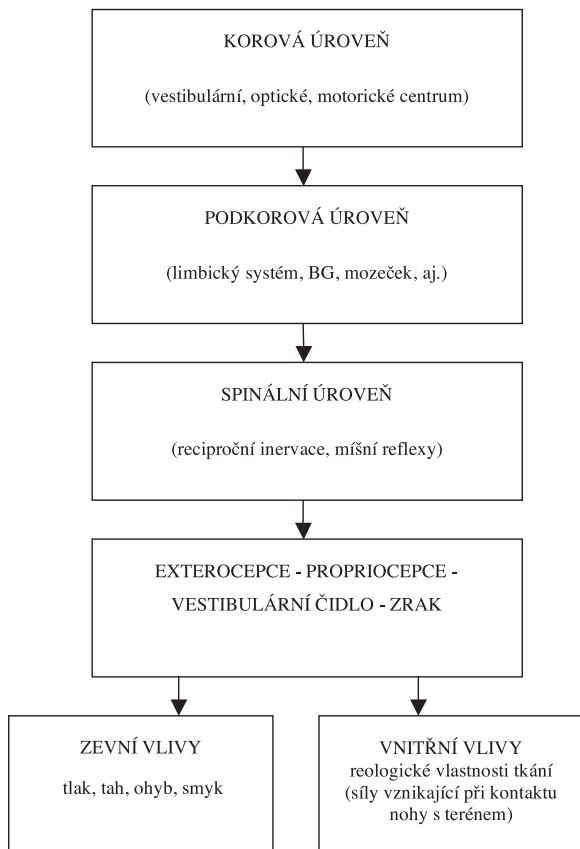


Schéma 1. Řízení stability.

ka pasivní stability, ale také stav aktivních stabilizátorů kloubu, svalů, a to za součinnosti ostatních struktur a orgánů účastnících se na procesu udržování stability (schéma 1).

1. Mechanická instabilita

Příčinou mechanické ligamentózní instability hlezna může být jednak částečná nebo parciální ruptura vazy, ale také patologická ligamentózní laxicita vrozená či získaná předešlými úrazy. Tento druh instability bývá většinou dobře rozlišitelný pomocí zobrazovacích metod, např. ultrazvukovým vyšetřením, magnetickou rezonancí, anebo díky klinickým specifickým testům jako je např. anterior drawer test, nebo talar tilt test, jejichž pozitivitu lze potvrdit nebo vyvrátit také pomocí RTG. Akutní mechanická ligamentózní instabilita je přítomna vždy u III. stupně poranění ligament (kompletní ruptura ligamenta) a je jeho vlastním symptomem. V případě II. stupně (parciální ruptura ligamenta hlezna) se může také vyskytovat, ale její projev nemusí být výrazný. Chronická mechanická instabilita se vyskytuje v případech chybného hojení ligamenta, např. v případech nevyhledání odborné pomoci, v důsledku chybné diagnostiky nebo nesprávně vedené terapie. Ná-

sledkem insuficience ligament je hlezno predisponované k dalším epizodám instability. Hlezno má porušenou kinematiku v kloubu, což podmiňuje např. vznik degenerativních kloubních procesů. Pokud jedinec neabsolvuje adekvátní léčbu pod dohledem lékaře a fyzioterapeuta, může se stát, že se navrátí ke svým fyzickým aktivitám dlouho před tím, než se mohla jeho ligamenta optimálně vyhojit. Ligamenta zůstanou v „prolongované“ pozici a není plně obnovena jejich mechanická odolnost. Tato nezhojená ligamenta mohou výsledně vést k zvýšené kloubní pohyblivosti a ke vzniku ligamentózní laxicity (10). Dle různých autorů je takto postiženo 20 až 40 % lidí po distorzi (27).

Mechanická instabilita primárně postihuje nejčastěji poraněné ligamentum talofibulare anterius (ATFL), na druhém místě pak ligamentum calcaneofibulare (CFL), nebo obě v kombinaci. Mechanická instabilita se klinicky vyšetřuje anterior drawer testem a talar tilt testem. Anterior drawer test posuzuje anteriorní posun talu od fibuly v milimetrech, talar tilt test supinací talu od fibuly ve stupních (dle RTG). Mechanická instabilita se předpokládá tehdy, když je možný více než 10mm anteriorní posun talu vůči fibule jednostranně, nebo stranová rozdílnost větší než 3 mm. U talar tilt testu je potvrzena, pokud je větší než 9° na jedné straně, nebo pokud se stranově liší více než o 3° (23). Avšak výsledné rozmezí v milimetrech či stupních těchto testů, a to určující od kdy lze hlezno hodnotit jako nestabilní, se u různých autorů často liší (8, 17, 28). Tyto testy mohou být pozitivní také u části zdravé populace (asi 11%), která má při vyšetření těmito testy asymetrický nález laxicity ligament hlezna (25).

Časté jsou také diskuse, zabývající se určením času potřebného k zahojení poškozených ligament. Jak už bylo výše řečeno, předčasné nevhodné zatěžování akutně poraněného ligamenta může vést ke vzniku jeho nestability následkem chybného hojení. Hubbard a Hicks-Little (10) uvádějí, že u některých jedinců dojde teprve po 12 měsících ke zhojení ligament na 80 % síly jejich předúrazového stavu. Jiní autoři jsou ve svém hodnocení mírnější (viz níže). K určení stavu hojících se ligament existují přímé nebo nepřímé metody. Přímé metody byly použity ve studiích na zvířatech, kdy po narušení ligament dochází ke sledování výskytu ukazatelů zánětu v krvi nebo testů síly v tahu ligamentózní tkáně. Vzhledem k vysoké invazivnosti jsou tyto testy u lidí těžko proveditelné. V humánní medicíně mohou být použity pouze nepřímé metody měření určující míru mechanické laxicity a intaktnosti. Mezi tyto testy patří již zmiňované manuální zátěžové testy

(anterior drawer test, talar tilt test) doplněné rentgenologií, dále diagnostický ultrazvuk, popř. magnetická rezonance. Tyto metody nemohou měřit přímo stav ligament, pouze jejich jakousi funkční odezvu, tedy jejich laxicitu nebo mechanický obraz, jejich intaktnost či rupturu.

Mnozí autoři se zabývali hodnocením rychlosti hojení ligament pomocí vyšetření ligament klinickými či zobrazovacími metodami. Výsledky těchto studií se značně liší a je těžké je shrnout v jednotný závěr, který by určil přesnou dobu potřebnou pro dokonalé zhojení ligament. Navíc je jasné, že velkou roli hrají reparační možnosti individua

Avci a Sayli (1998) měřili anterior drawer test 2 a 6 týdnů po distorzi laterálních ligament. Měření probandů měli ihned po poranění pozitivní anterior drawer test. Po 2 týdnech mělo pozitivní anterior drawer test ještě 30 % a po 6 týdnech už jen 11 % probandů (1).

Cetti a kol. měřili stav ligament hlezna anterior drawer a talar tilt testem 8 a 24 týdnů po zranění. Zraněná hlezna dobrovolníků vykazovala oproti kontralaterálnímu zdravému hleznu rozdíl průměrně o 6 stupňů talar tilt a 3 mm v anterior drawer testu ihned po poranění. 12 % těchto probandů mělo pozitivní anterior drawer test ještě 8 týdnů po zranění. Toto číslo po 6 měsících kleslo na 3 %. Přestože manuální testy ukázaly jen v relativně nízkém procentu výskyt mechanické laxicity, mělo 70 % probandů ještě po 8 týdnech přetrvávající reziduální symptomy a u 42 % z nich ještě i po 6 měsících. Mezi reziduální potíže patřily pocit nestability, otok, bolest, problémy při chůzi, změna citlivosti a svědčily pro přítomnost funkční nestability (viz níže) (3).

K příznivějším výsledkům došel Konradsen a kol. (1991). Provedl zátěžovou radiografii následně po úraze a po třech měsících u pacientů s třetím stupněm distorze. Po třech měsících mělo pozitivní nález už jen 5 % probandů (15).

Pouze subjektivně hodnotili poraněná hlezna Eiff a kol. (1994). Hodnotili pocit „giving way“ po 3 a 10 dnech, 3 a 6 týdnech, 3, 6 a 12 měsících po zranění. 22 % probandů uvádělo příznak „giving way“ 3 týdny po zranění. Toto číslo kleslo na 19 % po 6 týdnech, na 14 % po 3 měsících, na 8 % po 6 měsících a na 3 % po jednom roce (5).

Mechanická instabilita může vést k synoviální hypertrofii, impingementu syndromu nebo vývoji degenerativního kloubního poškození. Synoviální zánět se vyskytuje u talokrurálního a posteriorního subtalárního kloubního pouzdra. Pacienti se synoviálním zánětem často uvádějí frekventované epizody bolesti a opakované instability hlezna, které provokují hypertrofované synoviál-

ní tkáně mezi kostmi hlezenního komplexu. Repetitivní ataky nestabilit mohou vést k degenerativním změnám v hlezenním komplexu. Dochází častěji ke tvorbě osteofytů, subchondrálních skleróz a podobně.

2. Funkční instabilita laterálních ligament hlezna

Funkční instabilita laterálních ligament hlezna je projevem chyby v motorické inkoordinaci následující po kapsulární deafferentaci (porucha proprioceptorů) (6, 7). Poranění laterálních ligament hlezna vede ke změnám v neuromuskulárním systému, které provádějí dynamickou podporu hlezna, následkem těchto změn je funkční nestabilita. K jejímu vzniku přispívá poškození neurálních tkání (propriocepce, reflexy, reakční čas svalů), svalově ligamentózních tkání (napětí, síla, výdrž a odolnost) i mechanických (kosti, klouby), a výsledkem je poškození celé senzomotorické funkce. Projevuje se opakovanými inverzními zraněními a pocitem podklesnutí končetiny, u některých lidí s minulostí distorzí hlezna.

Ztráta stability v kloubu je způsobena narušením posturální kontroly, zapříčiněným chybným aferentním inputem vycházejícím z mechanoreceptorů v poškozených ligamentech a v kloubním pouzdře hlezna. U jedinců s laterálním poraněním ligament je tedy porušena schopnost stabilizace hlezna kvůli proprioceptivnímu deficitu a následně poruše neuromuskulární kontroly. Tyto poruchy vedou k neadekvátním dynamickým obranným mechanismům proti přílišnému napětí měkkých struktur kloubu. Přítomnost funkční laterální instability nemusí být závislá na stupni prvotního poranění ligament. Většinou se neprojevuje žádnými histologickými ligamentózními změnami, někdy je však možné vidět zjizvení charakteristické pro prodělanou rupturu vazů hlezna.

Sekundární potíže vázané na instabilitu hlezna se nevyskytují pouze na noze či dolní končetině. Je zde také nezanedbatelná možnost jejich řetězení jako funkčních poruch (popř. až degenerací v důsledku decentrace segmentů) do globální postury. Neuromuskulární disability nejsou přítomny pouze ve strukturách kolem postiženého hlezna, ale mohou být i v místech vzdálenějších a jsou způsobeny centrální neuromuskulární adaptací na instabilitu periferního kloubu. Potvrzují to Bullock-Saxton a kol. (2), kteří našli bilaterální deficit v náboru gluteus medius u jedinců s historií poranění hlezna. Také prokázali narušení posturální kontroly ve stejné fázi chůze po akutním poranění i u repetitivních poranění metodou nepřístrojového vyšetření modifikovaného

Rombergova testu. V balančním postoji na jedné dolní končetině používá noha hlezenní strategii, kdy noha pronuje a supinuje, ve snaze udržet těžiště nad opěrnou bází. Jedinci s chronickou funkční nestabilitou používají více kyčelní strategii, která má nižší schopnost zajistit stabilitu, než hlezenní strategie ve postoji na jedné dolní končetině. Tato nesprávná strategie posturální kontroly vede ke změně v centrální nervové kontrole, která vyústí k hlezenní kloubní dysfunkci. Až obnova laterální hlezenní stability by mohla potenciálně zastavit progresi degenerativních a sekundárních funkčních změn.

KONZERVATIVNÍ LÉČBA LIGAMENTÓZNÍCH INSTABILIT HLEZNA

Rozdělení instability hlezna na mechanickou a funkční je zjednodušující. Velmi často jsou přítomny společně, jedna podmiňuje vznik druhé. Mechanická instabilita, zvláště pokud je způsobena kompletní rupturou ligamenta, je jasně doprovázena i poruchou neurální složky a je zde samozřejmě přítomná nedostatečná neurální aference typická pro funkční nestabilitu. Funkční instabilita se může vyskytovat samostatně, aniž by byla vyšetřením zřejmá mechanická porucha ligamenta. Pro léčbu je také důležité časové vymezení instabilit a jejich rozdělení na akutní a chronické.

Vznikne-li akutní instabilita na základě poškození ligamenta parciální či kompletní rupturou, doporučuje se během prvních třech měsíců ochrana poraněných ligament pro nerušenou invazi fibroblastů poraněné oblasti, vedoucí k nerušené proliferaci a produkci kolagenních vláken (II. a III. stupeň). Kontrolovaný strečink svalů a pohyb v kloubu zvětší orientaci kolagenních fibril paralelně se stresovou linií a také preventivně působí proti atrofii způsobené imobilizací. Opakované cvičení tedy zvyšuje mechanickou i strukturální odolnost ligament. Po osmi týdnech po poranění začínají být nová kolagenní vlákna odolnější vůči zvýšenému napětí. Pokud terapie probíhá podle zmíněných pravidel, a to za použití rehabilitace a zvyšování mobility, proběhne dokončení maturace a remodelace tkáně poraněných ligament zhruba za 12 měsíců (24)!

1. Fixace

Sádrová fixace pozvolna přechází do kategorie obsoletního fixačního materiálu a je nahrazována syntetickými obvazy–plasty. Rigidní plastová cirkulární fixace je lehčí, pevnější, prodyšná, zajišťuje pacientovi vyšší komfort i možnost dřívější-

ho zatížení se snížením rizika poškození fixace (9). Pro doléčení poranění nebo jako ochrana proti redistorzi se používají tapy a bandáže, popř. různé druhy ortéz.

2. Farmakologická léčba

Při všech stupních ligamentózních poranění se používá doplňková léčba celkovými i lokálními alopaticky, jako jsou heparinoidy, nesteroidní antiinflogistika, venofarmaka (Alfa aescin). Výhodou lokální léčby je nepřítomnost celkových negativních vedlejších účinků (9). Semikonzervativním postupem je intralezionální aplikace růstových faktorů či alopatických léčiv, jako je kyselina hyaluronová v nové generaci, kterou je možné podávat intratendinózně s dobrým analgetickým a protizánětlivým účinkem (9, 21).

3. Manuální terapie

Provádějí se speciální techniky působící na měkké tkáně, které mohou podle potřeby relaxovat nebo stimulovat, a tím napomáhat k vyrovnání jejich tonu, zlepšení cirkulace, odstranění adheze tkání a jejich bezproblémové funkce.

Manuální terapie zahrnuje také obnovu joint play kloubů mobilizací. V případě poranění ligament je mobilizace kontraindikována v místě léze, její použití aplikované na neporaněné okolní klouby je diskutabilní a používá se v případě, kdy chce terapeut zabránit sekundárním poruchám a případnému řetězení funkčních poruch.

4. Speciální fyzioterapeutické techniky

Fyzioterapeut postupuje na základě stanovené diagnózy ortopedem a svého vyšetření – kineziologického rozboru, zahrnující vyšetření stavu všech tkání a celkového pohybového systému.

Současné fyzioterapeutické techniky využívají nejnovější neurofyziologické principy ve fungování lidského pohybového aparátu. Patří zde např. senzomotorický trénink podle Jandy a Vávrové, trénink propriocepce, balanční trénink (18, 31), ale i jiné metodiky. Velký vliv na stabilitu hlezna má postavení, ve kterém se nacházejí jednotlivé segmenty nohy během fází krokového cyklu. Pokud poloha segmentů nohy neodpovídá fyziologickému postavení skeletu v kinematice chůze, ochranná funkce ligament nemůže naplnit své poslání. Laterální ligamenta zajišťují obrannou funkci kloubu recipročním způsobem, což znamená, že v každém pohybu hlezenního kloubu je napnuto alespoň jedno ligamentum chránící před nadměrným rozsahem pohybu. Např. ATFL je rozprostřeno tak, aby zabraňovalo přílišné inverzi nohy. Pokud však, např. v subtalárním kloubu v období střed-

ní opory chodidla v cyklu chůze, není dostatečná supinace (a talus nedostatečně abdukuje v transverzální rovině), nedojde k pronaci přednoží a zatížená končetina nemá dostatečně zajištěnou stabilitu. Taktéž ATFL se v tomto postavení dostává do zvýšeného napětí a v případě prudké inverze či plantární flexe způsobené chybným došlapem nezpevněné nohy, se snáz dostane do takového napětí, které může vést k jeho poškození. Nedostatečný pronatorně-supinační zkrut nohy může být způsobený oslabením některých svalů bérce (např. m. peroneus longus), ale i jiných svalových skupin proximálnějších segmentů. V případě jeho oslabení, či spíše snížení rychlosti neuromuskulární aktivace, dojde k nedostatečné nebo opožděné reakci, což zvýší riziko poranění ligamenta i ostatních kloubních struktur.

Ligamentózní komplex nohy zajišťuje stabilitu hlezna v souhře s ostatními strukturami nejen nohy, ale celé dolní končetiny i vyšších segmentů. To, v jaké pozici se nachází jednotlivé části nohy, je také rozhodující, zda může dojít k optimální obranné reakci ligamenta před poraněním kloubu. Bylo zjištěno, že posun zatížení paty (COP – centrum of pressure) mediálním směrem v období postupného zatěžování nohy krokového cyklu vede k varozitě a supinaci calcanea. Otázkou je, co tento posun způsobuje, zda chybný timing svalů zajišťující pronaci a supinaci chodidla (m. peroneus longus et brevis, m. tibialis posterior), nebo chybný pohybový stereotyp pohybu nohy zajišťované svaly plosky, upínajícími se na calcaneus (např. oslabení m. abductor hallucis), které mění jeho pozici vůči talu a také vůči podložce při pohybu.

Vhodný nácvik optimálního zapojení svalů nohy a celé dolní končetiny používá např. metodika tzv. Spirální dynamiky, která dobře odpovídá kineziologii pohybů nohy v chůzovém cyklu. Na základě této metodiky můžeme pacienta vést k uvědomování si pohybu jednotlivých částí nohy a ovlivnění zapojení svalů do práce plosky. Respektuje rozdělení nohy na tři funkční celky (přednoží, středonoží, zánoží), dokonce uvažuje o pohybu jednotlivých kostních částí vůči sobě a tréninkem optimálního pohybu napravuje chybné postavení nožních segmentů. Pro reedukaci chůze je nutný nejprve nácvik koordinovaného jednoho kroku. Chůze má být bezpečná a pružná, k čemuž je nutné zajistit dobrou aferenci z plosky a pomocí tréninku zvýšit reaktivitu svalů.

5. Fyzikální přístrojové metody

Jedná se o použití především kryoterapie, kladové galvanizace, diadynamických proudů a magnetoterapie. Tyto léčby mohou pomoci ke zlepše-

ní hemodynamických poměrů, k odstranění otoků a snížení bolestivosti. I v tomto případě existuje polemika o úspěšnosti těchto terapií, zatímco jedni autoři úspěšnost těchto terapií popírají, jiní je podporují, případně výzkumná data, týkající se těchto terapeutických metod, jsou pro exaktní závěry příliš malá (4, 20, 29).

CHIRURGICKÁ LÉČBA LIGAMENTÓZNÍCH INSTABILIT HLEZNA

Chirurgická léčba se nejčastěji doporučuje u kompletních či mnohočetných ruptur. Provádí se také u sportovců provozujících rizikové sporty, kde se očekávají budoucí vyšší nároky na ligamentum a je proto nutná dokonalá rekonstrukce. Pro ujasnění diagnózy je nutné zobrazovacími diagnostickými metodami dokumentovat stupeň poškození ligamenta. Indikací k chirurgické léčbě podle Leach a Schepsise je stav po přechodné talokrurální dislokaci s kompletní rupturou ligament, velký klinicky znatelný anteriorní posun a klinicky nebo objektivizačně potvrzená trhlinka ATFL i CFL ligamenta (23).

Existuje velké množství chirurgických léčebných přístupů či jejich modifikací pro léčbu rupturovaných ligament hlezna a zjednodušeně je lze rozdělit na neanatomické a anatomické rekonstrukce.

1. Neanatomické rekonstrukce

Neanatomické rekonstrukce používají k náhradě poraněných ligament jiné struktury nebo materiály. Běžně používané struktury pro rekonstrukci ligament jsou např. šlacha musculus peroneus brevis či Achillova šlacha. Tyto přístupy jsou např. Watson–Jones, Evans a Chrisman–Snook v různých modifikacích. Velkou nevýhodou těchto operačních neanatomických reparací je to, že nevedou k obnově normální biomechaniky a kineziologii hlezna (24). Krátkodobý efekt mají tyto operace většinou výborný, z dlouhodobého hlediska se uvádí častý výskyt komplikací vyplývajících z nastolení nefyziologických poměrů hlezna a bérce. Neanatomická rekonstrukce je indikovaná v případě neúspěšných anatomických rekonstrukcí, nebo u pacientů s artritidou či výraznou laxicitou ligament (24).

a) Chrisman–Snook modifikace přístupu dle Elmslieho je nejspíš nejrozšířenější neanatomická rekonstrukce. Reparuje pouze ATFL. Provádí se suturou kůže v oblasti posterolaterálního maleolu. Část peroneální šlachy musculus peroneus brevis se odřízne na jejím proximálním konci a provleče se distální částí fibuly, skrz kterou je vedena směrem ke calca-

neu anteroposteriorně. Dále je vedena směrem ke calcaneu, opět anteroposteriorně skrz něj a přišívá se zpátky na svou část šlachy u přední části fibuly. Výhoda tohoto přístupu je menší laterální oslabení nohy, protože je použita pouze polovina šlachy peroneus brevis. Nedostatkem této procedury je, že omezuje pohyb subtalárního kloubu, a i přesto, že zachovává polovinu šlachy a m. peroneus brevis narušuje jeho funkci, oslabuje pronaci a částečně také plantární flexi nohy, a tím se narušuje normální biomechanika v kloubu.

Renström (24) uvádí, že ve čtyřech klinických studiích 100 hlezen operovaných metodou Chrisman-Snook, s modifikací dle Elmslieho, bylo více než 90 % pacientů s výbornými výsledky a stabilita byla obnovena na víc než 95 % normálního hlezna v časně fázi po operaci. Z krátkodobého hlediska měl operační přístup výborné výsledky, ale v dlouhodobém horizontu se často vyskytovaly komplikace, které se projevovaly bolestivostí hlezna u 16 % pacientů, omezením dorzální flexe ve 20 % a omezením inverze v různých stupních rozsahu u všech pacientů!

b) Modifikovaná procedura dle Evanse se provádí incizí podél posteriorního okraje proximální fibuly a obkružuje laterální maleolus. Ke zpevnění se používá anteriorní část šlachy peroneus brevis, která je disekovaná při svém posteriorním konci, poté vedena skrz distální fibulu distoproximálně a přišívá se nad laterálním maleolem.

Statistiku úspěšnosti tohoto přístupu provedli Karlsson a kol. (13), kteří zjistili, že Evansův přístup byl po 14 letech po zákroku hodnocen jako úspěšný v méně než 50 % případů.

c) Při Watson-Jones proceduře je peroneální šlacha vedena od posteriorního k anteriornímu konci fibuly, od inferiorní k superiorní části talu a zpět ke svému konci u laterálního povrchu fibuly.

Pooperační přístupy se mohou u jednotlivých operací lišit, většinou se však imobilizuje hlezno na 7-10 dní. Poté se může použít mechanická dlahy v rozsahu od 0 do 20° dorzální a plantární flexe. Po imobilizaci se provádějí plantární a dorzální flexe, nejprve pasivně a pak, pokud to pacient toleruje, i aktivně. Proprioceptivní trénink je také opatrně startován ihned po sundání fixace. Sportovní aktivity jsou doporučeny až 3 měsíce po zákroku s použitím ortéz na 6 až 8 měsíců.

2. Anatomické rekonstrukce

Anatomické rekonstrukce, ve kterých je použita tkáň poraněných ligament, jsou populárnější,

protože nepoškozují žádnou jinou normální tkáň.

a) Renström (24) udává dobré zkušenosti s modifikací **Renströmovou technikou-Petersnovým přístupem**, který zahrnuje zkrácení ligament a jejich obnovení sešitím skrz kostní tunel. Tato anatomická technika reparuje ATFL i CFL.

V pooperačním přístupu po této anatomické rekonstrukci se používá dlahy po několik dní k ochraně nerušeného hojení a obnova chůze nastává za pět týdnů. Začíná se cvičením do dorzální flexe a plantární flexe po osmi dnech nebo dříve, pokud je to možné dvakrát až třikrát denně. Návrat ke sportovním aktivitám je možný 3 měsíce po operaci.

b) Při **Bröstrom-Gould technice** je vedena lineární incize podél anteriorní hrany distální fibuly, začínající přibližně 5 cm proximálně k fibulárnímu konci, poté je vedena posteriorně, zastavující se na peroneální šlaše. Je nutná opatrnost k poškození superficiálního peroneálního nervu, který leží anteriorně od řezu, a surálním nervům, které jsou posteriorně k peroneální šlaše. Disekce je pak vedena skrz anteriorní část kloubního pouzdra, přes extenzorové retinaculum, které je uloženo distálně. Z důvodu lepší přehlednosti se nejprve provede sutura CFL a poté ATFL. Jedná se o přišití „seit to seit“, kdy se přikládá proximální konec ligamenta přes distální konec rupturovaného ligamenta a provede se sutura. Extenzorové retinaculum se položí nad reparovanou oblast a poté se provede jeho sutura.

Pooperačně je pacientova dolní končetina imobilizovaná na 3-5 dní a poté je přiložen sádrový obvaz umožňující chůzi na 4 týdny. Dále se doporučuje rehabilitace pro návrat kloubního rozsahu, svalové síly a proprioceptivního tréninku k obnově stability. Plně se může obvykle zatěžovat za 12 týdnů.

