proLékaře.cz | 8.5.2024

Robotická rehabilitace chůze

Robotic Gait Therapy

Souhrn

Robotická rehabilitace chůze, která náleží mezi pokročilé rehabilitační technologie, původně vznikla jako modifikace terapie chůze na běžícím pásu při odlehčení v závěsném systému. V současnosti je k dispozici řada systémů pracujících na základě různých principů vč. mobilních asistivních exoskeletů. Neurofyziologický podklad této terapie je založen na míšní autonomii (centrální generátory vzorů), plasticitě centrálního nervového systému a motorickém učení. Z hlediska medicíny založené na důkazech je přínos této terapie zatím nejasný. Jednoznačným kladem je ulehčení fyzické práce terapeuta. Indikace proto musí vycházet z racionální úvahy.

Abstract

Robotic gait therapy, one of advanced rehabilitation technologies, originally evolved as a modification of the body weight-supported treadmill therapy. At present, a range of various systems based on different principles is available, including mobile assistive exoskeletons. Neurophysiological essence of this therapy is based on the spinal cord autonomy (central pattern generators), plasticity of the central nervous system and motor learning. With respect to the evidence-based medicine, benefits of this therapy are still unclear; unambiguously positive is the reduced physical burden on a therapist. Indications must, therefore, be based on a rational consideration.

Autoři deklarují, že v souvislosti s předmětem studie nemají žádné komerční zájmy.
The authors declare they have no potential conflicts of interest concerning drugs, products, or services used in the study.
Redakční rada potvrzuje, že rukopis práce splnil ICMJE kritéria pro publikace zasílané do biomedicínských časopisů.
The Editorial Board declares that the manuscript met the ICMJE "uniform requirements" for biomedical papers.

I. Vařeka[1,2], M. Bednář[1], R. Vařeková[3]

[1] Rehabilitační klinika LF UK a FN Hradec Králové
[2] Katedra fyzioterapie, FTK UP v Olomouci
[3] Katedra přírodních věd v kinantropologii, FTK UP v Olomouci

doc. MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.
LF UK a FN Hradec Králové
Nezvalova 265
500 03 Hradec Králové
e-mail: ivan.vareka@fnhk.cz

Přijato k recenzi: 5. 10. 2015
Přijato do tisku: 14. 12. 2015

Klíčová slova

robotika – centrální generátory vzorů – plasticita – motorické učení

Key words

robotics – central pattern generators – plasticity – motor learning

Za cenné připomínky děkujeme doc. MUDr. Evě Vaňáskové, Ph.D. (Rehabilitační klinika LF UK a FN Hradec Králové) a prof. MUDr. Jaroslavu Opavskému, CSc. (Katedra fyzioterapie, FTK UP v Olomouci).

Úvod

Robotická rehabilitace chůze je součástí pokročilých rehabilitačních technologií, které se stávají předmětem zájmu odborné veřejnosti během posledních tří dekád. První práce o principech terapie chůze na běžícím pásu s odlehčením pacienta v závěsu byly publikovány na začátku 90. let 20. století [1,2]. Tato terapie byla velmi náročná na fyzickou práci dvou terapeutů v ergonomicky nepříznivé poloze při manuálním vedení dolních končetin, třetí kontroloval posturu. První komerční verze systému robotické chůze „Lokomat" (Hokoma) proto vznikla jen o pár let později, v roce 1999. Prakticky neustále se v posledních letech setkáváme s novými typy přístrojů různých výrobců, což je zásluha průmyslové sféry, pro kterou je tato

proLékaře.cz | 8.5.2024

Tab. 1. Rozdělení závěsné terapie na běžícím pásu dle Nooijen et al [4].

Body-Weight Supported Locomotor Training (BWSLT)
1. Treadmill with manual assistance (TM)
2. Treadmill with electrical stimulation (TS)
3. Overground with electrical stimulation (OG)
4. Treadmill with locomotor robot (LR)

oblast zajímavá jako slibně se rozvíjející nový trh. Nová technika nesporně přitahuje zájem zdravotníků i samotných pacientů a jsou do ní vkládána velká očekávání. Je ale nutno řešit, jak a u koho tyto sofistikované systémy efektivně používat a v neposlední řadě zvažovat poměr cost/benefit, tedy poměr nákladů (cena přístroje, provoz, opravy, zaškolení obsluhy) a reálného přínosu pro pacienta či úspory práce terapeuta. Cílem tohoto textu je nabídnout průvodce pro lepší orientaci v této nové a složité problematice a podnítit další diskuzi. Přestože je hlavním předmětem našeho zájmu robotická rehabilitace chůze, nelze se vyhnout exkurzím do širší oblasti pokročilých rehabilitačních technologií.