Existuje velké množství studií zabývajících se úspěšností operačních technik v porovnání s konzervativními technikami. Např. Kannus a Renström (12) sebrali 12 prospektivních a randomizovaných studií porovnávajících operativní nebo konzervativní přístup. Šest z těchto studií použili pro vytvoření tří léčebných skupin: operační, imobilizační a funkční léčby. Délka trvání těchto studií byla od 6 měsíců do 3,8 roků. Výsledkem ve čtyřech z těchto studií bylo, že návrat pacientů po poranění do práce byl dva až čtyřikrát rychlejší po funkční léčbě, než po operaci nebo imobilizaci. Návrat k aktivitám, na úroveň před poraněním, byl rychlejší po konzervativním přístupu než po operativní léčbě ve čtyřech studiích, ve třech studiích byl nalezen opačný výsledek a u pěti studií

nebyl nalezen žádný rozdíl mezi jednotlivými přístupy.

Kaikonen a kol. (1997) na základě své studie zjistili, že v léčbě kompletních ruptur laterálních ligament hlezna dosahovala lepších výsledků časná mobilizace a funkční terapie než operace. Devět měsíců po poranění bylo ve výborném stavu 87 % pacientů po funkční léčbě a 60 % pacientů po chirurgické léčbě (11).

Niedermann a kol. (1981) ve své studii použili konzervativní léčbu sádrou na 5 týdnů u 107 pacientů, 102 bylo léčeno chirurgicky suturou rupturovaných ligament a sádrou na 5 týdnů. Po 1 roce byly dobré výsledky u 76 % pacientů léčených pouze sádrou a 81 % po operační léčbě. V tomto případě je zřejmé, že je rozdíl ve výsledcích léčby malý a statisticky nevýznamný (19).

Lynch a Renström (1999) srovnávali výsledky výzkumu v literatuře a meta-analýzy ukazující, že časný funkční přístup vede k rychlejšímu návratu hybnosti hlezna a návratu do práce či fyzickým aktivitám bez projevů pozdější mechanické nestability. Výsledky konzervativní terapie s funkčním přístupem byly lepší pro nižší výskyt komplikací ve srovnání s chirurgickými metodami (16).

Karlsson a Lansinger (1993) doporučují u akutních poranění ligament konzervativní léčbu zahrnující zvětšování rozsahu pohybu, posilování a koordinačně – balanční cvičení, které má zajistit normální funkci hlezna. Rekonstrukci ligament doporučují až v případě chronické nestability a také u atletů s vysokým stupněm kloubní nestability. V případě volby chirurgické intervence dávají přednost primárně anatomickým rekonstrukcím, které, podle jejich zjištění, mají dobrý krátkodobý i dlouhodobý efekt, na rozdíl od neanatomických rekonstrukcí, které vykazují dobré výsledky pouze v krátkodobé periodě (13).

Knop (1999) a kol. sledovali celkem 100 pacientů jeden rok po úraze. Tito probandi byli hodnoceni subjektivně, klinickými testy a zátěžovým RTG. Výsledky testů ukázaly statisticky signifikantně lepší výsledky u operovaných probandů s druhým stupněm distorze (parciální ruptura ligamenta). Pacienti po chirurgickém výkonu vykazovali vyšší stupeň stability prokázaných zátěžovou RTG v porovnání s neoperovanou skupinou. Také subjektivní a klinické hodnocení ukázalo lepší stav jedinců po chirurgické léčbě, avšak tyto výsledky nebyly tolik statisticky významné. Subjektivní hodnocení probandů s opakovanými distorzemi hlezna vykazovalo signifikantně více komplikací po neoperativní léčbě. Klinické hodnocení a zátěžový RTG ukázaly vyšší kloubní sta-

bilitu po chirurgické terapii, ne však statisticky signifikantní. Dle závěrů autorů je tedy chirurgická léčba ve srovnání s konzervativní úspěšnější v případech vyšších stupňů poranění laterálních ligament hlezna a jejich redistorzí (14).

Stadelmayer (1992) sledoval 60 pacientů vybraných k chirurgické léčbě a sádrové fixaci na 6 týdnů (n=30) nebo pouze sádrové fixace na 6 týdnů (n=30) po akutní ruptuře ligament hlezna. U probandů hodnotil jeden rok po úraze schopnost návratu do práce, sportování, dále výskyt dysestézií, bolesti během pohybu, otoku, tendenci k opakovaným rupturám, výskyt artróz v hlezenním kloubu a úroveň stability (hodnocenou talar tilt testem na RTG). Nenalezl však žádné signifikantní rozdíly mezi studovanými skupinami u žádného ze sledovaných parametrů (26).

Zwipp (1986) provedl prospektivní randomizovanou studii 200 pacientů, rozdělených do 4 skupin: operačně–imobilizační (skupina A, n=50), operačně–funkční (skupina B, n=50), konzervativně–imobilizační (skupina C, n=48) a konzervativně–funkční (skupina D, n=50). Testy byly provedeny po třech měsících a po 12 měsících. Nenalezl však žádný statisticky významný rozdíl mezi výsledky konzervativní či operační léčby (32).

Dlouhodobé studie mohou spíše prokázat výskyt artróz či jiných následků a dokážou lépe odpovédět na otázku, zda je lepší konzervativní či operační přístup.

Positivní výsledky operačního přístupu popsal také Weninq (1991), který provedl retrospektivní studii 225 pacientů. Klinický výsledek byl hodnocený podle dotazníku, RTG a klinických testů po 2 až 4 letech od terapie. Operační přístup kombinovaný se sádrovou fixací přinesl lepší mechanickou stabilitu než konzervativní funkční přístup (30).

Pijnenburg a kol. (2000) zveřejnili meta-analýzu terapeutické strategie pro akutní rupturu laterálních ligament. Hledali výsledky krátkodobých a dlouhodobých výsledků studií (od 6 měsíců do 3,8 let). Sumarizovali výsledky z 27 studií. Sledované ukazatele byly: návrat do práce, reziduální bolest a podklesávání končetiny (giving way). U parametru „giving way“ byl nalezen signifikantní rozdíl mezi operační léčbou a funkčním přístupem ve prospěch pro operační léčbu. Signifikantní rozdíl byl také u probandů, jejichž hlezno bylo léčeno sádrovou fixací na 6 týdnů a u probandů absolvujících funkční terapii; v tomto případě výsledky vyzněly ve prospěch funkčního přístupu. Výskyt rezidua bolesti se nelišil u probandů po operaci nebo u probandů, kteří absolvovali funkční přístup. Signifikantní rozdíl byl mezi

DISKUSE

Důvodů, proč srovnávací studie různých terapeutických přístupů uvádějí často protichůdné výsledky, může být více. Jedním z nich může být fakt, že kvalita terapeutické techniky závisí na schopnostech terapeuta a lékaře, na celkovém stavu pacienta, stupni poranění a množství jiných vlivů vstupujících do procesu léčby.

Zpochybňování úspěšnosti operačních technik je častým úkazem v odborných publikacích. Přestože jsou rekonstrukční operace ligament provedené po technické stránce bezvadné, pouhá rekonstrukce, anatomická či neanatomická, nevyřeší případný chybný stereotyp pohybu nohy či dolní končetiny, návrat plné aference a propioceptivní funkce. Bez řádného pooperačního řešení disability propiocepce, nesprávných pohybových stereotypů a zohlednění kvality celkové postury nemůže být operace poraněných vazů úspěšné. Pokud je nahlíženo na problematiku rupturovaného vazů příliš mechanicky bez respektu k ostatním strukturám a neurofyziologickým vztahům, problém recidivujících instabilit se nevyřeší.

Cílem všech léčebných fyzioterapeutických přístupů je plná obnova funkce hlezenního kloubu a celého pohybového systému a zajištění sekundární prevence dalšího poranění. V případě funkčních nestabilit je nutné zlepšit hojení neurálních struktur, spolupodílejících se na udržování rovnováhy a kvalitativního cití a odstranit tak deaferentaci, která je příčinou této nestability. Vzhledem k tomu, že do procesu udržování stability zasahují mechanismy z různých etáží, včetně podkorových a korových center, pouhá léčba periferie, bez zřetele na mechanismy řízení, nemůže vést k obnově stability. Terapie by měla být navržena tak, aby oslovovala všechny části stabilizačního systému od periferie k centru (či naopak). Znamená to, že je důležité facilitovat periferii a taktéž centrální řízení v jednotlivých terapeutických krocích, ale také globálním přístupem, spojujícím trénink propiocepce spolu s nácvikem rovnovážných reakcí, a zároveň nácvik optimálního postavení periferních kloubů i osového orgánu. Má-li být terapie efektivní, poškozený jedinec se musí naučit zapojit všechny segmenty pohybového systému do takového postavení, které splňuje centrované nastavení kloubu a zlepšit svalovou bilanci.

ZÁVĚR

Výběr vhodné léčebné techniky, ať již konzervativní či chirurgické, by měl vždy vycházet z pečlivé analýzy problematiky poškozených ligament; důraz je kladen na individuální dispozice a projev nemoci jednotlivce a stanovení diagnózy na základě pečlivého sběru anamnestických dat a klinického vyšetření, které, v případě nejjasnosti, mohou doplnit zobrazovací techniky. Na instabilitu ligament nelze pohlížet mechanicky, ale jako na nesouhru všech struktur, které se podílejí na řízení rovnováhy. Optimální terapie zahrnuje aktivaci všech složek podílejících se na udržení stability segmentu i celé postury. Bez optimálního nastavení postury nemohou ani pasivně stabilizující ligamenta zajistit v plné míře svůj úkol a funkční nestabilita nemůže být odstraněna.

*Příspěvek vznikl s podporou
VZ MSM 0021620864.*

LITERATURA

1. AVCI, S., SAYLI, U.: Comparison of the results of short-term rigid and semi-rigid cast immobilization for the treatment of grade 3 inversion injuries of the ankle. *Injury*, 29, 1998, 4, s. 581-584.
2. BULLOCK-SAXTON, J. E.: Local sensation changes and altered hip muscle function following severe ankle sprain. *Phys ther*, 74. 1994, s. 17-28.
3. CETTI, R., CHRISTENSEN, S. E., CORFITZEN, M. T.: Ruptures fibular ankle ligament: plaster or Pliton brace? *Br. J. Sports Med.*, 18, 1984, 2, s. 104-109.
4. DE BIE, R. A., DE VET, H. C., LENSSEN, T. F., VAN DEN WILDENBERG, F. A., KOOTSTRA, G., KNIPSCHILD, P. G.: Low-level laser therapy in ankle sprains: a randomised clinical trial. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 79, 1998, s. 1415-1420.
5. EIFF, M. P., SMITH, A. T., SMITH, G. E.: Early mobilization versus immobilization in the treatment of lateral ankle sprains. *Am. J. Sports Med.*, 22, 1994, s. 83-88.
6. FREEMAN, M. A., DEAN, M. R., HANHAM, W. F.: The aetiology and prevention of functional instability of the foot. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 46, 1965(a), s. 678-685.
7. FREEMAN, M. A. R.: Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J. Bone Joint Surg. Br.*, 47, 1965(b), s. 669-677.
8. GOULD, J.: *Operative foot surgery*. WB Saunders, Philadelphia, 1994.
9. HRAZDIRA, L., BERÁNKOVÁ, L., HANDL, M., FREI, R.: Komplexní pohled na poranění hlezenního kloubu ve sportu. *Ortopedie*, 2008, 2, s. 267-275.
10. HUBBARD, T. J., HICKS-LITTLE, C. H. A.: Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: An evidence-based approach. *J. Athlet Train*, 43, 2008, 5, s. 523-529.
11. KAIKKONEN, A., HYPÄNEN, E., KANNUS, P., JÄRVINEN, M.: Long-term functional outcome after primary repair of the lateral ligaments of the ankle. *Am. J. Sports Med.*, 25, 1997, s. 150-155.

12. KANNUS, P., RENSTRÖM, P.: Current concept review. Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. *J. Bone Joint Surg. Am.*, 73, 1991, s. 305-312.
13. KARLSSON, J., LANSINGER, O.: Chronic lateral instability of the ankle in athletes. *Sports Med.*, 16, 1993, 5, s. 355-365.
14. KNOP, C., THERMANN, H., BLAUTH, M., BASTIAN, L., ZWIPP, H., TSCHERNE, H.: Treatment of recurrent ankle ligament ruptures. Results of a prospective, randomized study. *Journal of Orthopaedic Trauma*, 13, 1999, 3, s. 232-233.
15. KONRADSEN, L., HOLMER, P., SONDERGAARD, L.: Early mobilizing treatment for grade III ankle ligament injury. *Foot and Ankle*, 12, 1991, 2, s. 69-73.
16. LYNCH, S. A., RENSTRÖM, P. A.: Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. Conservative vs. surgical treatment. *Sports Med.*, 27, 1999, 1, s. 61-71.
17. MCCLUSKEY, L. C., BLACK, K. P.: Ankle injuries in sports. In: Gould J. (ed.): *Operative foot surgery*. Philadelphia, PA, WB Saunders, 1994, s. 901-936.
18. MCKEON, P. O., HERTEL, J.: Systematic review of postural control and lateral ankle instability, Part I: *J. Athlete Train*, 43, 2008, 3, Health Module, s. 293.
19. NIEDERMANN, B., ANDERSEN, A., ANDERSEN, S. B., FUNDERV, JORGENSEN, J. P., LINDHOLMER, E., VUUST, M.: Rupture of the lateral ligaments. Operation or Plaster Cast? A Prospective Study. *Acta Orthop. Scandinavica*, 52, 1981, s. 579-587.
20. OGILVIE-HARRIS, D. J., GILBART, M.: Treatment modalities for soft tissue injuries of the ankle: A critical review. *Clin. J. Sports Med.*, 1995, 5, s. 175-186.
21. PETRELLA, R. J. et al.: Periarticular hyaluronic acid in acute ankle sprain. *Clin. Jour of Sport Med.*, 2007, 17, s. 251-257.
22. PIJNENBURG, C. M., VAN DIJK, C. N., BOSSUYT, P. M. M., MARTI, R. K.: Treatment of ruptures of the lateral ankle ligaments: A meta-analysis. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 82, 2000, s. 761.
23. RENSTRÖM, P. A., KANNUS, P.: Injuries of the foot and ankle. In: *Orthopedic sports medicine: principles and practice*. WB Saunders, Philadelphia, 1994, s. 1705-1767.
24. RENSTRÖM, P. A., KONRADSEN, L.: Ankle ligament injuries. *Br. J. Sports Med.*, 31, 1997, s. 1-20.
25. SCRANTON, P. E. JR, MCDERMOTT, J. E., ROGERS, J. V.: The relationship between chronic ankle instability and variations in mortise anatomy and impingement spurs. *Foot Ankle Int.*, 21, 2000, s. 657-664.
26. STADELMAYER, B., DAUBER, A., PELZL, H.: Surgical or conservative therapy of rupture of the lateral ligament of the ankle joint., 18, 1992, 1, s. 37-43.
27. STONE, K. R.: *The ankle joint*. The Stone Clinic, San Francisco, 1996.
28. TREVINO, S. G., DAVIS, P., HECHT, P. J.: Management of acute and chronic lateral ligament injuries of ankle. *Foot and ankle injuries in sports*. The Orthopedic Clinics of NA, 1994, ISSN 0030-5898.
29. VAN DER WINDT, D., VAN DER HEYDEN, G. J., VAN DEN BERG, S. G., TERRIET, G., DE WINTER, A. F., BOUTER, L. M.: Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: A systematic review. *Pain*, 81, 1999, s. 257-271.
30. WENING, J. V., RAABE, S., JUNGBLUTH, K. H.: Comparative study between conservative and surgical therapy of fibular ligament ruptures of the upper ankle joint., 116, 1991, 18, s. 1047-1060.
31. WESTLAKE, K. P., WU, Y., CULHAM, E. G.: Sensory-specific balance training in older adults: effect on position, movement and velocity sense at the ankle physical therapy. 87, 2007, 5.
32. ZWIPP, H., TSCHERNE, H., HOFFMANN, R., WIPPERMANN, B.: Therapy of fresh fibular ligament ruptures, *J. Bone Joint Surg. Am.*, 82, 2000, 6, s. 761-773.

*Mgr. Eva Kalvasová
Fričova 3
120 00 Praha 2
e-mail: ekot@centrum.cz*

OZNÁMENÍ

Kurz „Diagnostika a léčba bolesti v rehabilitaci“

V souladu s koncepcí přípravy k atestaci v oboru Rehabilitační a fyzikální medicína je připravován 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 posluchačů se základními teoretickými poznatky a praktickými dovednostmi v kontaktu s pacienty s algickými syndromy v oblasti léčebné rehabilitace.

Garantem kurzu je prof. MUDr. Jaroslav Opavský, CSc.; výuka se bude konat na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci v termínu od 28. do 30. ledna 2010.

Bližší informace na internetové adrese: www.fyziomed.cz.

RYCHLOST VEDENÍ AKČNÍHO POTENCIÁLU SVALU JAKO IDENTIFIKÁTOR NÁSTUPU SVALOVÉ ÚNAVY V POVRCHOVÉ ELEKTROMYOGRAFII

Pánek D., Pavlů D., Čemusová J.

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

SOUHRN

V tomto článku se zabýváme obecnými principy registrace elektrické aktivity svalu s pomocí povrchové elektromyografie. Hlavní důraz je kladen na využití tzv. multikanálové registrace (HD-sEMG), která nám dovoluje identifikovat parametr rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vláknu (MFCV). Tento parametr patří mezi velmi citlivé ukazatele nástupu tzv. periferní svalové únavy. Poukážeme na další možnosti rozšíření experimentálního i diagnostického využití povrchové elektromyografie.

Klíčová slova: sEMG, HD-sEMG, MFCV, povrchová elektromyografie, rychlost šíření akčního potenciálu

SUMMARY

Pánek D., Pavlů D., Čemusová J.: Conduction Velocity of Muscle Action Potential as an Indicator of Originating Muscular Fatigue in Surface Electromyography

In this article we deal with the general principles of electric muscle registration by surface electromyography. The main topic is multi-electrode registration by HD-sEMG (high-density surface EMG) which will enable us to recognize muscle fibre conduction velocity. This parameter is very sensitive indicator of peripheral muscle fatigue. We are demonstrated other possibility of experimental and diagnostic surface electromyography.

Key words: sEMG, HD-sEMG, MFCV, surface electromyography, muscle fiber conduction velocity

Rehabil. fyz. Lék., 16, 2009, No. 3, pp. 96–101.

ÚVOD

Povrchová elektromyografie (Surface Electromyography – sEMG) je v současnosti velmi rozšířenou neurofyziologickou metodou. Odráží elektrofyziologickou aktivitu excitovaných svalových vláken, které představují zdroje elektrických potenciálů generující potenciálové pole. Toto pole se šíří prostorovým vodičem, kde je modifikováno, a následně je zachytitelné na povrchu kůže (66, 79). Z hlediska nejen historického, ale také praktického, můžeme povrchové EMG rozlišit na tzv. tradiční a multielektrodové.

Tradiční povrchová elektromyografie používá monopolární či bipolární elektrody s větší interelektrodovou vzdáleností – v případě bipolárních elektrod je doporučena vzdálenost 1 cm (16). Na tyto povrchové elektrody se však propaguje mnoho různých časově posunutých napětí a získaná křivka má pak složitý a zcela nepravidelný průběh. Velikost jednotlivých parametrů signálu je ovlivněna nejen řadou fyziologických a anatomic-

kých faktorů, ale také faktory metodického postupu detekce a zpracování signálu. I při perfektním technickém zpracování je výsledný záznam ovlivněn anizotropií a nehomogenitou tkáně, která se nachází mezi sarkolemou svalového vlákna a elektrodou snímající změny elektrického napětí (53, 66).

Vztah mezi povrchovou elektromyografií a výstupní svalovou silou byl velmi podrobně studován a věnovala se mu celá řada autorů (3, 10, 33, 53, 76). Byly dostatečně definovány základní vztahy mezi EMG a výstupní silou svalu a do jisté míry se tato výzkumná oblast uzavřela. Tradiční povrchová elektromyografie se z pole experimentálního a elektrodiagnostického rozšířila do řady oblastí rehabilitační medicíny, kineziologie a výzkumů v oblasti sportovní problematiky (29, 31, 53, 54, 57, 58). Problémem však zůstalo, že komplikované interferenční pochody předcházející vzniku EMG, které probíhají v prostorovém vodiči, a různé odstupující zdroje napětí od elektrody, nedovolily u klasické povrchové elektromyografie žádnou

užitečnou diferenciaci jednotlivých akčních potenciálů ve vztahu k jednotlivým motorickým jednotkám (17, 53, 66).

Řešení problematiky identifikace jednotlivých akčních potenciálů svalových vláken neinvazivní cestou se začalo rozvíjet v průběhu 80. let, kdy se otevřela nová cesta studia pomocí povrchové elektromyografie (15, 67, 68, 71, 72, 73). Ukázalo se na možnost identifikace jednotlivých akčních potenciálů motorických jednotek při použití multi-elektrodového snímání, které respektuje šíření potenciálového pole na kůži, tedy při aplikaci elektrod v průběhu svalových vláken (66). Značný rozvoj a zdokonalování této metodiky je patrný do současnosti. Jedním z významných společných témat publikovaných studií je sledování tzv. rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vlákně, neboli MFCV (muscle fibre conduction velocity) v nejrůznějších režimech svalové činnosti (21, 23, 24, 25, 27, 37, 48, 52, 55, 79).

Ve spojitosti s multikanálových sEMG se v současnosti spíše v literatuře setkáme s termínem „high density - surface EMG“ (HD-sEMG), které je definováno jako neinvazivní technika určená k měření elektrické svalové aktivity za použití více než 2 povrchových elektrod na jednom svalu (17), ve většině případů však řádově desítek, které jsou umístěny 2-dimenzionálně. Klíčovými parametry ovlivňující výsledný elektromyografický signál se staly způsob registrace biosignálu, včetně uložení elektrodového baru na svalovém vlákně, interelektrodová vzdálenost a aplikované matematické metody.

RYCHLOST VEDENÍ AKČNÍHO POTENCIÁLU

Rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vlákně, neboli MFCV (muscle fibre conduction velocity), je parametr popisující rychlost šíření akčního potenciálu po membráně svalového vlákna. MFCV se pohybuje u zdravého jedince v průměru mezi 3-5 m.s⁻¹. Jeho detekce probíhá prostřednictvím 2 nebo více elektromyografických signálů snímáných z elektrod umístěných v průběhu svalového vlákna mezi inervační zónou (IZ) a šlachou, které umožní výpočet rychlosti propagace akčního potenciálu z časového zpoždění mezi registrovanými signály (2, 4, 12, 14, 47, 77).

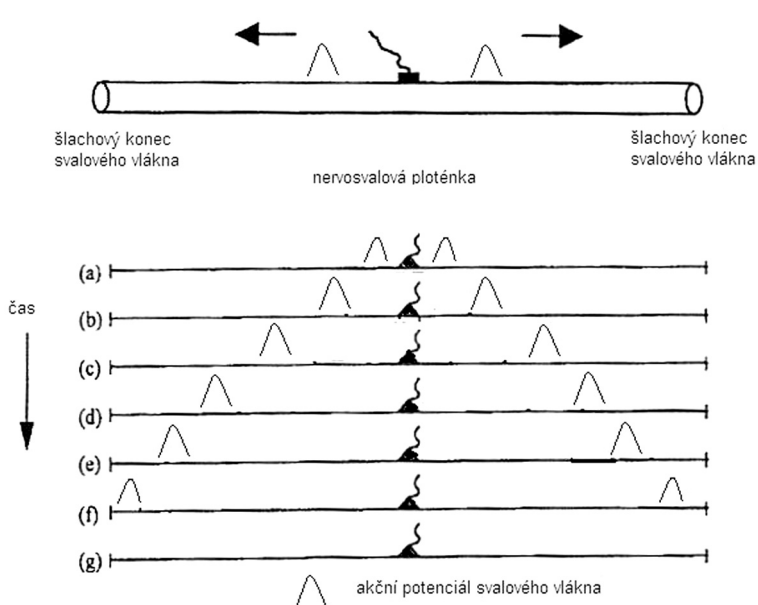
V průběhu depolarizačně-repolarizačních dějů provázených změnou mem-

bránového gradientu se generuje intracelulární akční potenciál, který se šíří po svalovém vlákně oběma směry od místa vzniku. Protože se akční potenciál propaguje, není pouze funkcí času, ale také místa, kde se v daném okamžiku nachází. Vztah mezi intracelulárním akčním potenciálem (IAP) jako funkcí času t a funkcí místa z při konstantní rychlosti šíření U , můžeme popsat jednoduchou rovnicí:

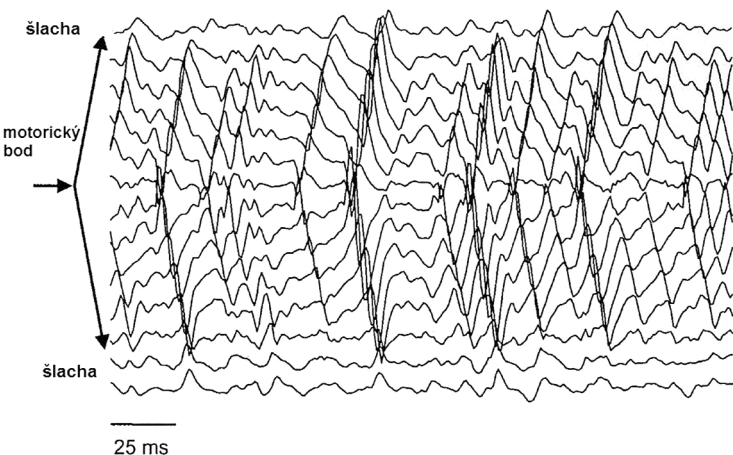
$$IAP(z)=IAP(U.t).$$

Obrázek 1 znázorňuje tzv. životní cyklus akčního potenciálu, který se šíří z místa motorické jednotky (inervační zóny) po svalovém vlákně až k tendinóznímu konci myofibrily. Zde je patrné, že identický IAP lze zachytit na jakémkoliv místě mezi inervační zónou a tendinózním koncem svalového vlákna v závislosti na jeho rychlosti šíření. Lokalizace bipolárních elektrod v blízkosti inervační zóny způsobí snížení amplitudy EMG signálu (26, 62, 65), posun frekvenčního spektra EMG signálu k vyšším frekvencím (26, 38, 62, 69) a způsobí kolísavou hodnotu MFCV (51, 69). Byly také publikovány studie, které popisují pohyb inervační zóny při změnách polohy kloubu zapojeného do pohybu u sledovaného svalu. Obecně je doporučováno znovu lokalizovat IZ při každé úhlové kloubní změně (14, 41, 65).

V případech, že registrujeme šíření akčního potenciálu pomocí multikanálového EMG (HD-sEMG), můžeme zachytit šíření AP v průběhu celého svalového vlákna od IZ po šlachový konec



Obr. 1. Životní cyklus akčního potenciálu na svalovém vlákně v závislosti na čase.



Obr. 2. Příklad HD-sEMG v bipolárním zapojení za použití jednoduchého diferenciálního zesilovače z m.biceps brachii při 70 % MVC. Oblast inervační zóny je charakterizována přítomností „zvratu fáze“ akčních potenciálů. Propagace různých motorických jednotek je patrná z jejich časového zpoždění mezi jednotlivými kanály. Změna amplitudy MUAP, respektive její vymizení, odpovídá muskulo-tendinóznímu přechodu (22).

(obr. 2). V tomto případě, kromě prosté hodnoty MFCV, můžeme získat také hlubší informace o distribuci elektrického potenciálu, který je generován svalovými vlákny, a tím lépe pochopit hlavní rysy signálu a jeho vztah k funkci neuromuskulárního systému (44).

CENTRÁLNÍ A PERIFERNÍ NÁSTUP SVALOVÉ ÚNAVY

Studujeme-li svalovou kontrakci v dynamických režimech „in vivo“, je velmi pravděpodobné, že se setkáme s problematikou tzv. svalové únavy. Existuje však mnoho významů slova „svalová únava“, které nejsou z hlediska biomechanického ani neurofyziologického jednoznačně definovány.

Volní svalová kontrakce zahrnuje řetězec řady dílčích kroků od úrovně cerebrální po vlastní svalovou kontraktilní tkáň. Každá úroveň může vést ve svém konečném důsledku ke snížení výstupní svalové síly, a tím i nástupu „svalové únavy“. Touto problematikou se zabývala celá řada autorů a byl definován tzv. centrální a periferní nástup svalové únavy. V roce 1982 proběhlo na toto téma v Londýně Ciba foundation symposium, v průběhu kterého byl termín „svalové únavy“ definován následovně: 1. porucha rozumového provedení; 2. porucha motorického provedení; 3. vzestup EMG aktivity při prováděném pohybu; 4. posun EMG výkonového spektra směrem k nižším frekvencím; 5. porucha výstupní svalové síly. Parametry doprová-

zející nástup svalové únavy: 1. vzestup úsilí při udržování výstupní svalové síly; 2. pocit diskomfortu či bolesti související se svalovou aktivitou 3. vnímání poruchy generované výstupní svalové síly (19).

Z neurofyziologického pohledu byl centrální nástup únavy definován jako časoprostorové snížení aktivace alfa motoneuronů ovlivněné vyššími úrovněmi CNS. V této souvislosti je zmiňována důležitost motivace, která tento typ nástupu svalové únavy oddaluje (7). Periferní nástup únavy byl studován na různých svalech metodou supramaximální stimulace příslušného periferního nervu a byla definována nízkofrekvenční a vysokofrekvenční únava. Tzv. vysokofrekvenční svalová únava byla studována při počáteční supramaximální stimu-

laci periferního nervu o frekvenci 100 Hz a při docílení MVC daného svalu snížena na frekvenci 20 Hz a méně. Nástup této únavy je charakterizován poruchou neuromuskulárního přenosu, jak je tomu u myastenie gravis, ochlazení svalu či myotonia congenita. Současně, při vysokofrekvenční stimulaci, dochází k poškození excitace svalové membrány spojené s akumulací draslíkových (a současně deplecí sodíkových) iontů v extracelulární tekutině transverzálního T-tubulárního systému. Tzv. nízkofrekvenční svalová únava při supramaximální stimulaci o frekvenci 10-30 Hz je charakterizována postupným narušením mechanismu spřažení excitace-kontrakce v důsledku snížení zpětného vychytávání kalciových iontů do T-tubulárního systému. Tato únava nastupuje výrazně později než při vysokofrekvenční stimulaci, odpovídá kapacitě anaerobního metabolismu svalu a není přímo závislá na vyčerpání ATP či fosfokreatininu (7, 19, 32, 46).

Souhrnně však můžeme říci, že otázka nástupu svalové únavy není doposud vyřešena. Pozornost je především zaměřena na problematiku periferního nástupu únavy. Obecně se autoři shodují, že nástup svalové únavy je asociován s narušením Na^+ - K^+ rovnováhy, změnami intracelulárních hodnot pH, akumulací anorganického fosfátu, snížením energetických rezerv nutných pro restituci ATP, akumulací volných radikálů, snížením intracelulární koncentrace Ca^{2+} . Diskutabilní je v současnosti vliv akumulace intracelulárních vodíkových iontů H^+ (6, 11, 28, 39).

Identifikace parametru rychlosti vedení akčního potenciálu na svalovém vlákně představuje jeden z významných přístupů při studiu nástupu tzv. periferní svalové únavy. V praxi častěji používaný index nástupu svalové únavy (16), definovaný jako posun střední frekvence výkonového spektra směrem k nižším frekvencím, je méně specifický, protože se v něm odráží jak časoprostorová aktivace motorických jednotek, tak vlastní změny dráždivosti svalové membrány.

Nejčastější metodou výpočtu časového zpoždění mezi 2 signály je použití tzv. vzájemné korelační funkce v nejrůznějších modifikacích (17, 49, 52). Přesto se v současnosti objevuje i řada dalších matematických metod, jako je např. fázová charakteristika (1), kontinuální vlnková transformace (37) či fraktálová analýza (74).

Rychlosti šíření AP na svalovém vlákně představuje velmi kritický fyziologický parametr, jehož správný odhad může být narušen celou řadou faktorů, které ovlivňují amplitudové a frekvenční komponenty EMG signálu. Některé tyto změny jsou atributem procentuálního zastoupení pomalých a rychlých svalových vláken ve sledovaném svalu (30, 36, 50, 61, 77), množstvím tuku v kůži (9, 13, 70), teplotou (16, 31, 35, 43, 59, 60, 78), věkem (45, 77) a nástupem svalové únavy (21, 40, 42, 63).

Rychlost vedení akčního potenciálu na svalovém vlákně (MFCV) patří mezi důležité parametry kontrakční strategie svalu, které nám mohou pomoci identifikovat děje probíhající na úrovni svalové membrány, a tím přispět k diagnostice a pochopení dalšího úrovně řízení činnosti pohybového ústrojí jako celku.

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

LITERATURA

1. ARABANDZIEV, T. I., DIMITROV, G. V., DIMITROVA, N. A.: The cross-correlation and phase-difference methods are not equivalent under noninvasive estimation of motor unit propagation velocity. *J. Elektromyogr. Kinesiol.*, 14, 2004, s. 295-305.
2. ARENT-NIELSEN, L., ZWARTS, M. J.: Measurements of muscle fiber conduction velocity in human - techniques and applications. *J. Clin. Neurophysiol.*, 1989, 6, s. 173-190.
3. BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J.: *Muscle alive; their functions revealed by electromyography* (15th Edn). Baltimore, William & Wilkins, 1985.
4. BECK, R. B. J., MALLEY, M. O., VAN DIJK, J. P., NOLAN, P., STEGEMAN, D. F.: The effects of bipolar electrode montage on conduction velocity estimation from surface electromyogram. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 14, 2004, s. 505-514.
5. BEDNAŘÍK a kol.: *Nemoci kosterního svalstva*. Praha, Triton, 2001, ISBN 80-7254-187-0.
6. BICKHAM, D. C.: Extracellular K⁺ accumulation: a physiological framework for fatigue during intensive exercise. *J. Physiol.*, 2003, 3, s. 593.
7. BIGLAND-RITCHIE, B., JONES, D. A., HOSKING, G. P., EDWARDS, R. H. T.: Central and peripheral fatigue in sustained maximum voluntary contraction of human quadriceps muscle. *Clin. Sci. Mol. Med.*, 54, 1978, s. 609-614.
8. BIGLAND-RITCHIE, B.: EMG and fatigue of human voluntary and stimulated contractions. *Human muscle fatigue: physiological mechanism*. London (Ciba Foundation symposium 82), Pitman Medical, 1982.
9. BILODEAU, M., ARSENAULT, A. B., GRAVEL, D., BOURBONNAIS, D.: The influence of an increase in the level of force on the EMG power spectrum of elbow extensors. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, 61, 1990, 5-6, s. 461-466.
10. BROHEN, H., BILOTTO, G., DE LUCA, C. J.: Myoelectric signal conduction velocity and spectral parameters: influence of force and time. *J. Appl. Physiol.*, 58, 1985, s. 428-437.
11. CARSTEN, J.: Muscle fatigue and reactive oxygen species. *J. Physiol.*, 2006.
12. CESCÓN, C., REBECCHI, P., MERLETI, R.: Effect of electrode array position and subcutaneous tissue thickness on conduction velocity estimation in upper trapezius muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 18, 2008, s. 628-636.
13. DE LA BARRERA, E. J., MILNER, T. E.: The effects of skinfold thickness on the selectivity of surface EMG. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 93, 1994, s. 91-99.
14. DEFREITAS, J. M., COSTA, P. B., RYAN, E. D., HERDA, T. J., CRAMER, J. T., BECK, T. W.: Innervation zone location of the biceps brachii, a comparison between genders and correlation with anthropometric measurements. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2008, article in press.
15. DELUCA, C. J., MERLETI, R.: Surface myoelectric signal crosstalk among muscle of the leg. *Electroencephalography Clin. Neurophysiol.*, 69, 1987, s. 586-575.
16. DELUCA, C. J.: The use of surface electromyography in biomechanics. 1993. www.delsys.com. [Online] 1993. [Citate: 2. 3 2006.] <http://www.delsys.com/KnowledgeCenter/Tutorials.html>.
17. DROST, G., STEGEMAN, D. F., VAN ENGELEN, B. G. M., ZWARTS, M. J.: Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 16, 2006, s. 586-602.
18. DUMITRU, D., KING, J. C.: Far-field potentials in muscle: a quantitative investigation. *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, 73, 1992, s. 270-274.
19. EDWARDS, H. T.: *Human muscle function and fatigue*. London (Ciba Foundation symposium 82) : Pitman Medical, 1982, ISBN 0 277-79618-2.
20. FARINA, D., ARENDT-NIELSEN, L., MERLETTI, R., GRAVEN-NIELSEN, T.: Assessment of single motor unit conduction velocity during sustained contraction of the tibialis anterior muscle with advanced spike triggered averaging. *J. Neur. Sci.*, 115, 2002, s. 1-12.
21. FARINA, D., FATTORINI, L., FELICI, F., FILLIGOI, G.: Nonlinear surface EMG analysis to detect changes of motor unit conduction velocity and synchronization. *J. Appl. Physiol.*, 93, 2002, s. 1753-1763.

22. FARINA, D., FORTUNATO, E., MERLETTI, R.: Noninvasive estimation of motor unit conduction velocity distribution using linear electrode arrays. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 47, 2000, s. 380-388.
23. FARINA, D., GAZZONI, M., CAMELIA, F.: Low-threshold motor unit membrane properties vary with contraction intensity during sustained activation with surface EMG visual feedback. *J. Appl. Physiol.*, 96, 2004, s. 1505-1515.
24. FARINA, D., GAZZONI, M., MERLETTI, R.: Assessment of low back muscle fatigue by surface EMG signal analysis: methodological aspects. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 13, 2003, s. 319-322.
25. FARINA, D., MERLETTI, R.: A novel approach for estimating muscle fibre conduction velocity by spatial and temporal filtering of surface EMG signals. *IEEE Transactions. Biomed. Eng.*, 50, 2003, s. 1340-1351.
26. FARINA, D., MERLETTI, R., NAZZARO, M., CARUS, L.: Effect of joint angle on EMG variables in leg and thigh muscles. *IEEE Eng. Med. Biol. Imag.*, 20, 2001, s. 62-71.
27. FARINA, D., MESIN, L., MARTINA, S., MERLETTI, R.: Comparison of spatial filter selectivity in surface myoelectric signal detection: influence of the volume conductor model. *Med. Biol. Eng. Comput.*, 42, 2004, s. 114-120.
28. FITS, R. H.: Cellular mechanism of muscle fatigue. *Physiol. Rev.*, 1994, 545, s. 229-240.
29. FRANCOVÁ, J., PAVLŮ, D., PÁNEK, D.: Měření elektrické aktivity vybraných stabilizátorů lopatky v polohách horní končetiny charakteristických pro sportovní lezení. *Rehabil. fyz. Lék.*, 13, 2006, s. 29-37.
30. GENDLE, B., KARLSSON, S., CRENSHAW, A. G. et al.: The influences of muscle fibre proportions and areas upon EMG during maximal isometric knee extension. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 81, 2000, s. 2-10.
31. HOGREL, J. Y.: Clinical application of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiol. Clin.*, 35, 2005, s. 59-71.
32. JONES, D. A.: Muscle fatigue due to changes beyond the neuromuscular junction. *Human muscle fatigue: physiological mechanisms*. London (Ciba Foundation symposium 82), Pitman Medical, 1982.
33. KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P.: *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha, SNP, 1990.
34. KIERNAN, M. C., CIKUREL, K., BOSTOCK, H.: Effects of temperature on the excitability properties of human motor axons. *Brain.*, 124, 2001, s. 816-25.
35. KRAUSE, K. H., MAGYAROSY, J., GALL, H. et al.: Effects of heat and cold application on turns and amplitude in surface EMG. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 41, 2001, s. 67-70.
36. KUPA, E. J., ROY, S. H., KANDARIAN, S. C., DELUCA, C. J.: Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J. Appl. Physiol.*, 79, 1995, s. 23-32.
37. LEO, R. N., BURNE, J. A.: Continuous wavelet transform in evaluation of stretch reflex responses from surface EMG. *J. Neuroscience Methods*, 133, 2004, s. 115-125.
38. LI, W., SAMAMOTO, K.: The influence of location of electrode on muscle fiber conduction velocity and EMG power spectrum during voluntary isometric contraction measured with surface array electrodes. *Appl. Hum. Sci.*, 15, 1996, s. 25-32.
39. LINDINGER, M. I.: Combating muscle fatigue: extracellular lactic acidosis and catecholamines. *J. Physiol.*, 2007, 581, s. 419.
40. LOWERY, M., NOLAN, P., MALLEY, M. O.: Electromyogram median frequency, spectral compression and muscle fibre conduction velocity during sustained submaximal contraction of the brachioradialis muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2001, 12, s. 111-118.
41. MARTIN, S., MACISAAC, D.: Innervation zone shift with changes in joint angle in the brachial biceps. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2006, 16, s. 144-8.
42. MASUDA, K., MASUDA, T., SANDOMYAMA, T., INAKI, M., KATSUTA, S.: Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1999, 9, s. 39-46.
43. MASUDA, T., SADOYAMA, T.: Topographical map of innervation zones within single motor units measured with a grid surface electrode. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1988, 35, s. 623-8.
44. MERLETTI, R., FARINA, D., GAZZONI, M.: The linear electrode array: a useful tool with many applications. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 13, 2003, s. 37-47.
45. MERLETTI, R., LO CONTE, L. R., CISARI, C., ACTIS, M. V.: Age related changes in surface myoelectric signals. *Scand. J. Rehabil. Med.*, 24, 1992, s. 25-36.
46. MERTON, P. A., HILL, D. K., MORTON, H. B.: *Indirect and direct stimulation of fatigued human muscle. Human muscle fatigue: physiological mechanism*. London (Ciba Foundation symposium 82), Pitman Medical, 1982.
47. MESIN, L., MERLETTI, R., RAINOLDI, A.: Surface EMG: The issue of electrode location. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2008, article in press.
48. MITO, K., KANEKO, K., MAKABE, H., TAKANOKURA, M., SAKAMOTO, K.: Comparison of experimental and numerical muscle fibre conduction velocity (MFCV) distribution around the end-plate zone and fiber endings. *Med. Sci. Monit.*, 12, 2006, s. 115-123.
49. MITO, K., SAKAMOTO, K.: Distribution of muscle fiber conduction velocity of m.masseter during voluntary isometric contraction. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2000, 40, s. 275-285.
50. NANDEDKAR, S. D., STALBERG, E., SANDERS, D. B.: Simulation techniques in electromyography. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 32, 1985, s. 775-785.
51. NIELSEN, M., GRAVEN-NIELSON, T., FARINA, D.: Effect of innervation zone distribution on estimates of average muscle fiber conduction velocity. *Muscle Nerve*, 37, 2008, s. 68-78.
52. NISHIHARA, K., HOSODA, K., FUTAMI, T.: Muscle fiber conduction velocity estimation by using normalized peak-averaging technique. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2003, 13, s. 499-507.
53. OTÁHAL, S., TLAPÁKOVÁ, E., ŠORFOVÁ, M.: *Kompendium biomechanika*. <http://www.biomech.ftvs.cuni.cz/pbpbk/kompendium/index.php>. [Online] 2003. [Citace: 10. 12 2007.]
54. PÁNEK, D., HORÁČKOVÁ, Š., BENDOVIČ, P., MERKER, N., MEZSÁROŠOVÁ, M., PAVLŮ, D.: Cílená elektrostimulace a její vliv na vzdálené svalové skupiny. *Rehabil. fyz. Lék.* 2005, 1, s. 41-44.
55. PÁNEK, D., ŠPRINGROVÁ, I., ŠENK, M., JELÍNEK, M.: Changes in muscle fibre conduction velocity, median frequency and mean amplitude in surface electromyography during static and dynamic contraction: summary report. *Sborník z konference: Biomechanics of man 2002*, Čejkovice, 2002, s. 38-41.
56. PAVLŮ, D., PÁNEK, D.: EMG - analýza vybraných svalů horní končetiny při pohybu ve vodním prostředí a pohybu proti elastickému tahu. *Rehabil. fyz. Lék.*, 2008, 4, s. 167-173.
57. PAVLU, D., PANEK, D.: EMG analysis of muscle fatigue

- by sensorimotor training - a contribution to evidence based physiotherapy. *International Journal of Rehabilitation Research*, 30, 2007, 30, s. 105.
58. PAVLU, D., PANEK, D.: Muscle fatigue as limitation by sensorimotor training: EMG study. *Fizioterapi Rehabilitasyon*, 2007, 18, s. 243.
 59. PETROFSKY, J., LAYMON, M.: Muscle temperature and EMG amplitude and frequency during isometric exercise. *Aviat Space Environ. Med.*, 75, 2005, s. 1024-1030.
 60. PETROFSKY, J. S., LIND, A. R.: The influence of temperature on the amplitude and frequency components of the EMG during brief and sustained isometric contraction. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 44, 1980, s. 189-200.
 61. PETROFSKY, J. S.: The use of biofeedback to reduce trendelenburg gait. *Eur. J. Appl. Physiol.*, 85, 2001, s. 491-495.
 62. PIITULAINEN, F., RANTALAINEN, T., LINNAMO, V., KOMI, P., AVELA, J.: Innervation zone shift at different levels of isometric contraction in the biceps brachii muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2008, article in press.
 63. RAINOLDI, A., GALARDI, G., MADERNA, L., COMI, G., LOCONTE, L., MERTLETTI, R.: Repeatability of surface EMG variables during voluntary isometric contractions of the biceps brachii muscle. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 1999, 9, s. 105-119.
 64. RAINOLDI, A., MELCHIORRI, G., CARUSO, L.: A method for positioning electrodes during surface EMG recording in lower limb muscles. *J. Neurosci. Meth.*, 134, 2004, s. 37-43.
 65. RAINOLDI, A., NAZZARO, M., MERLETTI, R. et al.: Geometrical factors in surface EMG of the vastus medialis and lateralis muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2000, 10, s. 327-336.
 66. RAU, G., DISSELHORST KLUG, C., SILNY, J.: Non-invasive approach to motor unit characterization: muscle structure, membrane dynamics and neuronal control. *J. Biomechanics.*, 30, 1997, s. 441-446.
 67. REUCHER, H., RAU, G., SILNY, J.: Spatial filtering of noninvasive multielektrod EMG: Part I - introduction to measuring technique and applications. *IEEE Trans. Biomed. Enging.*, 34, 1987, s. 98-105.
 68. REUCHER, H., SILNY, J., RAU, G.: Spatial filtering of noninvasive multielektrod EMG: Part II - filter performance in theory and modeling. *IEEE Trans. Biomed. Enging.*, 34, 1987, s. 106-113.
 69. ROY, S. H., DELUCA, C. J., SCHNEIDER, J.: Effects of electrode location on myoelectric conduction velocity and median frequency estimates. *J. Appl. Physiol.*, 61, 1986, s. 1510-1517.
 70. SCHNEIDER, J., RAU, G.: Influence of tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fiber conduction velocity measurement of the conduction velocity of muscle fibers with surface EMG. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 25, 1985, s. 45-56.
 71. SCHNEIDER, J., RAU, G., SILNY, J.: A noninvasive EMG technique for investigation the excitation propagation in single motor units. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 29, 1989, s. 273-280.
 72. SCHNEIDER J., SILNY, J., RAU, G.: Influence on tissue inhomogeneities on noninvasive muscle fibre conduction velocity measurements - investigated by physical and numerical modeling. *IEEE Trans. Biomed. Enging.*, 38, 1991, s. 851-860.
 73. SOLIE, G., HERMENS, H. J., BOON, K. L.: The measurement fo the conducton veloity of muscle fibre with surface EMG accoridng to the cross-correlation method. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.*, 25, 1985, s. 193-204.
 74. TALEBINEJAD, M., CHAN, A. D. C., MIRI, A., DANSE-REAU, R. M.: Fractal analysis of surface electromyography signals: A novel power spectrum-based method. *J. Electromyogr. Kinesiol.*, 2008, article in press.
 75. TROJAN, S., LANGMAJER, M.: *Lékařská fyziologie*. Praha, Grada Publishing, 2003, ISBN 80-247-0512-5.
 76. VALENTA, F. a kol.: *Biomechanika*. Praha, Academia, 1985.
 77. Van HOEVEN, J. H.: *Conduction velocity in human muscle: An EMG study in fatigue and neuromuscular disorders*. Den Haag: CIP - Gegevens Koninklijke Bibliotheek, 1995, ISBN 90-367-0551-7.
 78. WEBB, P.: Temperatures of skin, subcutaneous tissue, muscle and core in resting men in cold, comfortable and hot conditions. *Eur. J. Appl. Occup. Physiol.*, 64, 1992, s. 471-476.
 79. ZWARTS, M. J., STEGEMAN, D. F.: Multichannel surface EMG: Basic aspects and clinical utility. *Muscle Nerve*, 28, 2003, s. 1-17.

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

PROBLEMATIKA POOPERAČNÍHO PAHÝLU U PACIENTŮ S TRANSTIBIÁLNÍ AMPUTACÍ POHLEDEM FYZIOTERAPEUTA, BIOMECHANIKA A PROTETIKA

Kozáková D.¹, Janura M.¹, Rosický J.²

Katedra biomechaniky a technické kybernetiky, Fakulta tělesné kultury UP, Olomouc, vedoucí katedry doc. Ing. J. Salinger CSc. ¹

Katedra rehabilitace, Fakulta zdravotnických studií, Ostravská univerzita, Ostrava, vedoucí katedry doc. RNDr. M. Janura, Dr. ²

SOUHRN

Základním úkolem pro dosažení plnohodnotného života u pacientů po amputaci dolní končetiny je snaha o včasné vybavení protézou a o vytvoření podmínek pro časnou mobilizaci. Pro jeho realizaci je nutná vzájemná spolupráce odborníků z různých oblastí. Cílem komplexní terapie pooperačního pahýlu je podpora hojení rány, redukce otoku a formování pahýlu. Nutná je správná volba pooperační fixace, kompresní terapie a využití dalších technik kinezioterapie. Při výběru protézy musí volba jednotlivých komponent a jejich nastavení splňovat funkční nároky uživatele, minimalizovat substituční mechanismy a zaručovat ekonomičnost pohybu a estetický vzhled protézy.

Klíčová slova: kompresní terapie, pooperační fixace, protéza, nastavení protézy

SUMMARY

Kozáková D., Janura M., Rosický J.: The Problem of Postoperative Stump in Patients with Transtibial Amputation as Viewed by Physiotherapist, Biomechanic and Prosthetic Specialists

The first aim for achieving full value of life by patients after lower limb amputation is the tendency for early prosthesis fitting and achievement of conditions for early mobilization. For the realization of this aim it is necessary for mutual cooperation between experts from various fields. The main goals of comprehensive postoperative care are wound healing support, reduction of edema, and stump forming. The right choice of postoperative fixation, compressive therapy, and application of other kinesiotherapy techniques are essential. During the process of choosing prosthesis the selection of individual components and its alignment must fulfill functional demands of users, must minimize substitute mechanisms, and must assure effective movement and aesthetic appearance of prosthesis.

Key words: compressive therapy, postoperative fixation, prosthesis, prosthetic alignment

Rehabil. fyz. Léč., 16, 2009, No. 3, pp. 102–108.

ÚVOD

Cílem amputační chirurgie je dobře se hojící a funkční pahýl, na který bude možné aplikovat opotézování (4). Zpožděné hojení rány bezpodmínečně zpomaluje použití protézy a zásadním způsobem ovlivňuje zahájení nácviku základních pohybových dovedností. Tímto rizikem jsou ohroženi zejména pacienti s diabetem a vaskulární nedostatečností.

Na končetinu z hlediska kontroly stadia hojení rány, délky a objemu pahýlu, smyslové integrity apod. dohlíží lékař, který úzce spolupracuje s protetikem a konzultuje vhodné načasování protetické náhrady (9). Nejlepších výsledků v péči o pacienta po amputaci dolní končetiny dosahuje specializovaný multidisciplinární tým (fyziotera-

peut, protetik, rehabilitační lékař, ergoterapeut, zdravotní sestra, ortotik, podiater, sociální pracovník, praktický lékař, dietní sestra, psycholog) (5).