Terminologie, definice a rozdělení

Termín **pokročilé rehabilitační technologie** (Advanced Rehabilitation Technology; ART) používaný v tomto textu je odvozen z názvu společnosti International Industry Society in Advanced Rehabilitation Technology (IISART). Obecně přijímanou či alespoň navrženou definici ART nelze dohledat. Při pracovním vymezení oblasti ART se proto nabízí srovnání s konvenční fyzikální terapií (FT) [3]. Níže uvedené rozdíly neplatí absolutně, výjimky lze nalézt na obou stranách a hranice není ostrá. Například některé pokročilé mechanické systémy bez řídicího anebo hnacího modulu je možné zařadit do mechanoterapie v rámci konvenční FT. Pro ART je charakteristické následující:

a) cílem je vyvolat vyšší odpovědi než jen primitivní reflexní reakce;
b) obvykle je kladen důraz na vlastní aktivitu pacienta (u „tradiční" FT je téměř výhradně pasivní);
c) většinou je využívána zpětná vazba pomocí různých senzorů, zpravidla současně s využitím virtuální reality;
d) přístroje jsou technicky i softwarově výrazně sofistikovanější (a dražší), než je tomu u FT;
e) v případě robotické terapie obvykle přístroj vykonává (cílenou) mechanickou práci, kterou ulehčuje či nahrazuje pohyb pacienta anebo práci terapeuta (viz původní význam pojmu robot), případně kladou řízený odpor pohybu pacienta.

Orientace v rychle se rozvíjející oblasti ART rozhodně není jednoduchá. Může k ní napomoci systém, který na svých webových stránkách prezentuje společnost IISART. Zařazení některých položek je ovšem diskutabilní, např. zařazení (povrchové) (poly)elektromyografie (sEMG) či funkční elektrické stimulace (FES) nebo přístrojů pro rozvoj kardiovaskulární a aerobní kapacity. Chybí naopak rozlišení mezi přístroji pro rehabilitační terapii, což jsou téměř všechny do tohoto dělení zahrnuté, a asistivními (kompenzačními) systémy. Do druhé skupiny patří např. mobilní chůzové exoskelety dolních končetin, přestože mohou být použity i v rámci terapie jako mobilní verze systémů robotické chůze. Mezi asistivní systémy ART by logicky měly náležet i bionické protézy, ale ty obvykle tvoří samostatnou skupinu vyčleněnou zcela mimo, protože nejde jen o nácvik funkce či kompenzaci její ztráty, ale o funkční náhradu části těla.

Problematiku nových technologií reflektuje i vznik **Komise robotické rehabilitace** (Robotic in Rehabilitation Committee) **Evropské společnosti fyzikální a rehabilitační medicíny** (ESPRM), která se ale zabývá i „nerobotickými" systémy, takže je současně používán název Innovative Technologies in Rehabilitation Medicine Committee. Zkratka termínu innovative technologies (IT) je ale dnes již zcela jednoznačně spojována se širokým oborem informačních technologií, což může vést k nedorozumění. Pozitivní stránkou dělení dle ESPRM naopak je, že uvádí **asistivní technologie** (assistive technology) odděleně. Také rozlišuje mezi využitím pro rehabilitační terapii a pro výzkum, čímž reflektuje rozdíl mezi potřebami běžné praxe a možnostmi specifického výzkumu.

Robotická rehabilitace chůze vznikla jako modifikace terapie chůze na běžícím pásu při odlehčení v závěsném systému (Body-Weight Supported Treadmill Therapy; BWSTT, BWST). Tato terapie má několik synonym a jejich zkratek (Partial Body-Weight Supported Treadmill Training; PBWSTT; Body-Weight Supported Locomotor Training; BWSLT), v dalším textu zůstaneme u nejstručnější zkratky BWST, pouze v přehledových tabulkách s převzatou terminologií použijeme původní názvy. Původní zařazení robotické terapie chůze mezi systémy BWST dle autorů Nooijen et al demonstruje tab. 1 [4]. Termín **driven gait orthosis** používá Dietz [5], jeden z průkopníků robotické rehabilitace chůze. Jako synonymum je užíván termín **locomotor robot**. Pro terapii jsou používány termíny **robot-driven gait therapy** a **robotic driven gait therapy**. V posledních letech se objevují robotické asistivní/kompenzační systémy označované jako chůzové exoskelety či zkráceně exoskelety. Mehrholz et al používají ve svých přehledových studiích termín **electromechanical-assisted gait training** [6,7] či **robotic-assisted gait training** [8]. Tyto elektromechanické systémy dělí Mehrholz et al [6] do dvou hlavních skupin: 1) **robot driven exoskeleton orthoses**, 2) **end-effector devices**. Konkrétní příklady budou uvedeny níže. Na druhém konci spektra leží systémy **overground walking** (OG), což jsou závěsné systémy pro chůzi po místnosti (viz níže).