Základní úlohou pro zlepšení funkčního, pohybového a psychického stavu pacienta je brzké vybavení pacienta funkční protézou, jeho návrat a integrace do společnosti. K tomu může dojít pouze tehdy, jestliže po vyřešení otázek v oblasti zdravotní péče následuje vybavení protézou v souladu se základními biomechanickými principy.

POOPERAČNÍ FIXACE

Výběr pooperační fixace se liší v závislosti na výšce amputace, operační technice, požadavcích na hojení a na rozhodnutí lékaře. Cílem fixace je vždy



Obr. 1. Pneumatic Post-Amputation Mobility (PPAM) – pneumatická vertikalizační dlaho.

ochrana proti infekci, redukce otoku, ochrana rány před poškozením. Základními typy pooperační fixace jsou měkký obvaz, elastický textilní kompresivní návlek, rigidní obvaz, rigidní fixace s ranou pooperační protézou, pneumatická fixace (obr. 1), snímatelná rigidní fixace a silikonová pooperační fixace. Každý z těchto typů má své výhody i nevýhody a také různé variace. Všechny se aplikují přes zašitou ránu amputačního pahýlu (6).

Bandážování (obr. 2) se nejčastěji používá u pacientů s vaskulárními potížemi, takže je možná pravidelná výměna obvazů (9). Nevýhodou je nedostatečná kontrola otoku, neadekvátní ochrana před traumatem, možnost snadného sklouznutí z pahýlu. Toto sklouzávání z rány může u měkkých tkání způsobovat bolest a tvorbu puchýřů. I přes tyto nevýhody je bandážování nejčastěji používanou metodou pooperačního krytí. Výhodou jsou nízké náklady a možnost časté a snadné inspekce rány (24).

Kompresní terapie pomocí textilních návleků podporuje tvarování pahýlu, což snižuje dobu hospitalizace (29). Nevýhodou zůstává nemožnost chůze s touto fixací. Pahýl může zmenšit svůj objem a vzhledem k prefabrikované výrobě je nutné dodat menší velikost fixace (20).

Rigidní sádrování se používá u amputací v bérce a exartikulace v koleni po dobu 7-15 dní. Dle Lusardiho (17) se aplikuje až třetí pooperační den, jiní autoři (4, 26 a další) uvádějí aplikaci již přímo na sále. Mezi výhody rigidní sádrové fixace patří minimalizace otoku a bolesti, ideální uzavřené, teplé a vlhké prostředí pro hojení rány, ochrana před mechanickým drážděním, prevence kolenní kontraktury. Nevýhodou je větší hmotnost a nemožnost kontroly rány (26). Právě z tohoto důvodu není rigidní fixace vhodná pro pacienty s oslabenou vaskulární cirkulací (10).

Rigidní fixace s ranou pooperační protézou (IPOP) poskytuje výhody tohoto způsobu fixace a zároveň dovoluje chůzi s limitovaným přesunem hmotnosti na pahýl za pomoci podpurných pomůcek. Tento typ fixace umožňuje časnou vertikalizaci a má tak psychologický a fyziologický vliv. IPOP není spojován se zvýšeným počtem pádů či poškozením hojení rány na amputované končetině (9, 25). Tento typ dočasných fixací slou-



Obr. 2. Ukázka bandážování transtibiálního pahýlu.

ží jako přechod mezi operací a definitivní protézou. Jeho nevýhodou je možnost nadměrného přenesení hmotnosti těla na protézu, a tím riziko otevírání rány (24).

Snímatelné rigidní fixace se vyráběly původně z plastů a byly doplněny o nejrůznější supra-kondylární manžetové systémy. V současné době jsou vyráběny z prefabrikovaných kopolymerních plastických skořepin s vyměkčením uvnitř. Tyto fixace poskytují ochranu a další výhody klasické rigidní fixace s možností kontroly a čištění rány.

FYZIOTERAPIE

„Protetická“ fyzioterapie je důležitou součástí včasné péče o pacienty po amputaci. Fyzioterapeut zahajuje terapii obvykle druhý až třetí pooperační den. U některých pacientů, zejména tam, kde hrozí bronchopneumonie, infekce močového traktu a další, se s cvičením začíná již první pooperační den (7).

Cílem pooperační fyzioterapie je vytvoření optimálních podmínek pro časnou mobilizaci, pro vybavení protézou, urychlení a podporu procesu hojení (3). Pooperační péče o amputované pacienty sestává z péče o operační ránu, kompresní terapie, polohování, posilovacích cvičení, protahovacích cvičení, balančních cvičení, vertikalizace s pomůckami, nácviku přesunů, ADL- activity of daily living, nácviku chůze (3).

Polohování

V první řadě je důležité naučit pacienta samopolohování, které brání vzniku kontraktur. U transtibiálních amputací je nutné zabránit flexi v kolenu, v kyčli a u transfemorálních amputací flexi, abdukci a zevní rotaci v kyčli (2). Prevenci kontraktur můžeme také zajistit aktivním nebo odporovaným cvičením svalů (PNF – proprio-neuromuskulární facilitace), korekcí poloh pahýlu, pasivním protahováním. Dále může být použito ledování, ultrazvuk, pasivní mobilizace, ortéza či jiné pomůcky (7).

Kompresní terapie

V další fázi je třeba zabránit vzniku otoků, tvarovat pahýl a udržet vhodné prostředí pro zhojení rány, to vše má za cíl kompresní terapie (2). Pacient by měl být poučen jak otok poznat, jak s ním zacházet a jak ho zmírnit. Za tímto účelem se provádí elevace končetiny, cvičení (aktivní kontrakce, pravidelně několikrát denně, 10 opakování každou hodinu) a zejména bandážování (7).



Obr. 3. Ukázka běžně dostupných kompresních punčoček pro transtibiální a transfemorální reziduální končetiny.

Pro kompresi lze použít kompresní elastický textilní návlek (obr. 3), nebo elastickou bandáž, případně silikonový návlek. Kontraindikací pro kompresní terapii je těžká demence, neschopnost komunikace, bolest a klinické známky ischemizace pahýlu (2). Používání tradičního bandážování versus kompresní návleky je kontroverzním tématem. Některá zařízení preferují kompresní návleky z důvodu jejich snadného a rychlého použití. Zatímco výhodou použití bandážování je možnost lépe kontrolovat vyvíjený tlak a z toho vyplývající tvarování pahýlu.

Bandážování pahýlu je nejstarší metodou pooperační péče o pahýl. Je nejméně užívané, jelikož je nejlevnější a v případě zaučení si je může pacient provádět sám. K bandážování je nutné použít dostatečně široké obinadlo (10-14 cm), bandážuje se až nad zachovaný kloub končetiny. Bandáž se obvykle aplikuje 3x denně, pokud se střídá s další péčí o pahýl. U pacientů s cévní příčinou amputace se bandáž nepřikládá přes noc.

V dnešní době se od klasického bandážování přechází k aplikaci kompresních návleků. Vzhledem k postupným změnám pahýlu by pacient měl mít několik návleků v různých velikostech (18). Kompresní terapie pomocí elastických textilních návleků umožňuje rovnoměrnou kompresi nezávisle na tom, kdo ji aplikuje. Výhodou je snadná aplikace, nevýhodou je nemožnost sterilizace návleku (3).

Existuje názor, že použití kompresních návleků by se mělo zahájit až po vyjmutí stehů. U amputovaných s diabetem je tato perioda často dlouhá až 21 dní. Nicméně kompresní terapie může být zahájena pomocí obinadla či rigidní fixace a postupně může přejít k používání kompresních návleků ihned poté, co se jizva zhojí. Tato terapie v podobě jakýchkoli technik musí vést k redukci otoku, tvarování pahýlu a k podpoře cirkulace (9).

Kompresní terapie pomocí pooperačního silikonu (obr. 4) musí splňovat několik zásad: odstupňovaná doba používání, výběr velikosti na základě měření pahýlu, krytí rány před aplikací silikonu, možnost sterilizace. Je zahájena 5 až 7 dnů



Obr. 4. Ukázka pooperačního silikonu.

po amputaci (po sejmutí rigidní fixace), začíná se po dobu 1 hodiny dopoledne a odpoledne, maximální doba použití je 8 hodin denně (3). Výhodou ve srovnání s klasickým bandážováním je konzistence, která eliminuje individuální vliv zdravotnického personálu (12).

Péče o jizvu a kůži

Součástí terapie je také péče o kůži a jizvu. Kožní kryt pahýlu je vystaven nadměrným mechanickým silám, proto je zapotřebí určité doby jeho adaptace na tlak. Snížená citlivost k teplotním rozdílům, dotekům apod. může zvýšit potenciační riziko poranění měkkých tkání (21). Snížená senzitivita pahýlu také vede k horší proprioceptivní zpětné vazbě, která může mít za důsledek nerovnoměrné zatěžování amputované dolní končetiny (9). Péče o kůži je zvláště důležitá u pacientů s diabetem a s vaskulárním onemocněním z důvodu zpožděného hojení ran. Pacienti musí být informováni o místech citlivých na tlak a o místech na tlak tolerantních (9).

Je velice důležité, aby se incize během hojení nepřilepila k podkožní tkáni nebo ke kosti. V případě rychlého primárního hojení se pacient může začít učit jemnou manuální masáž ke zvýšení mobility tkáně. K snížení rizika rozestoupení rány se masáž zpočátku provádí nad a pod jizvou. Pokud je rána dobře uzavřena, může pacient začít jemně mobilizovat samotnou jizvu. Po odstranění stehů lze pokračovat v normální hygieně. Většina lékařů, protetiků a terapeutů, doporučuje každodenní čištění pahýlu jemným nevysušujícím mýdlem. Hlazení nebo mírné tření končetiny froté ručníkem napomáhá snížení citlivosti kůže při přípravě na používání protéz.

Pacienti jsou vyškoleni k pečlivé kontrole kůže na amputačním pahýlu, k používání zrcadla v případě nutnosti prohlédnutí špatně viditelných míst. Zvláště důležité pro zhodnocení jsou

oblasti kostních výběžků, které mohou být náchylné k vysokému tlaku uvnitř protézy. V případě, že je amputační pahýl suchý či šupinkovitý, může být aplikováno malé množství zvlhčujícího krému. Pacienti s větším ochlupením končetiny nebo s lehce podrážditelnou pokožkou mají při trvalém nošení protézy vyšší riziko výskytu folikulitidy a stavů podobných zánětu kůže. Závažné podráždění kůže či infekce zabraňují používání protézy, dokud neproběhne adekvátní hojení (17).

VYBAVENÍ PROTETICKOU POMŮCKOU

Vlastnímu vybavení protézou předchází hodnocení pahýlu z hlediska jeho délky a tvaru (kónický, kyjovitý, válcovitý). Vzhledem k možnému poškození kožního krytu musí být při výběru protetického lůžka navíc brány v úvahu faktory, jako je snížená elasticita tkáně u starších lidí, pučhyře, možné alergické reakce, vtažené jizvy atd. (16). Dále je potřeba zohlednit i charakteristiky pahýlu jako jsou kostní prominence, stav měkkých tkání, adaptabilita pahýlu na zátěž, kontraktury, prokrvení a stabilita kolenního kloubu.

Základní požadavky na kvalitu protézy

Základní požadavky, které musí splňovat kvalitní protetická pomůcka, jsou **komfort, funkce a vzhled protézy** (14, 18, 28). Jejich zastoupení určuje, do jaké míry bude moci uživatel vykonávat pohybové aktivity v požadovaném rozsahu, bez negativních důsledků na pohybový aparát. Zároveň také stanoví, s jakými pocity bude uživatel přistupovat k použití protézy ve společnosti.

Komfort je ovlivněn zejména typem protetického lůžka a nastavením jednotlivých komponent. Funkci transtibiální protézy podmiňují dynamické díly protézy, tj. protetické chodidlo. Vzhled protézy je dán vizuální podobností protetické náhrady a zachované končetiny z hlediska tvaru, barvy, popř. anatomických detailů.

Biomechanické aspekty užití transtibiální protézy

Uživatele transtibiální protézy musíme posuzovat jako biomechanický celek dvou základních komponent s výrazně odlišnými vlastnostmi. Pacient představuje komponentu biologickou, protetická náhrada část mechanickou. Při používání protézy dochází k vzájemné interakci mezi uživatelem a protézou. Optimální řešení této interakce je jedním z klíčových bodů pro možnost použití protézy bez negativních následků na uživatele.

Základní části transtibiální protězy

Vzhledem k zaměření této studie se budeme detailněji zabývat pahýlovým lůžkem a způsobem nastavení jednotlivých částí protězy.

Pahýlové lůžko vytváří styčnou plochu mezi uživatelem a protetickou náhradou. Návrh pahýlového lůžka vychází z celkového stavu amputačního pahýlu (délka, tvar, stav měkkých tkání, citlivost pahýlu, prominence kostí, stav kůže). Dále je nutno přihlídnout ke stupni aktivity uživatele, k případnému omezení pohyblivosti horních končetin, k hygienickým návykům a podobně. Tvar a rozměry pahýlového lůžka je nutné přizpůsobit oblastem pahýlu se zvýšenou citlivostí (obr. 5), s dodržáním potřebného kontaktu mezi pahýlem a lůžkem, který zaručuje stabilitu při provádění pohybu.

Základními funkcemi, které musí splňovat pahýlové lůžko, jsou přenos zatížení, zavěšení protězy, kontrola pohybu protězy, ochrana měkkých tkání a řešení objemových změn pahýlu. Síly, které působí za normálních podmínek z vnějšího prostředí (fyziologické), nemohou způsobit poškození kůže. K odlišné situaci však dochází při jejich opakovaném působení. Z hlediska pacientů je přitom prvotní nebolestivost pahýlu a až druhotná výkonnost při chůzi (15, 19).

Zatěžování během stoje nevypovídá o zatěžování při chůzi (23), tlak při chůzi je větší než jeho hodnota při stoji (13). Nárůst tlaku v pahýlovém lůžku od nejmenší zátěže ve stoji po maximální zátěž v chůzi je nelineární (31). Při přenosu zátěže mezi lůžkem a pahýlem dochází působením setrvačné síly k nárůstu tlaku o 8,4 % ve stejné a o 20,1 % ve švihové fázi kroku (30).

Měkká tkáň pahýlu musí při chůzi odolávat opakovanému zatížení v okamžiku kontaktu paty, kdy rychlé zabrzdění způsobí vysokofrekvenční ráz, který je dále přenášen na kosterně svalový systém (11, 15).

V průběhu kontaktu chodidla s podložkou se většina složek zatížení nachází v pásmu kolem 15 Hz, ale právě vysokofrekvenční komponenty (nad 50

Hz) mohou způsobit vznik zánětu a otlaků (15, 32). Práh citlivosti na tyto změny není u všech pacientů stejný (27).

U každého jedince dochází v průběhu rehabilitace po amputaci ke změně velikosti pahýlu. Podobné diference, i když menší velikosti, je možné pozorovat také v průběhu jednoho dne. Určení oblastí, ve kterých dochází ke zvětšení pahýlu nebo k jeho atrofii, může zlepšit kvalitu protetického lůžka (22).

Spojovací adaptéry a díly jsou určeny pro spojení lůžka protězy a protetického chodidla a pro přenos působících sil mezi těmito komponentami. Protože se jedná o mechanické prvky, je určení jejich vlastností, včetně stanovení velikosti působících sil, otázkou laboratorních technických měření. Chceme-li správně popsat biomechanické parametry protězy, musíme se seznámit s funkcí jednotlivých „prvků“ při normální chůzi (15).

Protetické chodidlo nahrazuje „ztracené“ části dolní končetiny (noha, hlezno) tvarově a funkčně. Požadavek na tvarovou podobnost s lidskou nohou je podmíněn nejen vzhledem, ale umožňuje také použití standardního typu obuvi. Z biomechanického hlediska je rozhodujícím požadavkem na protetické chodidlo zabezpečení funkce statické (stoj) a funkce dynamické (chůze).

Z uvedených požadavků vyplývají základní vlastnosti protetického chodidla, které jsou nezbytné pro vykonání zadané činnosti v požadovaném rozsahu, s přihlídnutím k aktuálnímu stavu uživatele. Mezi tyto vlastnosti patří (8):

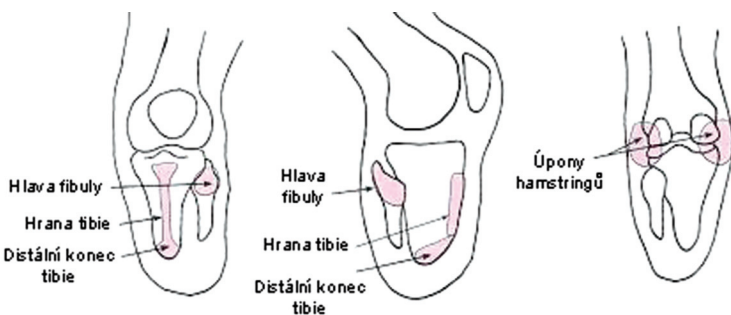
- přenos hmotnosti těla při stejné fázi,
- plynulý odval chodidla v průběhu stejné fáze,
- absorpce nárazu při kontaktu chodidla, kompenzace nerovností pod chodidlem,
- akumulace a uvolnění energie.

Nastavení protězy (alignment)

Optimální parametry jednotlivých komponent při stavbě protězy nemusí automaticky zaručovat její funkčnost. Připojením protězy k lidskému tělu se tato stává součástí otevřeného nebo uzavřeného biokinematického řetězce, a o její funkci rozhoduje vzájemné nastavení jednotlivých prvků řetězce. Významným způsobem ovlivňuje komfort i funkci protězy, a tím každodenní aktivity uživatele protězy.

Postup nastavení protězy zahrnuje následující dílčí kroky:

Základní sestavení protězy (bench alignment), které provádí protetik bez



Obr. 5. Oblasti se zvýšenou citlivostí na zatížení u transtibiálního pahýlu (upraveno podle 1, s. 682).

pacienta. Určuje tím prostorové uspořádání protězy mezi pahýlovým lůžkem a protetickým chodidlem s ohledem na doporučení výrobce chodidla a vzhledem k získaným údajům o pacientovi.

Statická stavba protězy (static alignment) zahrnuje korekci základního nastavení s ohledem na stabilitu pacienta v protěze ve stoji.

Dynamická stavba protězy (dynamic alignment) se zabývá uspořádáním protězy s ohledem na chůzi pacienta v protěze. Jejím cílem je dosažení dynamické rovnováhy při chůzi. Správná dynamická stavba by měla být výsledkem týmového posouzení (protetik, fyzioterapeut, lékař).

Interakce pahýlu a protetického lůžka, chyby při stavbě protězy

Pro posouzení velikosti zatížení mezi pahýlem a protetickým lůžkem při chůzi s transtibiální protézou musíme rozlišovat mezi stojnou a švihovou fází krokového cyklu. Základním parametrem (fyzikální veličinou), který rozhoduje o způsobu zatížení, je vedle působící síly také moment síly, který vzniká jako otáčivý účinek při působení síly mimo bod otáčení (obr. 6).

V průběhu stojné fáze krokového cyklu dochází ke změně velikosti působící síly, ale také polohy vektoru reakční síly vzhledem k bodu otáčení (střed kolenního kloubu). Tím se mění velikost momentu síly a jeho orientace. Působící síla tedy vy-

volává flekční nebo extenční moment v kolenním kloubu (obr. 7).

Nesprávná stavba protězy se projeví nestabilitou v kloubech, diskomfortem, asymetrií při chůzi a přetěžováním zdravé končetiny, zvýšením energetické náročnosti při provedení pohybu a podobně.

Chyby při stavbě protězy mohou vzniknout nesprávným úhlovým nebo délkovým nastavením, případně posunem mezi jednotlivými komponentami protězy. Důsledky se projeví v rovině sagitální (zdvih na špici zdravé dolní končetiny a dlouhý krok protetické končetiny při dlouhé protěze, extenze v kolenním kloubu při kontaktu paty protetické končetiny apod.) i v rovině frontální (varózní postavení kolenního kloubu ve středu stojné fáze při posunu lůžka a spojovacího dílu, abdukovaná chůze a cirkumdukce protetické končetiny při dlouhé protěze apod.).

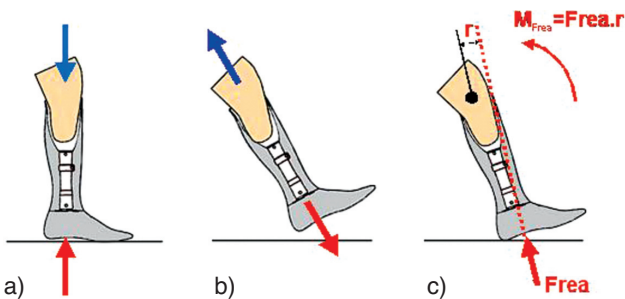
ZÁVĚR

Hlavním cílem v terapii pacientů po amputaci dolní končetiny je brzké vybavení pacienta protézou. Ta musí splňovat základní pravidla nejen z hlediska jednotlivých komponent (protetické lůžko, protetické chodidlo), ale také jejich nastavení. Pro zajištění komfortu a funkčnosti při používání protězy je nutné zajistit odpovídající stav pahýlu. Cílem fyzioterapie u těchto pacientů je proto podpora hojení, redukce otoku a formování pahýlu. Optimální řešení této interakce je jedním z klíčových bodů pro možnost použití protězy bez negativních následků na uživatele.

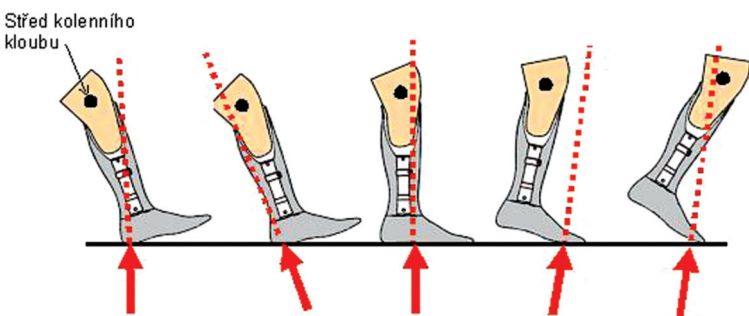
Vzhledem k úzké specializaci odborníků, kteří se podílejí na úspěšném návratu osob po amputaci do každodenního života, a přihlédnutím ke komplexnosti této problematiky, je nezbytná jejich úzká spolupráce. Nejlepších výsledků v péči o pacienty po amputaci dolní končetiny tak dosahuje komplexní tým, jehož součástí je chirurg, fyzioterapeut, sestra, psycholog, protetik, biomechanik atd.

LITERATURA

1. BERKE, G. M.: Transtibial prostheses, In M. M. Lusardi, C. C. Nielsen (Eds.): Orthotics and prosthetics in Rehabilitation (2nd ed.). St. Louis, Saunders, 2007, s. 628.
2. BIRGUSOVÁ, G.: Standard fyzioterapie doporučený UNIFY ČR – Amputace dolní končetiny. Praha, UNIFY ČR, 2006.
3. BIRGUSOVÁ, G.: Včasná pooperační péče a příprava pacientů k aplikaci protězy. Sborník semináře Komplexní péče o amputované na dolní končetině. Ostrava, Ostravská univerzita v Ostravě, 2007.



Obr. 6. Pohyb pahýlu v protetickém lůžku ve stojné (a) a švihové (b) fázi kroku. Otáčivý účinek (M) reakční síly podložky (c) při kontaktu chodidla s podložkou.



Obr. 7. Velikost a směr reakční síly ve stojné fázi kroku.

4. BOWKER, J. H.: Transtibial amputation: Surgical management. In D. G. Smith, J. W. Michael, J. H. Bowker (Eds.): Atlas of amputations and limb deficiencies surgical, prosthetic, and rehabilitation principles, (3rd ed.). Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004.
5. BROOMHEAD, P., DALES, D., HALE, C. et al.: Evidence base clinical guidelines for the physiotherapy management of adults with lower limb prostheses. London, British Association of Chartered Physiotherapists in Amputation Rehabilitation, 2003.
6. CARROLL, K., BINDER, K.: Transtibial prosthetic designs. In K. Carroll, J. E. Edelman, (Eds.): Prosthetic and patient management: A comprehensive clinical approach. Thorofare (USA), SLACK, 2006.
7. ENGSTROM, B., VAN DE VEN, C. (Eds.): Therapy for amputees (3th ed.). London, Churchill Livingstone, 1999.
8. FITZLAFF, G., HEIM, S.: Passteile für Prothesen der unteren Extremitäten. Dortmund, Verlag Orthopädie-Technik, 2002.
9. GAILEY, R. S., CLARK, R. S.: Physical therapy. In D. G. Smith, J. W. Michael, J. H. Bowker (Eds.): Atlas of amputations and limb deficiencies surgical, prosthetic, and rehabilitation principles, (3rd ed.). Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004, s. 589-619.
10. GAILEY, R. S.: One step ahead – An integrated approach to lower extremity prosthetics and amputee rehabilitation. Miami, Advanced Rehabilitation Therapy, Inc., 1994.
11. GOLDSTEIN, B., SANDERS, J.: Skin response to repetitive mechanical stress: a new experimental model in pig. Arch. Phys. Med. Rehabil., 79, 1998, 3, s. 265-267.
12. JOHANNESON, A., LARSON, G. U., LARSSON, B.: Multidisciplinární týmový přístup u amputací dolní končetiny a u následné rehabilitace. Sborník 2. konference ISPO ČR. Praha, ISPO, 2008.
13. KAZUKO, L. S., BREAKEY, J. W., WERNER, P. C.: Pressures at the residual limb-socket interface in transtibial amputees with thigh lacer-slide joints. J. Prosthet. Orthot., 10, 1998, 3, s. 51-55.
14. KLUTE, G. K., BERGE, J. S., SEGAL, A. D.: Heel-region properties of prosthetic feet and shoes. J. Rehabil. Res. Dev., 41, 2004, 4, s. 535-546.
15. KLUTE, G. K., KALLFELZ, C. F., CZERNIECKI, J. M.: Mechanical properties of prosthetic limbs: Adapting to the patient. J. Rehabil. Res. Dev., 38, 2001, 3, s. 299-307.
16. LEVY, S. W.: Skin problems in amputee. In D. G. Smith, J. W. Michael, J. H. Bowker (Eds.): Atlas of amputations and limb deficiencies surgical, prosthetic, and rehabilitation principles (3rd ed.). Rosemont, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 2004.
17. LUSARDI, M. M.: Postoperative and proprosthetic Care. In M. M. Lusardi, C. C. Nielsen (Eds.): Orthotics and prosthetics in rehabilitation (2nd ed.). St. Louis, Saunders, 2007.
18. MAY, B. J.: Amputation and prosthetics. A case study approach, (2nd ed.). Philadelphia, F. A. Davis Company, 2002.
19. POSTEMA, K., HERMENS, H. J., DE VRIES, J. et al.: Energy storage and release of prosthetic feet. Part 2: Subjective ratings of 2 energy storing and 2 conventional feet, user choice of foot and deciding factor. Prosthet. Orthot. Int., 21, 1997, 1, s. 28-34.
20. RHEINSTEIN, J., WONG, CH. K., EDELSTEIN, J. E.: Postoperative management. In K. Carroll, J. E. Edelman (Eds.): Prosthetics and patient management: A comprehensive clinical approach. Thorofare, SLACK, 2006.
21. RIES, J. D., BREWER, K. M.: Transtibial prosthetic training and rehabilitation, In M. M. Lusardi, C. C. Nielsen (Eds.): Orthotics and prosthetics in rehabilitation (2nd ed.). St. Louis, Saunders, 2007.
22. SANDERS, J. E., GREVE, J. M., CLINTON, C. et al.: Changes in interface pressure and stump shape over time: preliminary results from a trans-tibial amputee subject. Prosthet. Orthot. Int., 24, 2000, 2, s. 163-168.
23. SEELEN, H. A., ANEMAAT, S., JANSSEN, H. M. et al.: Effects of prosthesis alignment on pressure distribution in the stump/socket interface in transtibial amputees during unsupported stance and gait. Clin. Rehabil., 17, 2003, 7, s. 787-796.
24. SEYMOUR, R.: Prosthetics and orthotics. Lower limb and spinal. Baltimore, Lippincott Williams & Wilkins, 2002.
25. SCHON, L. C., SHORT, K. W., SOUPIOU, O. et al.: Benefits of early prosthetic management of transtibial amputees: A prospective clinical study of prefabricated prosthesis. Foot Ankle Int., 23, 2002, s. 509-514.
26. SITEK, P.: Chirurgické postupy při amputacích na dolní končetinách. Sborník semináře Komplexní péče o amputované na dolní končetině. Ostrava, Ostravská univerzita v Ostravě, 2007.
27. TAM, E. W. C., MAK, A. F. T., EVANS, J. H. et al.: Post occlusive hyperaemic of tissue under static and dynamic loading conditions. In: Proceedings of 20th Annual International Conference IEEE/EMBS, 1998, s. 2294-2296.
28. VAN DER LINDE, H., HOFSTAD, CH. J., GEURTS, A. CH. et al.: A systematic literature review of the effect of different prosthetic components on human functioning with a lower-limb prosthesis. J. Rehabil. Res. Dev., 41, 2004, 4, s. 555-570.
29. WU, Y., KEAGY, R. D., KRICK, H. G.: An innovative removable rigid dressing technique for below the knee amputation. J. Bone Joint Surg., 61, 1979, s. 724-729.
30. XIAOHONG, J., ZHANG, M., LEE, C. C. W.: Load transfer mechanics between trans-tibial prosthetic socket and residual limb dynamic effects. J. Biomech., 37, 2004, 9, s. 1371-1377.
31. ZACHARIAH, S. G., SANDERS, J. E.: Standing interface stresses as a predictor of walking interface stresses in the trans-tibial prosthesis. Prosthet. Orthot. Int., 25, 2001, 1, s. 34-40.
32. ZHANG, M., TURNER-SMITH, A. R., ROBERTS, V. C. et al.: Frictional action at lower limb/prosthetic socket interface. Med. Eng. Phys., 18, 1996, 3, s. 207-214.

Mgr. Dagmar Kozáková
Katedra biomechaniky a technické kybernetiky FTK UP
Tř. Míru 115
771 00 Olomouc

ELEKTROMYOGRAFICKÁ ANALÝZA CVIČENÍ S PRUŽNÝM TAHEM V OBLASTI TRUPU – PŘÍPADOVÁ STUDIE

Pavlů D., Pánek D., Kalvasová E.

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

SOUHRN

V příspěvku je podána charakteristika cvičení s pružnými tahy se zřetelem k Brüggerovu konceptu. Příspěvek je doplněn pilotními studií, jejímž cílem bylo dokumentovat pomocí polyelektromyografického vyšetření aktivitu vybraných svalů trupu. Při třech cvičích trupu, prováděných proti odporu pružného tahu, byla hodnocena % MVC u m. obliquus abdominis internus, m. rectus abdominis, m. latissimus dorsi, m. erector spinae TH-L na pravé i levé straně trupu. Výsledky provedené případové studie naznačují efektivnost cviků, které byly vyvinuty empiricky a pouze na základě znalosti neurofyzilogických poznatků. V závěru je poukázáno i na skutečnost, že analyzované cviky dle % MVC jsou rovněž v souladu s obecnými doporučeními pro funkční trénink ve zkoumané oblasti a lze na tato cvičení s hlavním zřetelem k trupu pohlížet jako na jednu z možností cvičení umožňující prevenci nesprávného držení těla.

Klíčová slova: polyelektromyografie, Brügger-koncept, pružný tah, agisticko-excentrické kontrakční postupy

SUMMARY

Pavlů D., Pánek D., Kalvasová E.: Electromyographical Analysis of Elastic Resistance Exercises on Trunk - a Case Study

The contribution characterizes exercise with elastic band in view of the Brügger concept. It is supplemented with a pilot study aimed to document activity of selected muscles of the trunk by means of polyelectromyographic examination. In three kinds of trunk exercise performed against the resistance of elastic band the authors evaluated % MVC in m. obliquus abdominis internus, m. rectus abdominis, m. latissimus dorsi, m. erector spinae TH-L on the right and left side of the trunk. The results of the case study indicate effectiveness of the exercise, which were developed empirically and only on the basis of neurophysiological knowledge. In conclusion the authors draw attention to the fact that the exercise analyzed according to % MVC is also in agreement with general recommendations for functional training in the area under observation. Therefore, this kind of exercise may be considered as a possibility of exercise preventing incorrect posture.

Key words: polyelectromyography, Brügger-concept, elastic traction, agistic – excentric contraction procedures

Rehabil. fyz. Lék., 16, 2009, No. 3, pp. 109–115.

ÚVOD

Koncept dle Brüggera představuje jeden z tzv. tradičních přístupů, který je poměrně hojně ve fyzioterapeutické praxi využíván. Tento koncept – plným názvem „Koncept diagnostiky a terapie funkčních onemocnění pohybového systému“, který byl vyvinut kolem roku 1950 švýcarským neurologem Aloisem Brüggerem (1920-2001), zahrnuje ucelený diagnostický a terapeutický přístup (7). Základní myšlenkou Brüggerova přístupu ve vztahu k podstatě tzv. funkčních onemocnění pohybového systému je, že působením tzv. rušivých faktorů dochází v „artromuskulárním systému“ ke vzniku reflektorických ochranných mechanismů, které vyvolávají ochranné reakce ve formě artrotendomyotických reakcí. V důsledku toho dochází ke změně fyziologických průběhů po-

hybů i držení, takže tyto se stávají neekonomickými. Stěžejním cílem terapeutického snažení je eliminovat či redukovat zmíněné rušivé faktory s využitím postupů tzv. 3-stupňového modelu terapie (7, 8).

V rámci aktivních terapeutických přístupů jsou využívána cvičení proti elastickému odporu, která Brügger jako jeden z prvních v Evropě do terapie zavedl. Jeho cvičení s využitím elastického odporu však nepředstavují výlučně posilovací cvičení např. v oblasti sportu, ale jedná se o cvičení, která mají také velmi specifický charakter, ať již se jedná o provádění cviků či vlastní cíl.

Cílem předloženého sdělení je podat charakteristiku cvičení vyžívajících elastický odpor se zřetelem k Brüggerovu konceptu a dokumentovat EMG aktivitu u vybraných cviků v oblasti trupu. I přesto, že některé z našich předchozích studií

dokumentují efektivitu Brüggerova konceptu, analýza cvičení proti elastickému odporu právě u cviků charakteristických pro tento koncept provedena doposud nebyla (např. 5).

VYUŽITÍ PRUŽNÝCH TAHŮ VE FYZIOTERAPII SE ZŘETELEM K BRÜGGEROVĚ KONCEPTU

Obecná charakteristika, cíle

Pružné tahy jsou gumové pásy, vyrobené nejčastěji z přírodního produktu – čistého latexu. Jsou charakterizovány velmi dobrými elastickými vlastnostmi, které garantují možnost progresivního kladení odporu při cvičení (4).

V Brüggerově konceptu jsou cvičení s využitím pružných tahů chápána jako integrální součást terapeutického procesu a rovněž jako velmi významná cvičení autoterapeutická. Hlavní cíle cvičení by měly být následující (8):

- dosažení tzv. neuro-fyziologických pohybových vzorů či programů,
- zlepšení koordinačních schopností prostřednictvím neustálého střídání koncentrické a excentrické svalové činnosti při měnících se odporech,
- kompenzace tzv. funkčních převah, které vznikají v důsledku opakujících se běžných denních činností, sportovních činností aj.,
- uvědomění si průběhu pohybu prostřednictvím odporu, který pružný tah poskytuje,
- dynamický silový trénink, v rámci kterého trénink maximální síly není vnímán jako prioritní cíl.

Provádění základních cviků s využitím elastického odporu

Při klasickém provádění cviků s využitím elastického odporu Brügger vychází z principu tzv. agisticko-excentrických kontrakčních postupů, jež představují stěžejní manuálně terapeutické postupy v jeho konceptu (1, 7, 8). Standardní provádění cviků by mělo zahrnovat 2 fáze:

1. *Provedení aktivního pohybu proti odporu* navinutého pružného tahu (koncentrická kontrakce svalů či svalových skupin, které jsou anatomickými antagonisty svalů či svalových skupin vykazujících zkrácení či zvýšený svalový tonus).
2. *Excentrická svalová kontrakce*, zajišťovaná svaly či svalovými skupinami, které jsou anatomickými antagonisty svalů či svalových skupin, vykazujících zkrácený zvýšený svalový tonus. Při provádění této fáze cviku pacient „brzdí pohyb“, do kterého je veden pružným

tahem. Rychlost této fáze cviku je v porovnání s první fází cviku pomalejší.

Volba cviků, počet jejich opakování a rovněž výběr elastického tahu (dle velikosti odporu, který klade) se provádí individuálně. Rozhodující pro volbu cviků, shodně jako pro volbu dalších terapeutických přístupů, je detailní vyšetření. Při rozhodování se o dávkování cvičení stojí v popředí vždy kvalita provádění cviků, zatímco kvantita je druhořadá. Rovněž tak se pracuje se speciálními funkčními testy (8).

Případová studie jako příspěvek k objasnění EMG aktivity u cvičení s pružnými tahy v oblasti trupu dle Brüggerova konceptu

Cíle studie

Jako příspěvek k dokumentování aktivace vybraných svalů při třech cvicích v oblasti trupu prováděných proti odporu pružného tahu, jsme provedli tuto pilotní studii. Položili jsme si tedy za cíl zobrazit intenzitu zapojení vybraných svalů v oblasti trupu při třech cvicích, které empiricky vyvinul Brügger.

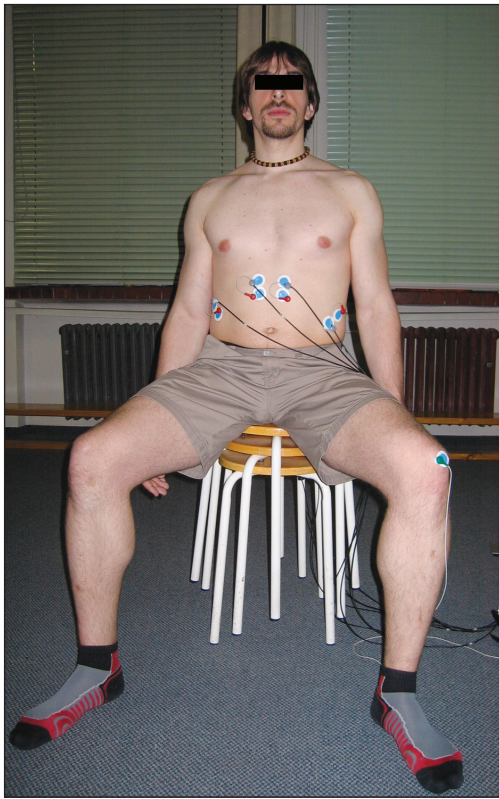
METODIKA

Provedená studie představuje případovou studii provedenou u jednoho probanda. Jednalo se o záměrně vybraného muže věku 24 let, který představuje vzorek zdravé populace. Při jeho výběru byla věnována pozornost anamnéze, ve které nebyly shledány žádné úrazy ani žádná onemocnění s dopadem na pohybový systém. Vyšetřovaná osoba se zúčastnila studie dobrovolně a souhlasila s prezentováním výsledků v tisku.

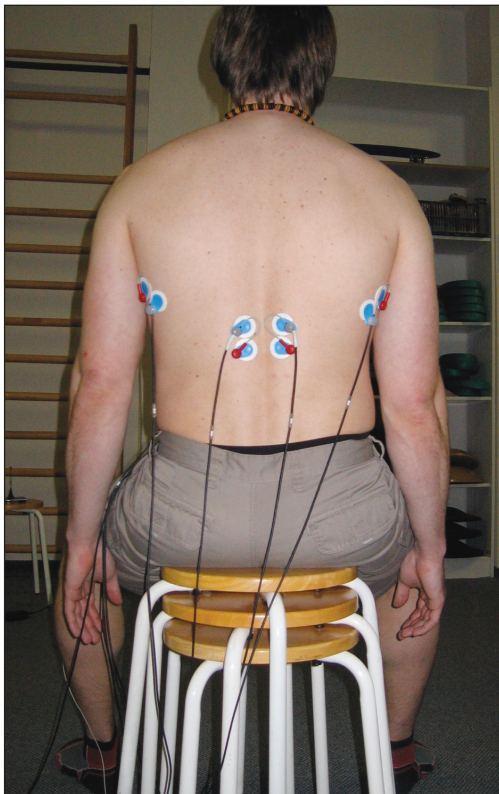
Polyelektromyografické vyšetření

Pro polyelektromyografické vyšetření byl použit 8kanálový telemetrický EMG přístroj Noraxon/Neurodata, software MyoResearch XP Master. EMG signál je upraven filtry Butterworth osmého řádu s pásmovou propustností 0–500 Hz a dále vzorkován dvanáctibitovým analogově-číslicovým převodníkem na vzorkovací frekvenci 1 500 Hz. Současně v průběhu měření byl pořízen videozáznam, který následně umožnil přesné vyhodnocení jednotlivých fází pohybu vztahených k EMG signálu.

V rámci experimentu byly hodnoceny 3 cviky, pracující na principu „agisticko-excentrických kontrakčních postupů“ dle Brüggera, prováděných aktivně proti odporu elastického tahu (použit byl



Obr. 1a. Lokalizace elektrod.



Obr. 1b. Lokalizace elektrod.

Thera-Band® modré barvy). U každého ze 3 cviků byla snímána a analyzována EMG aktivita ze 4 svalů na pravé i levé straně těla: m. obliquus abdominis internus, m. rectus abdominis, m. latissimus dorsi, m. errector spinae TH-L (obr. 1a, obr. 1b). V úvodu experimentu bylo na suchu provedeno vyšetření MVC všech sledovaných svalů.

ANALYZOVANÁ CVIČENÍ

V rámci provedené studie byla provedena analýza těchto 3 cviků:

1. Cvik k ovlivnění rotace trupu: Pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je rotován doprava, se navíjí pružný tah tak, aby „rotoval trup doprava“. V první fázi cviku pacient provádí rotaci trupu doleva proti odporu navinutého pružného tahu (tj. koncentrická kontrakce svalů rotujících trup doleva) (obr. 2a), ve druhé fázi pacient brzdí pohyb, do kterého jej „nutí“ navinutý pružný tah - rotace doprava (tj. excentrická kontrakce svalů rotující trup doleva) (obr. 2b). Pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je rotován doleva, se použije shodný postup pouze s tím rozdílem, že pružný tah je navinut na kontralaterální straně trupu a průběh obou fází pohybu je realizován rovněž obráceně než v uvedeném případě.
2. Cvik k ovlivnění lateroflexe trupu: Pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je ukloněn doprava, je pružný tah navinut tak, aby „uklání trup doprava“. V první fázi cviku pacient provádí úklon trupu doleva proti odporu navinutého pružného tahu (tj. koncentrická kontrakce svalů uklánějících trup doleva) (obr. 3a), ve druhé fázi pacient brzdí pohyb, do kterého jej „nutí“ navinutý pružný tah – úklon doprava (tj. excentrická kontrakce svalů uklánějící trup doleva) (obr. 3b). Pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je ukloněn doleva, se použije shodný postup pouze s tím rozdílem, že pružný tah je navinut na kontralaterální straně trupu a průběh obou fází pohybu je realizován rovněž obráceně než v uvedeném případě.
3. Cvik k ovlivnění posunu hrudníku ve frontální rovině: Pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je posunut ve frontální rovině doprava (tzv. shift dle Brüggera) se navíjí pružný tah tak, aby sunul trup ve frontální rovině doleva. V první fázi cviku pacient provádí posun trupu ve frontální rovině doleva proti odporu navinutého pružného tahu (tj. koncentrická kon-



Obr. 2a. Cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je rotován doprava - 1. fáze cviku.



Obr. 3a. Cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je ukloněn doprava - 1. fáze cviku.



Obr. 2b. Cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je rotován doprava - 2. fáze cviku.



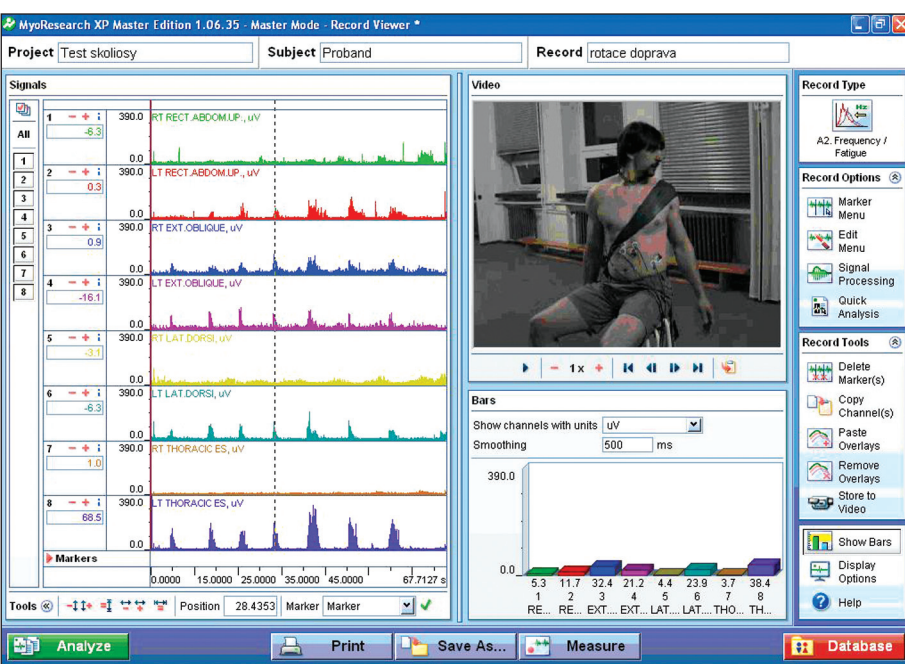
Obr. 3b. Cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je ukloněn doprava - 2. fáze cviku.



Obr. 4a. Cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je posunut ve frontální rovině doprava (tzv. shift dle Brüggera) - 1. fáze cviku.



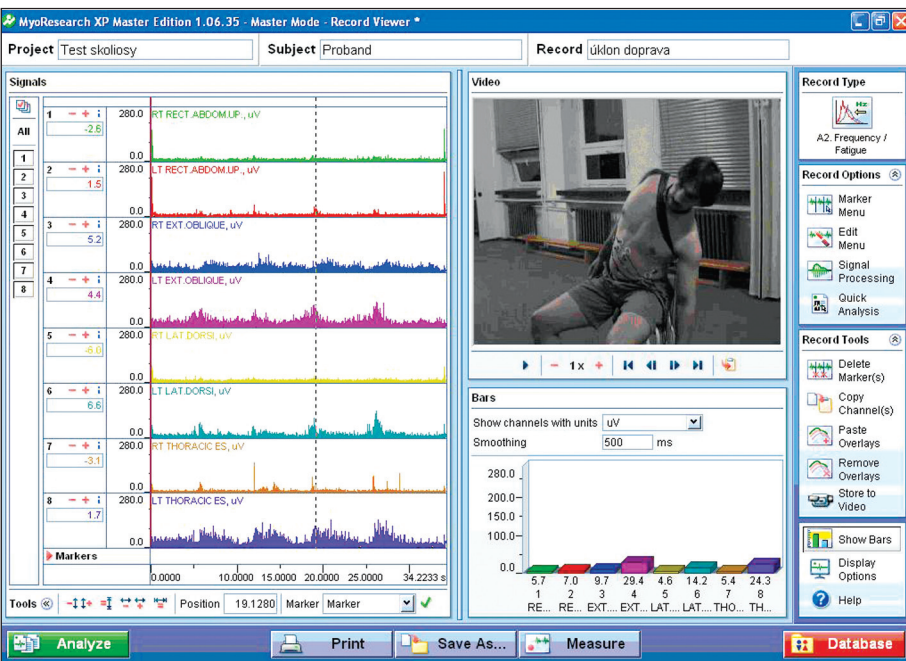
Obr. 4b. Cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je posunut ve frontální rovině doprava (tzv. shift dle Brüggera) - 2. fáze cviku.



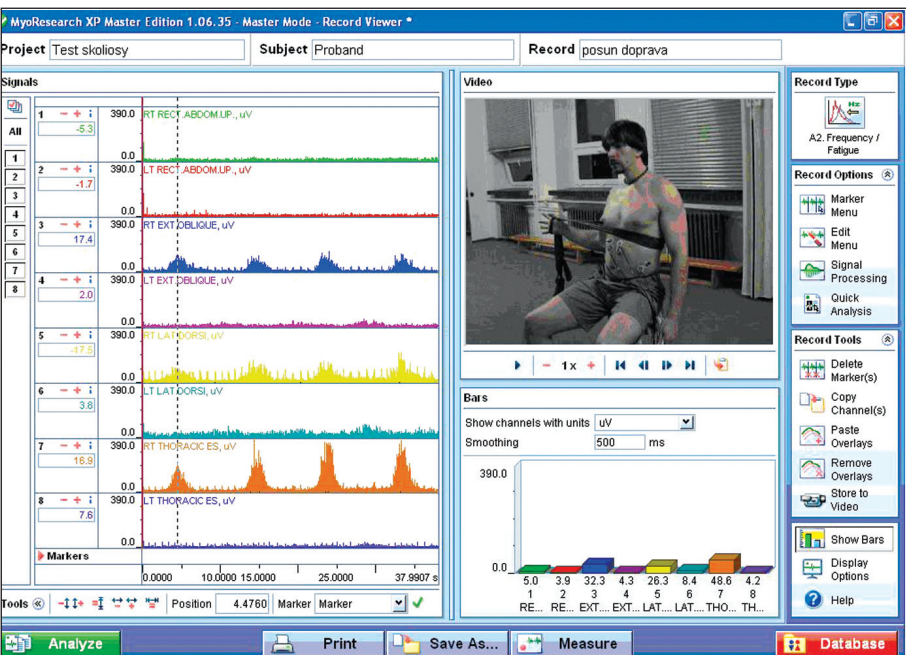
Obr. 5. Příklad EMG záznamu - cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je rotován doprava.

trakce svalů provádějících posun doleva) (obr. 4a), ve druhé fázi pacient brzdí pohyb, do kterého jej „nutí“ navinutý pružný tah – posun doprava (tj. excentrická kontrakce svalů provádějících posun trupu doleva) (obr. 4b). Pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je posunut ve frontální rovině doleva, se použije shodný postup pouze s tím rozdílem, že pružný tah je navinut na kontralaterální straně trupu a průběh obou fází pohybu je realizován rovněž obráceně než v uvedeném případě.

Poznámka: Pro větší názornost prováděných cviků a lepší kontrast obrázku jsou cviky demonstrovány s červenou barvou pružného tahu.



Obr. 6. Příklad EMG záznamu - cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je ukloněn doprava.



Obr. 7. Příklad EMG záznamu - cvik pro ovlivnění nesprávného postavení trupu, který je posunut ve frontální rovině doprava.

VÝSLEDKY

V rámci studie byla snímána elektromyografická aktivita m. obliquus abdominis internus, m. rectus abdominis, m. latissimus dorsi, m.

erector spinae TH-L u tří cviků s hlavním zřetelem k trupu. Uložené záznamy byly prohlíženy a zpracovány v programu MyoResearch, svalová aktivita byla vyhodnocena vzhledem k MVC.

Při cviku s hlavním cílem ovlivnit lateroflexi trupu, rotaci trupu a posun hrudníku ve frontální rovině byla v průběhu obou fází prováděných cviků dokumentována elektromyografická aktivita m. latissimus dorsi 4 % MVC - 24 % MVC, m. obliquus abdominis internus 6 % MVC - 73 % MVC, m. erector spinae Th-L 1 % MVC - 52 % MVC a m. rectus abdominis 2 % MVC - 3 % MVC. Během průběhu cviků byla dokumentována harmonicky vzrůstající a snižující se EMG-aktivita sledovaných svalů. Obrázky 5 – 7 demonstrují příklady hodnocené EMG aktivity u jednotlivých cviků.

DISKUSE

EBM je v poslední době neustále diskutovaným pojmem na poli medicíny a rovněž tak s fyzioterapií je stále více spjat. EBM podle definice Heinese (3), kterou lze pokládat za nejčastěji užívanou, je vědomé, zřetelné a soudné používání nejlepších současných důkazů při rozhodování o péči o jednotlivé pacienty. Získat však v oblasti fyzioterapie

„důkaz“ je velmi obtížné. Mimo jiné tato skutečnost souvisí se značnou obtížností provádět takové výzkumy, které v hierarchickém uspořádání vědeckých důkazů stojí v biomedicíně na nejvyšším místě. Takové důkazy, přinesené systematickými přehledy nebo metaanalýzami či

randomizovanými kontrolovanými studii, jsou pro většinu praktikujících fyzioterapeutů obtížně realizovatelné. Nicméně důkaz/y jsou i pro nás nezbytné. Domníváme se, a to rovněž v souladu s jinými autory, že i případové studie, kazuistiky, které vždy nesplňují kategorická kritéria daná EBM – požadavky medicíny, podložené důkazy – jsou jedním z možných kroků k získávání důkazů. Tato cesta, která by neměla být jedinou na tomto poli, nám však může být v našem snažení a průkaznosti efektivity terapeutických přístupů také ku prospěchu.

V naší studii předložená kazuistika je právě jedním z drobných příspěvků pro oblast fyzioterapie, jejíž výstupy lze vhodně aplikovat v praxi, obdobně jako i výsledky námi za obdobným účelem provedených dalších případových studií (2, 6).

ZÁVĚR

Cílem sdělení bylo podat stručnou informaci o základních cvičeních s elastickým tahem, vycházejících z Brüggerova konceptu a dokumentovat elektromyografickou aktivitu vybraných svalů u 3 cviků se zřetelem k trupu. Provedená případová studie naznačuje efektivnost cviků, které byly vyvinuty empiricky na základě znalosti neurofyziologických poznatků. Plynulý, harmonický pohyb při jednotlivých cvičích, prováděný v plném možném rozsahu pohybu proti odporu elastického tahu za střídání koncentrických a excentrických svalových kontrakcí, vedoucí permanentně k nárůstu a snižování svalové aktivity, se proto zdá být funkčním cvičením v souladu s Brüggerovou teorií. Analyzované % MVC při jednotlivých cvičích je rovněž v souladu s obecnými doporučeními pro funkční trénink ve zkoumané oblasti. Analyzovaná cvičení s hlavním zřetelem k trupu mohou být z uvedeného důvodu viděna

rovněž jako jedna z možností cvičení umožňující prevenci nesprávného držení těla.

Tradiční fyzioterapeutické postupy, vyvinuté empiricky, mají i v současné době své místo, avšak práce v souladu s EBM by měla být více integrována i do těchto na empirické bázi vyvinutých metod či přístupů. Jako drobný příspěvek k této otázce lze spatřovat i této případové studii.

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

LITERATURA

1. BRÜGGER, A.: Lehrbuch der funktionellen Störungen des Bewegungssystems. Brügger-Verlag GmbH, Zollikon, Benglen, 2000, 503 s. ISBN: 3-95200075-4-4.
2. FRANCOVÁ, J., PAVLU, D., PÁNEK, D.: Měření elektrické aktivity vybraných stabilizátorů lopatky v polohách horní končetiny charakteristických pro sportovní lezení. Rehabil. fyz. Lék., 13, 2006, 1, s. 29-37.
3. HAINES, A., DONALD, A. (Eds.): Getting research findings into practice. London, BMJ Publications, 2001, 227 s. ISBN: 0727915533.
4. PAGE, P., ELLENBECKER, T. S. (Eds.): The scientific and clinical application of elastic resistance. Human Kinetics, Champaign, IL, 2003, 368 s. ISBN 0-7360-3688-1.
5. PAVLŮ, D., BÍLKOVÁ I.: Effectiveness of Brügger-therapy in conservative treatment by children with idiopathic scoliosis. Scoliosis, 2009, 4 (Suppl. 1) s. 32.
6. PAVLŮ, D., PÁNEK D.: Electromyographic activity in stabilizers of shoulder blade by Flex-Bar Exercises. Presented on TRAC, Budapest, 2007.
7. PAVLŮ, D., PETAK-KRUEGER, S., JANDA V.: Brügger methods for postural correction. In Rehabilitation of the Spine, Williams and Wilkins, Philadelphia, 2007, s. 352-369. ISBN 0-7817-2997-1.
8. PAVLŮ, D.: Cvičení s Thera-Banden se zřetelem ke konceptu dle Brüggera. CERM, Brno, 2004, 99 s. ISBN 80-7204-334-X.

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

POSTURÁLNÍ STRATEGIE V PRŮBĚHU MOTORICKÉHO VÝVOJE

Faladová K., Nováková T.

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

SOUHRN

Východiska: Stávající testy využívané k hodnocení motorického vývoje u dětí batolecího a předškolního věku jsou pro účely fyzioterapeuta nedostačující. Postrádají zejména kvalitativní hodnocení motoriky.

Metody: Článek zpracovává teoretické poznatky týkající se nového pohledu na hodnocení posturální zralosti a kvality pohybu v průběhu ontogeneze motoriky u dětí batolecího a předškolního věku. Cílem sdělení je analýza problému testování zralosti hrubé motoriky v raném dětském věku z neurofyzilogického, biokybernetického a kineziologického pohledu. Předmětem zájmu je zejména hodnocení schopnosti diferenciacie pohybu.

Závěry: Schopnost diferenciacie pohybu a kvalita intersegmentální koordinace je závislá na úrovni „koaktivace“ všech řídicích mechanismů podílejících se na výsledném volním pohybu. Představuje tedy prostředek vhodný ke kvalitativnímu hodnocení motorického projevu.

Klíčová slova: posturální strategie, motorický vývoj, diferenciacie pohybu

SUMMARY

Faladová K., Nováková T.: Postural Strategy in the Course of Motor Development

Background: The present tests used for evaluation of motor development are not adequate for physiotherapist requirements. They are especially lacking qualitative evaluation of motor skills.

Methods: The paper analyzes theoretical knowledge concerning the new view of evaluating postural maturity and quality of movements in the course of ontogenesis of motor skills in children of toddler and preschool age. The contribution is aimed to analyze the problems of testing maturity of gross motor skills at early child age from the standpoint of neurophysiology, biocybernetics and kinesiologie. The attention is particularly devoted to evaluating the ability of motion differentiation.

Conclusions: The ability of motion differentiation and intersegmental coordination depends on the level of coactivation of all control mechanisms participating in the resultant intentional motion. It represents the means suitable for qualitative evaluation of motor manifestation.

Key words: postural strategy, motor development, motion differentiation

Rehabil. fyz. Lék., 16, 2009, No. 3, pp. 116–119.

ÚVOD

Zevrubné hodnocení motoriky u dětí v novorozeneckém a kojeneckém věku se stalo běžnou součástí klinického vyšetření fyzioterapeuta a poznatky z oblasti vývojové kineziologie našly místo i v diagnostice funkčních poruch motoriky u dospělých pacientů. Důkazem toho je dnes již obecně zažitý pojem ve fyzioterapeutické hantýrce, „porucha 3.- 4. měsíce“. Motorickému vývoji dítěte v průběhu prvního roku života je věnována velká pozornost. Pomyslný mezník však nastává s příchodem samostatné bipedální lokomoce, která je často považována za vrchol vývoje hrubé motoriky. Dítě, které bylo dříve sledováno z důvodu funkčních poruch motoriky, velmi často s terapií končí. Mo-

torický screening u samostatně chodících dětí a dětí předškolního věku vůbec, je zanedbáván a podceňován. Nepochybným důvodem je absence klinických testů, které by hodnotily kvalitu posturální kontroly pohybu. Zatímco v průběhu prvního roku života máme zažitý diagnostický „algoritmus“ (posturální aktivita, posturální reaktivita, primitivní reflexologie), u starších dětí nemáme k dispozici žádný systematický soubor testů, s jejichž pomocí bychom mohli hodnotit funkční vztahy mezi kvalitou koordinace a posturálním zajištěním pro daný věk dítěte (7). Testové systémy, které jsou využívány zejména v zahraničí, nejsou jednotné a nehodnotí kvalitu pohybu. Hodnotí pouze splnění zadaného motorického úkolu, což je pro účely fyzioterapeuta nedostačující. Jejich další slabi-

nou je vysoká náročnost na spolupráci a komunikaci s dítětem, která zejména u mladších dětí rozhoduje o úspěchu v diagnostice.

KYBERNETICKÉ PŘEDPOKLADY DIFERENCIACE POHYBU

Každý pohyb je unikátní a je adaptován na danou situaci pomocí hierarchicky řazeného souboru řídicích systémů - „central controlling unit“. Pro výsledné vyhodnocení pohybu jsou využívány paralelně i po sobě jdoucí informace a každý pohyb je tak přizpůsoben dané situaci a potřebě. Posturální strategie se tak v průběhu motorického vývoje kvalitativně mění v závislosti na úrovni vývoje řídicích systémů, charakteru prostředí a na náročnosti motorického úkolu (3).

Pro diferenciaci pohybu je zásadní Bernsteinův **princip stupňů volnosti**: Bernstein tvrdí, že každé svalové vlákno a každý sval nemůže být řízen přímo mozkovou kůrou díky omezené procesní kapacitě mozku. Problém nachází v tom, že množství možných řešení jednotlivých motorických úkolů je příliš veliké na to, aby pro každý motorický úkol existovalo předem dané řešení. Bernstein předpokládal, že tento problém může být vyřešen tvorbou spojek mezi jednotlivými subsystémy. Ty posléze v motorickém systému vedou k omezení obrovského množství stupňů volnosti. Spojky nazval jako „koordinované složky“, neboli synergie (coordinatives structures) (3, 5).

Bernstein ve svých teoriích nepřipouštěl přítomnost motorických programů. Později se však ukázalo, že řízení motoriky je částečně geneticky předurčeno v podobě „**posturálního globálního vzoru**“ a teprve další úroveň řízení postury předurčuje pořadí a rozsah aktivace jednotlivých pohybových vzorů, které jsou determinovány aferentními vjemy na vestibulární, zrakové a somatosenzorické úrovni. Na základě těchto informací pak může být vyprovokována příslušná svalová odpověď. Druhý stupeň řízení posturálních funkcí je ovlivnitelný předchozími zkušenostmi a využívá již dříve aktivované svalové vzorce. Nazýváme ho „**obecný motorický program**“. Oba stupně řízení lze chápat jako určitý druh motorické paměti. V případě posturálního globálního vzoru se jedná o informaci, která je fylogeneticky daná a je shodná pro všechny generace. Předurčuje u člověka, který z pohybů pro něj bude přirozený. Pro obecný motorický program bude klíčovou

POSTURÁLNÍ GLOBÁLNÍ VZOR

MOTORICKÝ PROGRAM

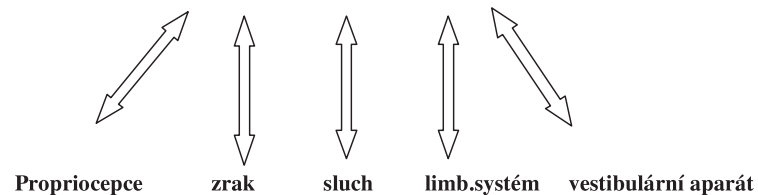


Schéma 1. Řízení posturálních reakcí.

otázkou způsob provedení pohybu. Zjednodušeně lze říci, že každá motorická dovednost bude výsledkem obecného motorického programu a jeho kontroly jemnějšími korekčními mechanismy jako je zrak, propriocepce atd. (schéma 1).

Z výše uvedeného schématu vyplývá, že v případě, že se v průběhu ontogeneze již motorická dovednost objeví, je nutné hodnotit kvalitu jejího provedení, nikoliv pouze fakt, zda je dítě schopno provést zadaný úkol nebo nikoliv. Aplikujeme-li na tento model řízení Bernsteinův princip stupňů volnosti, je zřejmé, že z počátku bude pohyb korigován co nejjednodušeji, aby bylo dosaženo postavení, které umožňuje pohyb a zajišťuje orientaci v prostoru. Později se však v závislosti na okolnostech a zkušenostech bude pohyb diferencovat a kvalita pohybu zvyšovat (3, 5). V průběhu motorického vývoje se mění míra uplatnění jednotlivých mechanismů zajišťujících posturální kontrolu pro daný motorický úkol (schéma 2). Se zvyšujícím se věkem a náročností úkolu se před

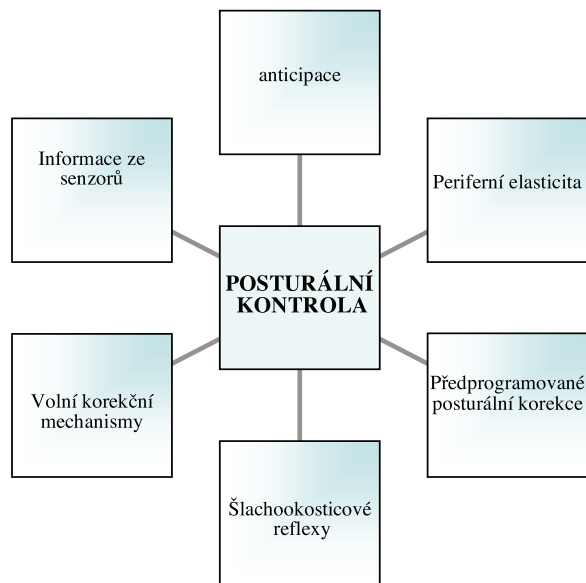


Schéma 2. Posturální kontrola.

spontánními korekčními mechanismy dostává do popředí volní korekce a anticipace.

INTERSEGMENTÁLNÍ KOORDINACE JAKO PŘEDMĚT HODNOCENÍ

Čím je pohyb „přesnější“, tím je náročnější na koordinaci a klade větší nároky na diferenciaci pohybu v jednotlivých kloubech. Z klinického hlediska lze rozdělit dva typy posturální strategie pohybu, a to na řízení méně náročné, tzv. „*en block*“ strategie, jejichž cílem je snížení počtu stupňů volnosti v kloubu, a tím snížení náročnosti na řízení pohybu tak, aby základní orientace hlavy v prostoru byla zajištěna, a vedle toho „vyšší“ strategie „segmentové“, které představují kvalitativně vyšší úroveň řízení a jsou důkazem habituace již aktivovaného obecného motorického programu pro danou dovednost. Jednotlivé segmenty mají vzájemně vyšší počet stupňů volnosti pohybu (5).

Posturální strategie je proměnná v souvislosti s věkem, prostředím a dynamickými vlastnostmi danými náročností motorického úkolu. *En block* zajištění pohybu se postupně vyvíjí v diferencované zajištění jednotlivých segmentů. Schopnost diferenciaci pohybu tak odráží úroveň řízení a kvalitu habituace dané motorické dovednosti. Charakter posturální reakce bude záviset na věku, náročnosti pohybového úkolu, předchozích zkušenostech a úrovni korekčních mechanismů (3, 5).

INTERSEGMENTÁLNÍ KOORDINACE VE VÝVOJI

Pro hodnocení intersegmentální koordinace v různých posturokinetických dovednostech zaujímá významnou úlohu postavení a stabilizace pánve, hlavy a trupu. Stabilizace pánve v prostoru je využívána dříve než dítě chodí a představuje základní prerekvizitu pro bipedální lokomoci (4, 6, 7). Pro pohyb dolních končetin je nutná stabilizace pánve v prostoru, která se rovněž v průběhu vývoje mění. Vezmeme-li chůzi jako předmět sledování vývoje diferenciaci pohybu, lze pozorovat, že pánev představuje jakýsi stabilní bod, od kterého se postupně diferencuje hybnost v jednotlivých kloubech, a to v závislosti na věku a předchozích zkušenostech. Diferenciaci pohybu probíhá směrem od pánve kaudálně a kraniálně. Pro první kroky je důležitý pohyb v kyčelním kloubu, přičemž není přítomné odvíjení plosky ani dorzální flexe v hlezenním kloubu, a proto děti našlapují zpočátku na celá chodidla. Chůze je jakoby „v

pádu“ a nedochází k segmentově řízenému pohybu v jednotlivých kloubech dolních končetin. Hlava a trup jsou zpočátku funkčně řízeny rovněž jako celek (2). Postupně se získáváním dalších zkušeností dochází ke zvyšování stupňů volnosti aktivního pohybu v dalších kloubech a zhruba ve věku kolem 4 let dochází k diferenciaci pohybu na akrech dolních končetin a rovněž k diferencované stabilizaci hlavy při chůzi po rovném povrchu. Již na reakce nastane za ztížených podmínek; např. při chůzi po nerovném povrchu dojde u čtyřletého dítěte k opětovnému návratu k *en block* strategii pro segmenty hlava a trup (1, 6).

Vývoj stabilizace hlavy v prostoru:

- 1-3 roky: hlava a trup *en block* při chůzi po rovině,
- 3-6 let: hlava a trup *en block* při chůzi po nerovném povrchu,
- 7-8 let: diferenciaci kontroly hlavy a trupu i při chůzi po nerovném povrchu.

U dospělého jedince je i za ztížených podmínek fyziologická diferencovaná kontrola hlavy a trupu. Jedinou výjimku tvoří rotační pohyb, kdy je nutná orientace v prostoru a hlava a trup utvářejí jeden funkční celek (1).

ZÁVĚR

Hodnocení schopnosti diferenciaci pohybu a intersegmentální koordinace by mohlo představovat nový pohled na kvalitu pohybového projevu jak u dětských pacientů, tak u dospělých. Velké výhody nalézáme zejména u hodnocení mladších dětí, kdy lze pozorovat jakýkoliv motorický projev, a to bez složité instruktáže a nucené spolupráce dítěte. Výsledkem nám vždy bude řada informací o kvalitě řízení pohybu ve smyslu koordinace jednotlivých etází podílejících se na posturální kontrole pohybu. Diagnosticky má toto hodnocení veliký význam, protože nám napomáhá odhalit příčinu dysfunkce a může pro fyzioterapeuta být jedním z vodítek při hledání klíčové oblasti funkčních poruch motoriky.

Kvalitu diferenciaci pohybu lze hodnotit mezi všemi segmenty a při jakémkoliv pohybu. Rozhodující však vždy bude věk dítěte, náročnost pohybu a podmínky za kterých je dovednost testována. U dětí bude norma pro hodnocení kvality proměnná v závislosti na těchto třech parametrech. Definování konkrétních norem pro jednotlivá vývojová období bude vyžadovat řadu rozsáhlých klinických šetření a bude cílem naší další práce.

LITERATURA

1. ASSAIANTE, CH., MALLAU, CH.: Development of postural control in healthy children: a functional approach. *Neural Plasticity*, 12, 2005, č. 2, s. 109-118.
2. AZEVEDO, CH., ESPIAU, B.: Bipedal locomotion: toward unified concepts in robotics and neuroscience. *Biological Cybernetics*, 96, 2007, č. 3, s. 209-228.
3. LATASH, L. M.: Neurophysiological basis of movement. *Humankinetics*, 2008. ISBN-10:0-7360-6367-6.
4. MALLAU, S., MESURE, S.: Locomotor skill and balance strategies in children with internal rotations of the lower limbs. *Journal of Orthopaedic Research*, 26, 2008, č. 2, s. 117-125.
5. PIEK, J. P.: Infant motor development, *Humankinetics*, 2006, 323 s.
6. SCHMITZ, CH.: Building anticipatory postural adjustment during childhood: a kinematic and electromyographic analysis of unloading in children from 4-8 years of age. *Experimental Brain Research*, 96, 2002, č. 3, s. 354-364.
7. VOJTA, V., PETERS, A.: *Vojtův princip*. Grada, 1995, 181 s.

Mgr. Klára Faladová
Katedra fyzioterapie FTVS UK
J. Martího 31
162 52 Praha 6
e-mail: klarafaladova@centrum.cz

MOŽNOSTI KOMPENZACE KONSTITUČNÍ HYPERMOBILITY CVIČENÍM VE FITNES CENTRU

Stackeová D., Blažková K.

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

SOUHRN

Práce se zabývá problematikou konstituční hypermobility a možností její kompenzace. V úvodu přináší teoretickou informaci o současném pohledu na problematiku hypermobility a její diagnostiky a dále analyzuje možnosti její kompenzace cvičením ve fitness centru. Cílem tohoto postupu je zvýšení svalového tonu. Posilování jedinců postižených kloubní hypermobilitou je specifickým postupem, patřícím do rukou erudovaného odborníka. Aplikace tradičního silového tréninku je u těchto jedinců naopak nevhodná.

Klíčová slova: hypermobilita, syndrom hypermobility, fyzioterapie, fitness centrum

SUMMARY

Stackeová D., Blažková K.: Possible Compensation of Constitutive Hypermobility by Exercise in the Fitness Center

This article deals with the problem of the constitutional hypermobility and its compensation possibilities. The first part includes the theoretical information about hypermobility and its diagnostic and you can find information about possibilities of its compensation using fitness exercises in the second part. We mean specific method applied by erudite specialist. On the opposite side, practicing exercises of "traditional" strength training is contraindicated by these patients.

Key words: hypermobility, hypermobility syndrome, physiotherapy, fitness centre

Rehabil. fyz. Léč., 16, 2009, No. 3, pp. 120–125.

ÚVOD

Konstituční hypermobilita, či přesněji syndrom hypermobility, postihuje poměrně značnou část populace. V zahraniční literatuře (4, 13, 15, 16) se setkáváme s označením Hypermobility syndrome (syndrom hypermobility) či The benign hypermobile joint syndrome (syndrom benigní kloubní hypermobility) (5, 10), a proto v dalším textu uvádíme pouze zkráceně pojem hypermobilita.

Sheon (15) uvádí, že s popisem příznaků hypermobility se setkáváme již v dílech Hippokrata ve 4. st. př. n. l. Syndrom hypermobility byl poprvé popsán Kirkem a kol. (12) a později se začalo užívat označení Syndrom benigní kloubní hypermobility.

(V poslední verzi MKN (Mezinárodní klasifikace nemocí) je syndrom hypermobility diagnóza č. M35.7.)

Janda (8) nepovažuje hypermobilitu za patologický stav v pravém slova smyslu, ale za konstituční vlastnost projevující se zhoršenou kvalitou vaziva, která ovlivňuje biomechanickou stabilitu myoskeletálního (zvláště kloubního) systému, vý-

razně se podílí na ochraně kloubu proti přetížení, a tím nepřímo ovlivňuje rozvoj bolestivých stavů hybné soustavy v pozdějším věku. Hypermobilita se projevuje jako zvýšení kloubního rozsahu nad fyziologickou mez. Má větší patologický význam než omezená kloubní hybnost, navíc její ovlivnitelnost je značně limitována. Zpevnit „hypermobilní systém“ je z terapeutického hlediska mnohem složitější než ovlivnit „systém hypomobilní“. Zlepšit kvalitu vazivové tkáně není možné, proto důležitou úlohu v léčbě, prevenci i prognóze syndromu kloubní hypermobility hraje svalstvo - jeho tonus a funkční stav. Hypermobilita není stavem přechodným, proto se s ní musí dlouhodobě pracovat a kompenzovat ji. Jednou z možností dlouhodobé kompenzace hypermobility je cvičení ve fitness centru (tzn. posilovací cvičení na posilovacích trenažérech či s dalšími pomůckami, zaměřené na posílení oslabených svalových skupin, doplněné o protahovací cvičení zkrácených svalových skupin, s cílem harmonizace svalového tonu). Bohužel, v současné praxi cvičení ve fitness centrech u nás dochází u jedinců postižených hypermobilitou často k opačnému efektu

v důsledku použití nevhodných cviků a postupů (viz dále) - ke vzniku akutních i chronických obtíží, se kterými vyhledávají péči fyzioterapeuta. Tento fakt je důsledkem mimo jiné i značné nerudovanosti personálu fitness center a stále přetrvávající tendencí prezentovat „kulturistické“ posilování jako vhodné pro všechny návštěvníky fitness center, ačkoliv právě tato pohybová aktivita má výhodu v možnosti individuální modifikace dle vstupní zdatnosti, stavu pohybového aparátu, věku, pohlaví a podobně.

TYPY HYPERMOBILITY

Lokální patologická hypermobilita

Může být primární nebo sekundární, nejčastěji jako výraz kompenzačních mechanismů při omezení rozsahu pohybu v jiném segmentu nebo kloubu. Tato hypermobilita je předmětem myoskeletárního vyšetření, nespadá do kategorie celkové hypermobility a vyžaduje specifický lokálně cílený terapeutický přístup. Tento typ hypermobility je nejcharakterističtější pro páteř (8).

Patologická generalizovaná hypermobilita

Tento typ hypermobility se nejčastěji vyskytuje jako příznak při některých neurologických onemocněních, typicky např. při zánikových mozečkových lézích, u periferních paréz, nebo při poruchách aference jakékoliv lokalizace nebo etiologie. Patří sem však i hypotonie v rámci syndromu lehké mozkové dysfunkce, a to zvláště u dyskinetické a mozečkové formy nebo u Downova syndromu či oligofrenie (8).

Konstituční hypermobilita

Z hlediska funkčních poruch hybné soustavy má největší význam a je nejčastější. Je spojena s hypotonií a volnějším ligamentózním aparátem. Je provázána zvýšeným rozsahem pasivní pohyblivosti. Kloubní pouzdra jsou volnější a kloubní vůle zvýšena. Setkáváme se s tendencí k nárazovému přetížení svalových úponů. Při náhlých změnách polohy často dochází k mikrotraumatizaci, protože nedostatek napětí ve svalu má za následek zhoršenou účinnost míšních servomechanismů tlumících za normálních podmínek pohyb automaticky před dosažením hranice pohybové možnosti (21).

Její etiologie je nejasná, předpokládá se však vrozená insuficience mesenchymu, která se klinicky projevuje, jak již bylo zmíněno, laxicitou ligament a nitrosvalového podpůrného stromatu. Laxicita ligament má za následek nejen zvětšení

rozsahu kloubní pohyblivosti, ale hlavně zhoršení statické kloubní stability. Insuficience nitrosvalového stromatu se podílí na celkové svalové hypotonii se sníženou viskoelasticitou. Rovněž výskyt bolestivých spouštěvých bodů ve svalech (trigger points) je relativně častější podobně jako svalové bolesti z přetížení (8).

Konstituční hypermobilita je častější u žen a postihuje až 40 % ženské populace. Je výraznější u mladých dívek, s postupujícím věkem se stává méně nápadnou, kolem 40 let věku zůstává stabilní a později se naopak zmenšuje. Bývá symetrická nebo téměř symetrická co do lateralizace, může však být více vyjádřená na dolní nebo horní polovině těla. Výraznější symptomatologie na horní polovině těla je častější (8).

DIAGNOSTIKA HYPERMOBILITY

Diagnostika hypermobility je relativně jednoduchá, i když hraniční případy často uniknou. Zjištění hypermobility je důležité pro analýzu patogeneze některých hybných stereotypů, pro stanovení reedukačního postupu a pro doporučení pohybových aktivit.

Je mnoho metod, jak vyšetřit kloubní rozsah, ty zde podrobně uvádět nebudeme (7, 14), dále uvádíme metody zaměřené na vyšetření hypermobility.

První a nejnámější diagnostická metoda pro zjištění přítomnosti hypermobility, která byla dále ověřována, validizována a revidována (5, 11), je Beightonův test:

- dorzální flexe malíku ruky: více než 90°,
- dorzální flexe zápěstí s přiblížením palce k předloktí: dotyk palec – předloktí,
- hyperextenze loketního kloubu: + 10°,
- hyperextenze kolenního kloubu: + 10°,
- předklon v stoji: dlaň – podlaha.

Vyhodnocení: Jednotlivé subtesty provádíme pro každou končetinu zvlášť, každý pozitivní výsledek (opět pro každou končetinu zvlášť) skóruje jedním bodem. Celkové skóre je označováno jako Beightonovo skóre a jeho maximální hodnota je tedy 9 bodů (1).

Diagnostická, tzv. Brightonova, kritéria pro určení Syndromu benigní kloubní hypermobility.

Tzv. „velká“ kritéria:

- Celkové skóre v Beightonově škále 4 a více (dosaženo v aktuálně prováděném testu či dříve v průběhu onemocnění).
- Kloubní bolesti trvající déle než tři měsíce minimálně ve čtyřech kloubech.

Tzv. „malá“ kritéria:

- Celkové skóre v Beightonově škále 1, 2 nebo 3.
- Kloubní bolesti trvající déle než tři měsíce v jednom, dvou nebo třech kloubech, bolesti zad trvající déle než tři měsíce, výskyt spondylózy, spondylolózy či spondylolistézy.
- Přítomnost kloubních blokády ve více než jednom kloubu nebo v jednom kloubu opakovaně.
- Záněty měkkých tkání – více než tři epizody (např. epikondylitida, bursitida a další).
- Tzv. „marfanoidní“ habitus (vysoká, štíhlá postava, poměr délky rozpjatých paží k výšce větší než 1,03, arachnodaktylie a další).
- Kožní abnormality – tenká kůže, výskyt strií a další.
- Problémy se zrakem – padající oční víčka, krátkozrakost a další.
- Přítomnost varixů a hernií či prolapsu rekta nebo dělohy.

Dále jsou užívány testy dle Cartera a Wilkinso-
na (3) a dle Bulbeny (2). Přehled a srovnání těchto
metod přináší Russek (13).

Carterův a Wilkinsonův test se v prvních čtyřech
krocích shodují s Beightonovým testem, namísto
flexe trupu v stoji je posledním kritériem v jejich
testu zvýšený rozsah dorzální flexe a everze nohy.
Bulbenův test je rozsáhlejší. V prvních třech kro-
cích se shoduje s Beightonovým testem, další kri-
téria jsou např. zvýšený rozsah dorzální flexe
a everze nohy, dotek patou hýždí při flexi v kolen-
ním kloubu, dorzální flexe v metatarsophalangeál-
ním kloubu větší než pravý úhel a další.

Janda (9) uvádí tuto baterii testů:

- Extenze proximálních interfalangeálních klou-
bů 2. -5. prstu.
- Extenze metakarpofalangeálních kloubů 2. -5.
prstu.
- Test pohyblivosti hlaviček metakarpálních kůs-
tek.
- Extenze loketního kloubu.
- Abdukce v ramenním kloubu.
- Zkouška šály (horizontální addukce paže).
- Zkouška založených paží.
- Extenze kolenního kloubu.
- Rotace v kyčelním kloubu (testuje se vleže na
zádech, sčítá se rozsah vnitřní a vnější rotace).
- Předklon v stoji a v sedu.
- Retroflexe bederní páteře vleže na břiše.
- Lateroflexe bederní páteře v stoji.
- Rotace hrudní páteře v sedu.
- Rotace hlavy v sedu.

Jako jediný z uvedených autorů rozlišuje Jan-
da (9) hodnocení výsledků uvedených testů dle vě-

ku a pohlaví. Rozlišuje tři stupně. Stupeň A – hy-
permobilita není přítomna, stupeň B – hodnotíme
jako pozitivní pouze u mužů středního a vyššího
věku, stupeň C – hodnotíme jako pozitivní u všech
skupin pacientů.

Poněvadž děti mají obecně nižší svalový tonus
a neexistují normy jeho kvality, je určení hranice
mezi ideálním stavem a hypotonií v tomto věku
obtížné (8).

Obecné kontraindikace při hypermobilitě

Vzhledem k tomu, že konstituční hypermobili-
tu řada lékařů nepovažuje za patologický stav či
jí nepřikládá patřičnou důležitost, je tento klinic-
ký nález často přehlížen a jeho význam jako rizi-
kového faktoru nebrán v úvahu.

Pohybový režim jedinců s hypermobilitou by měl
být upraven, švihové cviky, pohybové aktivity jako
balet, moderní gymnastika, některé formy aerobi-
ku, bojových sportů, jóga a obecně všechna cvičení,
která podporují zvětšení rozsahu kloubní pohybli-
vosti, by měla být vyloučena nebo alespoň omeze-
na na minimum a adekvátně modifikována (8).

Za spornou otázku považujeme aplikaci prota-
hovacích cvičení. Janda uvádí, že protahovací cvi-
ky jsou u jedinců postižených hypermobilitou obec-
ně kontraindikovány a jejich aplikace v případě
potřeby by měla být určena specialistou. Dle na-
šich zkušeností dochází i u hypermobilního jedin-
ce ke zkrácením svalů, proto bychom protahova-
cí cvičení u svalů s tendencí ke zkrácení nevyllu-
čovali, ale modifikovali bychom způsob jejich pro-
vedení. Domníváme se, že tendence k hypertonu
a zkrácení určitých svalových skupin je patrná
i při tomto stavu a je třeba ji brát v úvahu. Hy-
pertonus je relativní, tzn., že je nutno jej vztaho-
vat k antagonistické svalové skupině a běžné tes-
ty na vyšetření svalového zkrácení nemají v tom-
to případě dostatečnou citlivost.

Kontraindikovány jsou mobilizační a manipu-
lační metody, ačkoliv to v praxi často není respek-
továno. Léky snižující svalový tonus jsou též obec-
ně kontraindikovány. To platí zejména pro myo-
relaxancia, která jsou v našich poměrech pře-
depisována při bolestivých stavech hybného systé-
mu téměř rutinně. Málo se bere v úvahu, že an-
tidepressiva rovněž snižují svalový tonus, a tím
podporují hypermobilitu. Nesteroidní antirevmat-
ika snižují svalový tonus sice nevýznamně, avšak
u hypermobilních jedinců i malé snížení může ne-
příznivě ovlivnit celkový stav (8).

Protahovací cvičení při hypermobilitě

Jak již bylo uvedeno, i u jedinců s hypermobi-
litou může dle našich zkušeností dojít ke svalové-

mu zkrácení, proto se domníváme, že strečinky by v jejich pohybovém programu neměl chybět. Nutností je ovšem modifikace výběru cviků a způsobu jejich provedení. Za vhodné považujeme využití techniky postizometrické relaxace s následným protažením, která je vhodná především tam, kde bychom při dodržení zásady vyvarovat se krajních poloh v kloubu nedocílili požadovaného a dostatečného protažení.

Zásady protahovacích cvičení u jedinců s hypermobilitou:

- vyvarování se krajních poloh v kloubu,
- stabilní, pohodlná poloha pro provedení cviku,
- dokonalá relaxace (somatická i psychická),
- pohyby pod volní kontrolou, protahovací poloha se zaujímá i opouští uvolněně a pomalu postupujeme od nejnižších poloh, minimální posturální zatížení protahovaného svalu (20),
- přesné zacílení.

Příklad výběru protahovacího cviku u jedinců s hypermobilitou

Pro ilustraci uvádíme příklad protahování svalů zadní strany dolních končetin – flexorů kolenního kloubu. V praxi jsou nejčastěji používány různě modifikované předklony ve stoji či v sedu, při kterých dochází zároveň k flexi páteře, především v hrudním úseku, což u jedinců s hypermobilitou považujeme za nevhodné a doporučujeme namísto toho provádět tento cvik:

Protažení svalů zadní strany dolní končetiny (flexory kolenního kloubu, trojhlavý lýtkový sval).

Výchozí poloha: Leh na zádech, skrčit přednožmo obě dolní končetiny, bedra přitlačena k podložce, deprese ramen, hlava v prodloužení trupu, vyhlazená krční lordóza (brada zatažena vzad), ruce volně podél těla, dlaně směrem k podložce.

Provedení: S výdechem maximální dorzální flexe hlezenního kloubu a extenze kolenního kloubu, paty směřují ke stropu (instrukce - představte si, že přibližujete paty ke stropu a pánev přitom tlačíte dolů k podložce), výdrž 10 s, poté uvolnit.

Nevhodná jsou všechna cvičení podporující zvětšování rozsahu pohybu v kloubu, cviky, u kterých musí být nutně dosažena krajní poloha pohybu, aby sval mohl být protažen, a veškeré švihové cviky.

Posilování při hypermobilitě

U jedinců s hypermobilitou musíme počítat s tím, že aplikací zdravotního posilování svalový tonus nikdy nedosáhne stupně, který by odpovídal vynaloženému úsilí jako u jedinců bez hyper-

mobility (8). Jak již bylo uvedeno, fixační funkce kloubů musí převzít svaly, proto je posilování při tomto stavu tak důležité. Svalový systém musí být udržován v maximálně možném funkčním stavu, aby mohl zastoupit funkci vaziva.

Cílem posilování je v tomto případě především zvýšit svalový tonus (19). Janda (8) doporučuje odporová cvičení „v rozumné míře“ prováděná jen do lehké únavy. Dále uvádí, že než použití činek je vhodnější odpor kladený pomocí pružin nebo ještě lépe elastického materiálu, zvláště takového, který klade více méně konstantní odpor během celého rozsahu prováděného pohybu, jako je např. Theraband. Výběr cviků má respektovat zásady prevence svalové dysbalance.

Přestože samozřejmě nejde stanovit jeden univerzální program posilování a aplikovat ho na každého jedince, proto je třeba respektovat jeho aktuální stav, případně svalové dysbalance a cíl, kterého chce daný jedinec dosáhnout. Platí zde několik pravidel, která by nikdy neměla být opomenuta:

- vyvarovat se krajních poloh v kloubu (19),
- volit vyšší zátěž s nižším počtem opakování s cílem zvýšit svalový tonus,
- postupovat od centra k periférii,
- před posilováním protáhnout svaly s převážně posturální funkcí,
- provádět cviky s výdechem v pracovní fázi, nezadržovat dech,
- volit izolované posilování svalových skupin s tendencí k oslabení, minimalizovat aktivaci svalů s převažující posturální funkcí (volit cviky s fixací trupu),
- využívat posilování na trenažérech, na kladkách a posilovací cviky s jednoručními činkami v posturálně nenáročném poloze, cviky s velkou činkou (tzv. komplexní silové cviky) považujeme za velmi rizikové.

Nejčastější nevhodné cviky používané při cvičení ve fitness centrech pro jedince s hypermobilitou (v závorce uvedeny klouby, které jsou při provádění těchto cviků nadměrně zatěžovány):

- mrtvý tah (ramenní, kyčelní, kolenní klouby, páteř),
- shyby (ramenní, loketní klouby),
- přitahy velké činky v předklonu (ramenní, loketní, kyčelní, kolenní klouby, páteř),
- přednožování ve vzporu na tzv. empairu (ramenní klouby, krční a hrudní páteř),
- kliky na bradlech, kliky za tělem (ramenní, loketní klouby, krční a hrudní páteř),
- pullover (ramenní klouby, krční a hrudní páteř),
- francouzský tlak – různé druhy provedení (ramenní a loketní klouby),

- tlaky s velkou činkou za hlavou na kolmé lavi-
ci (ramenní klouby, krční páteř),
- výstupy na vysokou podložku (kolenní klouby,
sakroiliakální skloubení),
- leg press (kolenní klouby, sakroiliakální sklou-
bení),
- výpady vpřed/vzad (kolenní klouby, sakroilia-
kální skloubení),
- hluboké dřepy a hacken dřepy (kolenní klouby,
sakroiliakální skloubení, bederní páteř),
- zanožování a unožování na spodní kladce (ob-
tížná poloha pro stabilizaci trupu a dalších klou-
bů),
- zanožování a unožování na kyvadle (obtížná po-
loha pro stabilizaci trupu a dalších kloubů),
- sisi dřep (kolenní klouby),
- zakopávání na přístroji vleže a ve stoji (sakroi-
liakální skloubení, bederní páteř),
- výpony na přístroji (hlezení kloub),
- hyperextenze na rovné lavičce (zátěž pro beder-
ní oblast),
- stahování kladky shora širokým úchopem ve
stoji k pasu (ramenní klouby).

DISKUSE A ZÁVĚR

Odborný náhled na syndrom hypermobility z hlediska terapeutického přístupu a zásad kompenzace je v podstatě u různých autorů shodný (6, 8, 13, 15, 17, 18). Vzhledem k rychlému rozvoji a rozšíření fitness center v posledních letech nebyla možnost kompenzace tohoto stavu využitím cvičení v těchto zařízeních brána v úvahu, proto přinášíme tento článek. Předpokládáme, že zmíněný postup je chápán jako specializovaný fyzioterapeutický a považovali bychom za přínosnou praxi fyzioterapeutů v těchto zařízeních a jejich spolupráci s fitness trenéry a instruktory, kteří často neerudovaně pracují fyzioterapeuta suplují.

Považujeme za nutné postupovat podle uvedených zásad popsaných výše a přizpůsobit postup individuálnímu stavu. Obecný terapeutický přístup k problému kloubní hypermobility je jeden, více možností volby má odborník v přístupu k redukci svalových dysbalancí a i zde volba záleží na individualitě klienta, jeho vstupním stavu a předchozích zkušenostech s pohybovou aktivitou, kdy často není připraven na cvičení na posilovacích trenažérech, a proto zpočátku volíme méně intenzivní postup.

Závěrem lze shrnout problém hypermobility především slovem „celoživotní“ a její terapie či kompenzace termínem „neustálé“. Vrozená kloubní hypermobilita je daným stavem. Existuje ale i forma kloubní hypermobility získané. Objevuje se jako

negativní doprovodný jev u sportovců, zabývajících se např. moderní gymnastikou, sportovním aerobikem či baletem. Mnozí z nich tedy platí vysokou daň za svou sportovní výkonnost. Téměř vždy je obrácenou stranou mince problém kloubní hypermobility. Každý sportovec, který ukončil svou aktivní činnost v těchto typech sportu, by se měl zaměřit na kompenzaci kloubní hypermobility, a to za spolupráce a pod vedením kvalifikovaného odborníka. Jeho působení by mělo směřovat ke stabilizaci trupu, zpevnění kloubů a jejich správnou centraci. Zásada postupování od centra k periférii by právě u toho stavu měla platit dvojnásob.

Je nutné také zdůraznit fakt, že pohybové chování každého jedince s tímto problémem je energeticky náročnější, neboť rozsah pohybu nevymezují vazy, ale svaly, které musejí převzít jejich funkci, pohyb se tím stává méně ekonomický a otevírá se zde otázka vyššího energetického výdeje jedince. Akcentujeme zde i pravidelnost posilovacích cvičení, pro kterou je nezbytná vysoká míra motivovanosti jedince. Správně volený pohybový režim, předpokládající systematickosti a přesné provádění cviků, a interaktivní působení mezi klientem a odborníkem je jediným možným přístupem kladného ovlivnění tohoto problému.

Problémem naší praxe je nízká informovanost pacientů o možnosti kompenzace kloubní hypermobility a uvítali bychom vznik organizace obdobné The Hypermobility Syndrome Association (18), jejímž cílem je mimo jiné právě objektivní informovanost pacientů. Na svých webových stránkách doporučuje jedincům postiženým hypermobilitou pravidelné cvičení ve fitness centru a shoduje se s naším názorem, že u tohoto postižení by mělo být cvičení vedenou pouze erudovaným fyzioterapeutem (18).

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

LITERATURA

1. BEIGHTON, P., SOLOMON, L., SOSKOLNE, C. L.: Articular mobility in an African population. *Ann. Rheum. Dis.*, 32, 1973, s. 413-418.
2. BULBENA, A., DURO, J. C., PORTA, M. et al.: Clinical assessment of hypermobility of joints: assembling criteria. *Rheumatol.*, 19, 1992, s. 115-122.
3. CARTER, C., WILKINSON, J.: Persistent joint laxity and congenital dislocation of the hip. *Bone Joint Surg. Br.*, 46, 1964, s. 40-45.
4. FINSTERBUSH, A., POGRUND, H.: The hypermobility syndrome. Musculoskeletal complaints in 100 consecutive cases of generalized joint hypermobility. *Clin Orthop*, 1982, s. 124.

5. GRAHAME, R, BIRD, H. A., CHILD, A.: The revised (Brighton, 1998) criteria for the diagnosis of benign joint hypermobility syndrome (BJHS). *J. Rheumatol.*, 27, 2000, s. 1777.
6. HAMMER, W.: Hypermobility syndrome. *Dynamic Chiropractic*, 18, 2000, 14 [online]. [cit.2009-05-10] dostupné z: <http://www.chiroweb.com/mpacms/dc/article.php?id=31763>.
7. JANDA, V. a kol.: Svalové funkční testy. Praha, Grada, 2004. ISBN 80-247-0722-5.
8. JANDA, V.: Hypermobilita. [online]. [cit. 2009-05-10] dostupné z: <http://www.cls.cz/seznam-doporučených-postupu>.
9. JANDA, V.: Manuelle muskelfunktionsdiagnostik. München, Jena, Urban und Fischer, 2000. ISBN 3-437-46430-2.
10. JESSEE, E. F., OWEN, D. J. Jr, SAGAR, K. B.: The benign hypermobile joint syndrome. *Arthritis Rheum*, 23, 1980, s. 1053.
11. JUUL-KRISTENSEN, B., ROGIND, H. et al.: Inter-examiner reproducibility of tests and criteria for generalized joint hypermobility and benign joint hypermobility syndrome. *Rheumatology*, 46, 2007, s. 1835-1841. [online]. [cit.2009-05-10] dostupné z: <http://rheumatology.oxfordjournals.org/cgi/content/full/46/12/1835>.
12. KIRK, J. A., ANSELL, B. M., BYWATERS, E. G.: The hypermobility syndrome. Musculoskeletal complaints associated with generalized joint hypermobility. *Ann. Rheum. Dis.*, 26, 1967, s. 419-425.
13. RUSSEK, L. N.: Examination and treatment of a patient with hypermobility syndrome. *Physical Therapy*, 80, 2000, 4, s. 386-398.
14. SACHSE, J.: Manuelle Untersuchung. Berlin, Ullstein Mosby, 1993.
15. SHEON, R.: Clinical manifestations and treatment of the hypermobility syndrome. [online]. [cit.2009-05-10]. Dostupné z: (poslední revize 2. 5. 2008).
16. SHEON, R. P., KIRSNER, A. B., FARBER, S. J., FINKEL, R. I.: The hypermobility syndrome. *Postgrad Med.*, 71, 1982, s. 199.
17. SHIEL, W. C.: Hypermobility Syndrome. [online]. [cit.2009-05-10] dostupné z: http://www.medicinenet.com/hypermobility_syndrome/article.htm. (poslední revize 26. 9. 2007).
18. SIMMONDS, J.: Living with HMS: Keeping fit! [online]. [cit.2009-05-10] dostupné z: <http://www.hypermobility.org/fitness.php>
19. STACHEOVÁ, D.: Fitness programy – teorie a praxe : metodika cvičení ve fitness centrech. 2. doplněné a přepracované vydání (1. vydání ve vydavatelství Galén). Praha, Galén, 2008. ISBN 978-80-7262-541-3.
20. TLAPÁK, P.: Tvarování těla. Praha, ARSCI, 2007. 6. vyd., ISBN 978-80-86078-72-4.
21. VĚLE, F.: Kineziologie. Praha, Triton, 2006. 2. vyd., ISBN 80-7254-837-9.

PhDr. Daniela Stacheová, Ph.D.
Katedra fyzioterapie FTVS UK
J. Martího 31
162 52 Praha 6
e-mail: stacheova@volny.cz

ROBOTICKÁ LOKOMOČNÁ TERAPIA - PRVÉ SKÚSENOSTI V REHABILITAČNOM CENTRE HARMONY

Klobucká S., Žiaková E.

Rehabilitačné centrum Harmony, Bratislava,
primár MUDr. S. Klobucká

SOUHRN

Cielený lokomočný tréning vedie k supraspinálnej plasticite motorických centier CNS spojených s lokomočnými funkciami. LOKOMAT je nové medicínsko–technické zariadenie, ktoré nadväzuje na manuálne asistovaný tréning chôdze pomocou pohyblivého chodníka. Splňa náročné kritériá súčasnej neurorehabilitácie, ktoré vychádzajú z poznatku plasticity centrálného nervového systému, čiže schopnosti reorganizácie a remodelácie CNS aktivovanej intenzívnou stimuláciou z periférie. Vďaka presnej kontrole hlavných parametrov chôdzového stereotypu a výraznému uľahčeniu práce s pacientom s poruchou alebo neschopnosťou chôdze, môže byť tréning dlhší, liečba efektívnejšia a dá sa očakávať rýchlejšie dosiahnutie pozitívnych výsledkov. V kazuistike popisujeme zlepšenie motorických funkcií, stability a schopnosti chôdze.

Kľúčové slová: Lokomat, detská mozgová obrna, lokomočný tréning

SUMMARY

Klobucká S., Žiaková E.: Robotic Locomotion Therapy – First Experience in the Harmony Rehabilitation Center

A directed locomotion training results in supraspinal plasticity of motor centers of the CNS associated with locomotion functions. LOKOMAT is a new medical-technical device which continues in the manual-assisted training of gait by means of the treadmill. It fulfills the demanding criteria of present day neurorehabilitation based on the knowledge of plasticity of the central nervous system or the ability of reorganization and remodeling of the CNS activated by intensive stimulation from the periphery. Thanks to the precise control of the main parameters of gait stereotype and a significant facilitation of work with the patient suffering from walking disorder or disability the training may last longer, the therapy may be more effective and positive results may be reached at an earlier date. In the case report the authors describe improvement of motor functions, stability and ability to walk.

Key words: Lokomat, poliomyelitis, locomotion training

Rehabil. fyz. Lék., 16, 2009, No. 3, pp. 126–134.

ÚVOD

Tréning lokomočných funkcií sa stal efektívnym prostriedkom na zlepšenie chôdze pri mnohých nielen neurologických ochoreniach a poraneniach. LOKOMAT je nové medicínsko–technické zariadenie, ktoré nadväzuje na manuálne asistovaný tréning chôdze pomocou pohyblivého chodníka. Vznikol vďaka spolupráci vedcov, lekárov, fyzioterapeutov a pacientov v Spinálnom centre Univerzitnej nemocnice Balgrist v Zurichu. Projekt realizovala taktiež švajčiarska firma HOCOMA.

Robotická lokomočná terapia splňa náročné kritériá súčasnej neurorehabilitácie, ktoré vychádzajú z poznatku plasticity centrálného nervového systému, čiže schopnosti reorganizácie a remodelácie CNS aktivovanej intenzívnou stimuláciou z periférie. V období vývoja je mozog schopný roz-

siahlych anatomických a funkčných zmien (12). Cielený lokomočný tréning vedie k supraspinálnej plasticite motorických centier CNS spojených s lokomočnými funkciami.

Hlavnou výhodou v porovnaní s predchádzajúcim manuálne asistovaným tréningom je predovšetkým konštantný a reprodukovateľný aferentný vstup, presná kontrola hlavných parametrov chôdzového stereotypu a výrazné uľahčenie práce s pacientom s poruchou alebo neschopnosťou chôdze. Tréning môže byť vďaka tomu dlhší, liečba efektívnejšia a dá sa očakávať rýchlejšie dosiahnutie pozitívnych výsledkov.

Indikačnou skupinou sú poruchy stereotypu chôdze, prípadne neschopnosť chôdze rôznej etiológie:

- Náhle cieвне mozgové príhody.
- Traumy mozgu, miechy.
- Sclerosis multiplex.

- Parkinsonova choroba.
- Spinálna muskulárna atrofia.
- Guillain – Barré syndróm.
- Detská mozgová obrna.
- Coxarthrosis, Gonarthrosis.
- Stavby po implantácii totálnej endoprotézy bedrových kĺbov.
- Hypotrofia, atrofia svalstva z inaktivity.

Kontraindikácie:

- Akútne infekčné ochorenia, febrilné stavy.
- Závažné ochorenia kardiovaskulárneho systému.
- Nespolupracujúci, agresívni pacienti.
- Ťažký kognitívny deficit.
- Nemožnosť prispôsobenia ortézy pacientovi.
- Ťažké väzivové skrútenie svalu.
- Nekonsolidované fraktúry, ťažká osteoporóza, artrodéza bedrového, kolenného, členkového kĺbu, osteomyelitída.
- Výrazná asymetria končatín, extrémna dysproporcia rastu dolných končatín alebo chrbtice.
- Poruchy kožného krytu v oblasti trupu a dolných končatín.
- Pacienti na kontinuálnej infúznej liečbe, na riadenej pľúcnej ventilácii.

Roboticky asistovanú lokomočnú terapiu vždy indikuje lekár v spolupráci s fyzioterapeutom.

V našom zariadení máme od januára 2008 k dispozícii pediatrický model Lokomatu (obr. 1).



Obr. 1. Pediatrický model Lokomatu.

Klinicky sa začal používať od r. 2005. Je určený deťom od 4 rokov. Jedným z rozhodujúcich kritérií je dĺžka femuru od 21 cm do 35 cm. Ukázalo sa, že významným faktorom ovplyvňujúcim úspešnosť terapie je schopnosť dieťaťa spolupracovať – dieťa musí byť schopné signalizovať únavu, bolesť, strach.

Pediatrický Lokomat pozostáva z niekoľkých komponentov: pohyblivého chodníka (treadmill), špeciálneho patentovaného závesného systému Lokolift a elektronicky riadených ortéz. Pohyblivé časti sú ovládané tromi počítačmi a špeciálnym softvérom. Počítačovo riadené ovládače na každom bedrovom a kolennom kĺbe sú synchronizované s rýchlosťou pohyblivého pásu. Snímače sily na týchto kĺboch sú prepojené tak, aby presne merali interakciu medzi pacientom a systémom Lokomat.

Závesný systém Lokolift je špeciálny typ závesu umožňujúci variabilnú podporu telesnej hmotnosti odľahčením pomocou protivážneho systému a korzetovej trupovej ortézy s nastaviteľnými popruhmi. Využíva sa v kombinácii s vlastnými chôdzovými ortézami a pohyblivým chodníkom, alebo samostatne v rámci nácviku vertikalizácie. Okrem variabilného odľahčenia telesnej hmotnosti môžeme vďaka softvéru upravovať dĺžku krokového cyklu, ovplyvniť kvalitu švihovej, stojnej fázy, môžeme korigovať rozsah pohybu v bedrovom, kolennom a členkovom kĺbe. Pri tréningu využívame pasívne pohyby, keď sa pacient snaží uvedomiť si vlastný stereotyp chôdze a jeho kvalitu. Tréning môže byť tiež aktívny, s možnosťou využitia odporu, prípadne asymetrický so zacielením na konkrétny problém. Dôležitým prvkom v terapii je dynamická fixácia panvy pomocou ortézy a polohovateľnej panvovej opierky, čo umožňuje dosiahnuť priblíženie sa k jej fyziologickému postaveniu pri ideálnom stereotypе chôdze. Pacienti na invalidnom vozíku môžu byť dopravení na zariadenie pomocou rampy a následne pohodlne usadení do závesného systému.

Samotnému tréningu predchádza presné nameranie dĺžky dolných končatín, voľba a vyskúšanie jednotlivých komponentov (objímky, pásy, korzet, manžety), zaznamenanie všetkých parametrov do špeciálneho formulára a upevnenie pacienta do systému. S obľubou využívame biofeedback na monitore otočenom k pacientovi, kde má pacient možnosť v reálnom čase vizuálne sledovať a ovplyvňovať úspešnosť cvičenia.

Tréningové parametre:

- *Frekvencia:* 2-5x týždenne.
- *Trvanie tréningu:* 4-12 týždňov, ak zaznamenaná

vame progresívne zlepšovanie, je vhodné dĺžku terapie predĺžiť.

- *Čas chôdze*: Spočiatku 10-30 min., neskôr 20-45 min.
- *Rýchlosť chôdze*: 1,0 - 1,5 km/h, neskôr do 2,5 km/h.
- *Podpora telesnej hmotnosti pacienta*: Na úvod 50%, s postupným zlepšovaním sa stavu snaha o chôdzu bez odľahčenia.
- *Biofeedback*: Zamerať sa na švihovú fázu.

Vstupné merania, testovacie škály:

- *Telesné štruktúry/funkcie*: Svalová sila, Meranie rozsahu pohybu (ROM), Ashworthov test spasticity.
- *Aktivita/Participácia*: GMFM (Gross Motor Function Measure), 10 m test chôdze, vzdialenosť počas 6 min., FAC (Functional ambulation categories), Test kvality života, WeeFIM, Test pohyblivosti.

Existuje už niekoľko štúdií (6, 8) kladne hodnotiacich význam tréningu lokomočných funkcií u pacientov s poruchami chôdze pomocou roboticky asistovaného lokomočného tréningu, ktoré taktiež potvrdzujú výraznejšie zlepšenie motorických funkcií, stability a schopnosti chôdze v porovnaní so štandardnými rehabilitačnými technikami. Vďaka Lokomatu môžeme dosiahnuť maximálnu fyziológiu chôdzového stereotypu so zohľadnením individuálnych potrieb pacienta.

KAZUISTIKA

Pacientom je 10-ročný chlapec s ľahko rizikovou perinatálnou anamnézou (sectio caesarea pr. placenta praevia) dispenzarizovaný na neurologickej ambulancii pre encefalopatiu s MRI opakovane verifikovanou neprogredujúcou atrofiou cerebella. Nebol potvrdený metabolický ani genetický pôvod ochorenia.

Pre oneskorenie motorického vývoja a zaostávanie vzpriamovacích mechanizmov bola v 12 mesiacoch veku dieťaťa iniciovaná fyzioterapeutická intervencia. Rehabilituje doposiaľ. Počas vývoja bolo pozorované spomalené psychomotorické tempo s evidentnou mentálnou retardáciou.

Pre špecifický epileptický charakter EEG aktivity frontálne vľavo je podávaná antiepileptická medikácia.

V objektívnom náleze dominuje cerebellárna ataxia, svalový tonus na hranici hypotónie, je prítomná expresívna fatická porucha so skandovanou rečou. Naznačená je oxycefalia, asymetria

tváre, mozgové nervy v norme, oblasť krčnej chrbtice bez signifikantnej poruchy dynamiky, globálne znížený svalový tonus so šlachovookosticovou hyporeflexiou, svalstvo hypotroffické, prítomná dysmetria a veľký asynergizmus. V nastavených polohách horné končatiny udrží, dolné končatiny instabilné obojstranne, pri cílení ľahko vyjadrený intenzívny tremor, preferuje pravú ruku. Prítomné sú pozitívne extenzné iritačné pyramídové javy na DK.

V stojí veľkooblúková dextrokonvexaná skolióza hrudnej oblasti chrbtice, hyperlordóza driekovej oblasti chrbtice, panva zošíkmená, valgózne postavenie kolenných kĺbov, planovalgózna konfigurácia chodidiel, hyperexkurzibilita kĺbov, axiálna hypotonia. Sed je nestabilný s oporou o HK.

Postoj s oporou o širokej báze, chôdza na krátku vzdialenosť s asistenciou druhej osoby, brachybázická, ataktická. Na dlhšie vzdialenosti lokomócia v mechanickom vozíku. Sfinktery kontroluje, sporadické nočné pomočovanie v rámci sekundárneho epileptického syndrómu.

V čase vstupného vyšetrenia sme pacienta zaradili do lokomočného štádia 6 podľa prof. Vojtu. Podrobný kineziologický rozbor bol realizovaný prostredníctvom testovania GMFM (príloha 1).

Pacient spĺňal kritériá pre roboticky asistovanú lokomočnú terapiu (centrálna porucha chôdze, dĺžka femuru minimálne 21, maximálne 35 cm, schopnosť spolupracovať, signalizovať bolesť, dyskomfort, neprítomné ťažké kontraktúry, fraktúry, neprítomná ťažká osteoporóza, intaktný kožný kryt, kardiovaskulárne kompenzovaný).

Cieľom terapie bolo zlepšiť motorické funkcie, stabilitu sedu, stoja a zlepšenie chôdze. Pred terapiou bol pacient štandardne ambulantne vyšetrený a testovaný prostredníctvom škály GMFM (3, 11) (príloha 1). Okrem tréningu v systéme Lokomat neboli ordinované iné rehabilitačné postupy.

Terapia v systéme Lokomat trvala 6 týždňov s frekvenciou 5x týždenne, čo predstavuje 30 terapeutických jednotiek. Rýchlosť chôdze bola iniciálne 1,1 km/hod a neskôr vzrástla do 1,5 km/hod. Odľahčenie hmotnosti tela bolo na začiatku 50%, neskôr s postupnou redukcíou takmer na 0. Napriek minimálnemu odľahčeniu telesnej hmotnosti bol schopný chôdze s pevnou extenziou v kolenách. Trvanie jednej terapeutickej jednotky bolo v priemere 40 minút (35 - 50 min., SD ± 2) s priemernou prejdenou vzdialenosťou 1062 m (950 - 1150 m, SD ± 79). Celková vzdialenosť počas 6-týždňovej terapie bola 31 863 m. Vstupné testovanie sme realizovali 24 hodín pred terapiou a 24 hodín po terapii.

A: ĽAH, OTÁČANIE		Skóre				N T
1.	SUPINÁCIA: HLAVA V STREDE: otáča hlavu symetricky, symetria končatín	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	1.
2.	SUPINÁCIA: dvihne ruky do stredovej línie, prsty jeden s ostatnými	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	2.
3.	SUPINÁCIA: dvihne hlavu 45 st.	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	3.
4.	SUPINÁCIA: flektuje pravé bedro/ BK/ a koleno/KK/ v plnom rozsahu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	4.
5.	SUPINÁCIA: flektuje ľavé bedro/ BK/ a koleno/KK/ v plnom rozsahu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	5.
6.	SUPINÁCIA: načahuje sa pravou HK , ruka cez strednú líniu za hračkou	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	6.
7.	SUPINÁCIA: načahuje sa ľavou HK , ruka cez strednú líniu za hračkou	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	7.
8.	SUPINÁCIA: pretočí sa do PR cez pravú stranu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	8.
9.	SUPINÁCIA: pretočí sa do PR cez ľavú stranu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	9.
10.	PRONÁCIA: dvíha hlavu vzpriamene	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	10 .
11.	PRONÁCIA NA PREDLAKTIACH: dvíha hlavu vzpriamene, lakte v extenzii, hrudník zdvihnutý	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	11 .
12.	PRONÁCIA NA PREDLAKTIACH: zaťažuje pravé predlaktie, plná extenzia druhej HK dopredu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	12 .
13.	PRONÁCIA NA PREDLAKTIACH: zaťažuje ľavé predlaktie, plná extenzia druhej HK dopredu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	13 .
14.	PRONÁCIA pretočí sa do SUP cez pravú stranu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	14 .
15.	PRONÁCIA pretočí sa do SUP cez ľavú stranu	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	15 .
16.	PRONÁCIA: pivoťuje doprava 90 st, používa končatiny	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	16 .
17.	PRONÁCIA: pivoťuje doľava 90 st., používa končatiny	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	17 .
Celkovo A:						
B: SED						
18.	SUPINÁCIA. Trakčná skúška: priťahuje sa do sedu s flexiou hlavy	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	18 .
19.	SUPINÁCIA: pretočí sa po pravej strane, dosiahne sed	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	19 .
20.	SUPINÁCIA: pretočí sa po ľavej strane, dosiahne sed	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	20 .
21.	SED NA PODLOŽKE, TERAPEUT PODOPIERA HRUDNÍK, hlava zdvihnutá rovno, udrží 3 s.	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	21 .
22.	SED NA PODLOŽKE, TERAPEUT PODOPIERA HRUDNÍK, hlava zdvihnutá v strednej línii , vydrží 10 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	22 .
23.	SED NA PODLOŽKE, podopiera sa rukami/HK/: vydrží 5 s	0	1	2	3	23

		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	.
24.	SED NA PODLOŽKE: HK voľné , vydrží 3s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	24 .
25.	SED NA PODLOŽKE, HRAČKA VPREDU: predkloní sa dopredu, dotkne sa hračky, znovu sa vzpriami bez podopretia HK	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	25 .
26.	SED NA PODLOŽKE dotkne sa hračky umiestnenej 45 st za dieťaťom po pravej strane, vráti sa do východiskovej polohy	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	26 .
27.	SED NA PODLOŽKE dotkne sa hračky umiestnenej 45 st za dieťaťom po ľavej strane, vráti sa do východiskovej polohy	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	27 .
28.	SED NA PRAVEJ STRANE:HK voľné , vydrží 5 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	28 .
29.	SED NA ĽAVEJ STRANE:HK voľné , vydrží 5 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	29 .
30.	SED NA PODLOŽKE , skloní, dostane sa do PR kontrolovane	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	30 .
31.	SED NA PODLOŽKE S NOHAMI DOPREDU :dostane sa na 4 po pravej strane	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	31 .
32.	SED NA PODLOŽKE S NOHAMI DOPREDU : dostane sa na 4 po ľavej strane	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	32 .
33.	SED NA PODLOŽKE : pivotuje 90 st., bez asistencie HK	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	33 .
34.	SED NA STOLIČKE : HK a DK voľné , vydrží 10 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	34 .
35.	STOJ dokáže sadnúť zo stoja na malú stoličku	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	35 .
36.	NA PODLAHE : sadne si na malú stoličku	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	36 .
37.	NA PODLAHE : sadne si na veľkú stoličku	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	37 .
Celkovo B:						
C: LOZENIE a KĽAČANIE						
38.	PRONÁCIA: plazí sa dopredu 1,8 m	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	38 .
39.	POZÍCIA NA 4 : váha rozložená na rukách a kolenách, vydrží 10 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	39 .
40.	POZÍCIA NA 4 :dosiahne sed s voľnými HK	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	40 .
41.	PRONÁCIA: dosiahne pozíciu na 4, váha rozložená na rukách a kolenách	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	41 .
42.	POZÍCIA NA 4 :záber dopredu P HK, ruka nad/mimo/ úrovne ramena	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	42 .
43.	POZÍCIA NA 4: záber dopredu Ľ HK, ruka nad/mimo/ úrovne ramena	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	43 .
44.	POZÍCIA NA 4: loží / event. hopsá/ dopredu 1,8 m	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	44 .
45.	POZÍCIA NA 4: loží striedavým vzorom dopredu 1,8 m	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	45 .
46.	POZÍCIA NA 4: prelezie 4 schody/ hore/ po rukách a KK/ chodidlách/	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	46 .

47.	POZÍCIA NA 4: zlezie 4 schody /dozadu, pospiatky/ po rukách a KK/ chodidlách/	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	47 .
48.	SED NA PODLOŽKE: dosiahne vysoký kľak použitím HK, vydrží 10s, ruky voľné	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	48 .
49.	VYSOKÝ KĽAK: dostane sa do pokľaku na PKK použitím HK, vydrží 10 s, ruky voľné	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	49 .
50.	VYSOKÝ KĽAK: dostane sa do pokľaku na ĽKK použitím HK, vydrží 10 s, ruky voľné	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	50 .
51.	VYSOKÝ KĽAK: prejde po kolenách dopredu 10 krokov, HK voľné	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	51 .
Celkovo C:						
D: STOJ						
52.	Vytiahne sa do stoja pri vysokej stoličke	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	52 .
53.	STOJ: stojí s HK voľnými 3 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	53 .
54.	STOJ: drží sa veľkej stoličky jednou rukou , dvihne P chodidlo , vydrží 3 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	54 .
55.	STOJ: drží sa veľkej stoličky jednou rukou , dvihne Ľ chodidlo , vydrží 3 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	55 .
56.	STOJ stojí s HK voľnými 20 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	56 .
57.	STOJ: dvihne Ľ chodidlo , HK voľné, vydrží 10 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	57 .
58.	STOJ: dvihne P chodidlo , HK voľné, vydrží 10 s	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	58 .
59.	SED NA MALEJ STOLIČKE: dostane sa do stoja bez použitia HK	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	59 .
60.	VYSOKÝ KĽAK: dostane sa do stoja cez pokľak na PKK, bez použitia HK	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	60 .
61.	VYSOKÝ KĽAK: dostane sa do stoja cez pokľak na ĽKK, bez použitia HK	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	61 .
62.	STOJ: spustí sa do sedu na podlahu kontrolovane, HK voľné	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	62 .
63.	STOJ: dosiahne drep, HK voľné	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	63 .
64.	STOJ: zdvihne predmet z podlahy , HK voľné , vráti sa do stoja	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	64 .
Celkovo D:						
E: CHÔDZA, BEH, SKÁKANIE						
65.	STOJ, OBE RUKY NA VEĽKEJ STOLIČKE: prejde 5 krokov doprava	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	65 .
66.	STOJ, OBE RUKY NA VEĽKEJ STOLIČKE: prejde 5 krokov doľava	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	66 .
67.	STOJ: prejde 10 krokov držaný za obe ruky	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	67 .
68.	STOJ: prejde 10 krokov držaný za 1 ruku	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	68 .
69.	STOJ: prejde dopredu 10 krokov	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	69 .

		<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	.
70.	STOJ: prejde dopredu 10 krokov, zastane, otočí sa o 180 st., vráti sa	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	70 .
71.	STOJ: prejde dozadu 10 krokov	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	71 .
72.	STOJ: prejde dopredu 10 krokov, nesúc oboma rukami veľký predmet	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	72 .
73.	STOJ: prejde dopredu 10 neprerušených krokov medzi rovnobežnými čiarami vzdialenými od seba 20 cm	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	73 .
74.	STOJ: prejde dopredu 10 neprerušených krokov po rovnej 2 cm širokej čiare	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	74 .
75.	STOJ: prekročí paličku vo výške kolena, P nohou	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	75 .
76.	STOJ: prekročí paličku vo výške kolena, Ľ nohou	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	76 .
77.	STOJ: prebehne 4,5 m, zastane a vráti sa	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	77 .
78.	STOJ: kopne do lopty P nohou	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	78 .
79.	STOJ: kopne do lopty Ľ nohou	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	79 .
80.	STOJ: vyskočí 30 cm vysoko, oboma nohami súčasne	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	80 .
81.	STOJ: skočí dopredu 30 cm, oboma nohami súčasne	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	81 .
82.	STOJ NA P NOHE: skáče na P nohe 10x vnútri kruhu s priemerom 60 cm	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	82 .
83.	STOJ NA Ľ NOHE: skáče na Ľ nohe 10x vnútri kruhu s priemerom 60 cm	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	83 .
84.	STOJ, DRŽÍ SA ZA 1 ZÁBRADLIE/ mantinel/: prejde hore 4 schodmi , strieda nohy	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	84 .
85.	STOJ, DRŽÍ SA ZA 1 ZÁBRADLIE/ mantinel/: prejde dole 4 schodmi , strieda nohy	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	85 .
86.	STOJ: prejde hore 4 schodmi , strieda nohy	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	86 .
87.	STOJ: prejde dole 4 schodmi , strieda nohy	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	87 .
88.	STOJ na 15 cm schodíku: zoskočí , oboma nohami súčasne	0 <input type="checkbox"/>	1 <input type="checkbox"/>	2 <input type="checkbox"/>	3 <input type="checkbox"/>	88 .
Celkovo E:						

Bolo toto posúdenie preukázateľné pre obvyklý výkon dieťaťa? ÁNO

NIE

Poznámky:

Kategória	Výpočet výsledku pre kategóriu %	Cieľová oblasť
A: LAH, OTÁČANIE	$\frac{\text{Celkovo kategória A}}{51} = \frac{\quad}{51} \times 100 = \quad \%$	(zaškrtni) A. <input type="checkbox"/>
B: SED	$\frac{\text{Celkovo kategória B}}{60} = \frac{\quad}{60} \times 100 = \quad \%$	B. <input type="checkbox"/>
C: LOZENIE a KLAČANIE	$\frac{\text{Celkovo kategória C}}{42} = \frac{\quad}{42} \times 100 = \quad \%$	C. <input type="checkbox"/>
D: STOJ	$\frac{\text{Celkovo kategória D}}{39} = \frac{\quad}{39} \times 100 = \quad \%$	D. <input type="checkbox"/>
E: CHÔDZA, BEH, SKÁKANIE	$\frac{\text{Celkovo kategória E}}{72} = \frac{\quad}{72} \times 100 = \quad \%$	E. <input type="checkbox"/>

$$\text{Celkový výsledok} = \frac{\%A + \%B + \%C + \%D + \%E}{\text{Celkový počet kategórií}} = \frac{\quad \%}{5} = \quad \%$$

$$\text{Celkový výsledok pre cieľové oblasti} = \frac{\text{Súčet výsledkov v \% pre kategórie identifikované ako cieľová oblasť}}{\text{Počet cieľových oblastí}} = \quad \%$$

Zo získaných hodnôt vyplýva, že v dimenzii A (lah, otáčanie) došlo k zlepšeniu z 60,7 % na 74,5 %. V dimenzii B (sed) sme zaznamenali percentuálny nárast zo 70 % na 80 %. Lozenie a kľačanie (C) sa zdokonalilo z hodnoty 61,9 % na 69 %. Evidovaná bola aj stabilizácia stoja v rámci dimenzie D z 25,6 % na 41 %. V kategórii E (chôdza, beh, skoky) sme zaznamenali nárast skóre z 16,6 % na 17,7 %.

Po sčítaní hodnôt v jednotlivých kategóriách môžeme konštatovať zlepšenie motorických funkcií testovaných pomocou škály GMFM celkovo o 9,48 % (zo 46,96 % na 56,44 %). Po absolvovaní terapie v systéme Lokomat došlo k stabilizácii sedu, stoja a zlepšeniu stereotypu chôdze. Pacient bol po liečbe dokonca schopný samostatnej chôdze na krátku vzdialenosť (cca 10 metrov).

Počas terapie sme nepozorovali nijaké vedľajšie účinky. Po 8-ročnej stagnácii motorického vývoja bol dosiahnutý posun z lokomočného štádia 6 do lokomočného štádia 7 podľa prof. Vojtu.

DISKUSIA

U 10-ročného chlapca s neprogredujúcim cerebellárnym syndrómom s morfológickým korelátom v zadnej lebečnej jame došlo k objektívnemu zlepšeniu motorických a lokomočných funkcií po absolvovaní 6-týždňovej liečby pomocou roboticky asistovaného lokomočného tréningu na pohyblivom chodníku pri odľahčení telesnej hmotnosti, s elektronicky riadenými ortézami dolných končatín špeciálne skonštruovanými pre deti s dĺžkou femuru 21-35 cm.

V zhode s prácami zahraničných autorov sme skonštatovali efekt terapeutickú intervencie na stabilizáciu axiálneho svalstva a pozorovali sme spevnenie sedu a stoja. Podľa predpokladu konceptu cieľného lokomočného tréningu sme zaznamenali zlepšenie lokomočných funkcií. Dosiahnuté výsledky korelovali aj so záverečným skóre GMFM.

Z recentných štúdií a publikovaných prác vyplýva, že dosiahnutý efekt terapie pretrváva po dobu minimálne 4 mesiacov (2, 8).

Liečba pacientov s DMO vyžaduje multidisciplinárny prístup zahŕňajúci nezriedka farmakologickú redukciu svalového napätia, fyzioterapiu, ortopedické zásahy a ďalšiu podpornú intervenciu (1). Avšak doposiaľ neexistuje všeobecne platné odporúčanie pre aplikáciu lokomočnej terapie za pomoci elektronicky riadených ortéz s odľahčením hmotnosti u detí s poruchou chôdze. Výsledky prác zahraničných autorov, vrátane dvoch kontrolovaných klinických štúdií, potvrdzujú, že celkové množstvo terapeutických jednotiek je dôležitejšie, než ich počet za týždeň (1, 2).

Trvanie manuálne asistovaného tréningu v spomínaných štúdiách nepresiahlo 20 minút. Roboticky asistovaná metóda dovoľuje predĺžiť jednu terapeutickú jednotku na viac než 40 minút. Toto je jednou z hlavných výhod roboticky asistovanej terapie, ktorá determinuje výsledok liečby.

ZÁVER

Po 6-týždňovom roboticky asistovanom tréningu sme zaznamenali objektívne zlepšenie motorických funkcií pacienta. Pozorovali sme stabilizáciu sedu, stoja, zlepšenie stereotypu chôdze. Pacient bol po liečbe v systéme LOKOMAT schopný samostatnej chôdze na krátku vzdialenosť. Toto zlepšenie korelovalo so záverečným GMFM skóre. V prípade nášho 10-ročného pacienta bude zaujímavé porovnať dosiahnutý výsledok s odstupom minimálne 4-mesačného časového intervalu.

Zlepšenie stereotypu chôdze u detí s DMO naznačuje, že paradigmu špecifického cieleného lokomočného tréningu možno aplikovať na deti s DMO, ktoré vo svojom motorickom vývoji doposiaľ nemali možnosť chôdze s fyziologickým stereotypom. Významným faktorom úspechu terapie je taktiež spolupráca a aktívna participácia pacienta na liečbe.

Podakovanie:

Ďakujeme za cenné rady a pripomienky MUDr. Marianne Koronthályovej, CSc., a MUDr. Andrei Jacinovej.

1. BORGGRAEFE, I. et al.: Improved gait parameters after robotic - Assisted Locomotor treadmill therapy in a 6-year - Old child with cerebral palsy. *Mov. Disord.*, 23, 2008, 2, s. 280-283.
2. DODD, K. J., FOLEY, S. : Partial body-weight-supported treadmill training can improve walking in children with cerebral palsy: A clinical controll trial. *Dev. Med. Child Neurol.*, 49, 2007, 2, s. 101-105.
3. GROSS MOTOR FUNCTION MEASURE(GMFM): <http://www.canchild.ca/Portals/0/outcoms/pdf/GMFMscor sheet.pdf>.
4. GÚTH, A. A kol.: Vyšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov. Bratislava, LIEČREHGÚTH, 2003, s. 229. ISBN 80-88932-13-0.
5. HESSE, S.: Locomotor therapy in neurorehabilitation, *NeuroRehabilitation*, 16, 2001 s. 133-139.
6. HORNBY, T. G. et al.: Robotic assisted, body - Weight - supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. *Physical Therapy*, 85, 2005, 1, s. 52-66.
7. KOLÁŘ, P.: Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývoje kineziologie. *Rehabil. fyz. Lék.*, 4, 2001, 4, s. 152-164.
8. MEYER - HEIM, A. et al.: Feasibility of robotic assisted locomotor training in children with central gait impairment. *Dev. Med. Child. Neurol.*, 49, 2007, s. 900-906.
9. MEYER - HEIM, A., REIFFER, C., BORGGRAEFE, I.: Robot-assisted gait training for children with central motor disorders. *Praxis Ergotherapie*, Heft 1/2007, Verlag Modernes Lernen.
10. PFEIFFER, J.: *Neurologie v rehabilitaci*. 1. vyd., Praha, Grada Publishing, a.s., 2007, s. 352, ISBN 978- 80-247-1135-5.
11. RUSSEL, D. J. et al.: Improved scaling of the Gross Motor Function Measure for children with cerebral palsy: Evidence of reliability and validity. *Physical Therapy*, 80, 2000, 9, s. 873-885.
12. TROJAN, S. a kol.: *Lékařská fyziologie*. 2. vyd., Praha, Grada Publishing, a.s., 1999, s. 554.

MUDr. Stanislava Klobucká
Rehabilitačné centrum Harmony

Kudláková 2

841 01 Bratislava

Slovenská republika

e-mail: stanislavaklobucka@gmail.com