Neurofyziologický podklad pokročilých rehabilitačních technologií

Jak již bylo uvedeno, rozvoj ART úzce souvisí s rozvojem nových poznatků neurofyziologie, především poznatků o plasticitě centrálního nervového systému (CNS) a zvláště mozku. Ve stručném souhrnu můžeme konstatovat, že plasticita CNS je nejvyšší v dětství, zvláště raném, ale ani ve středním a vyšším věku není potenciál mozkové plasticity zanedbatelný a po poškození CNS se přechodně výrazně zvyšuje (overplasticity). Tento fakt je dobře znám z praxe – např. u pacientů po cévní mozkové příhodě (CMP) se schopnost chůze obnovuje do šesti měsíců, přičemž největších pokroků dosahují během prvních tří měsíců po inzultu [9]. Neurofyziologické mechanizmy plasticity jsou vrozené a probíhají spontánně. Rehabilitací je nelze přímo ovlivnit, ale je možné je využít v rámci podpory motorického učení prostřednictvím vhodné aferentace [9]. Bylo prokázáno, že efektivita využití časného terapeutického okna se zvyšuje při dodržení následujících podmínek:

1. (časově) intenzivní rehabilitace,
2. cílená rehabilitace (task-specific, goal-oriented) s měřitelnými výsledky,
3. multisenzorická zpětná vazba,
4. motivace pacienta (viz body 2 a 3) [10–12].

proLékaře.cz | 8.5.2024

Tab. 2. Hlavní skupiny algoritmů řízení robotické rehabilitace dle Marchal-Crespo et al [28].

Asistence *(assistive controllers)*	nejrozšířenější skupina, fyzický kontakt a vedení a ulehčení pohybu v konkrétním pohybovém vzoru
Výzva *(challenge-based)*	ztížení provedení úkolu kladením odporu nebo rušením pohybu či stabilního stavu, fyzicky (pertubace) či modifikací senzorického vstupu (viz níže)
Virtuální realita *(haptic stimulation)*	využití virtuální reality k ulehčení či naopak ztížení (viz výše) nácviku obvyklých pohybů v reálném fyzikálním prostředí
Bezkontaktní vedení *(non-contact coaches)*	instruktáž pacienta bez fyzického kontaktu, což by sice zvládla i periferie běžného počítače, a lidé jsou více motivováni, když dostávají instrukce od systému, který se jim alespoň vzdáleně fyzicky podobá

Podle těchto zásad je optimální, když pacient cíleně rehabilituje téměř po celou dobu, kdy je v bdělém stavu, a současně je schopen spolupracovat. A právě tomu by měly napomoci ART, jejichž propagátoři poukazují na fakt, že v současnosti tráví pacient většinu bdělého stavu v nečinnosti [13]. Poněkud přitom ale přehlížejí skutečnost, že fyzické i psychické kapacity pacienta jsou v tomto období výrazně omezeny a rychle u něj dochází k vyčerpání. I v případě robotické rehabilitace horní končetiny, která je fyzicky méně náročná než robotická rehabilitace chůze, jsou psychické nároky motorického učení často vyšší v důsledku vyšší cílenosti „úkolově orientované" rehabilitace.

Inspirací pro vznik BWST byly objevy míšní autonomie, z nichž některé jsou staré více než jedno století. V polovině 19. století Pflüger popsal stírací reflex (wiping reflex) žab, v současnosti se jeho vlastnostmi zabývají např. Richardson et al [14]. Během 19. století probíhala také pozorování lokomočních pohybů spinalizovaných ptáků a savců [15–16]. Zásadní pokrok učinil Brown [17], který na začátku minulého století v Sherringtonově laboratoři prováděl pokusy s chůzí spinalizovaných koček po běžícím pásu. Jak uvádí Stuart et al, v té době a prakticky až do 60. let panovala představa o reflexní podstatě krokových pohybů (stepping), zaštítěná autoritou Sherringtona, později např. Graye [18]. Nicméně Brown prokázal, že v míše existují centra, která produkují rytmické krokové pohyby končetin bez vlivu vyšších etáží CNS (spinalizace) a bez vlivu afferentace (přetětí zadních provazců), což vylučovalo reflexní podstatu těchto krokových mechanizmů [17]. Vliv propriocepce označil jako regulační, ale ne vnitřní (intrinsic) součást tohoto neuronálního mechanizmu. Teoreticky také popsal mechanizmus funkce neuronálních okruhů zajištujících střídavou flexi a extenzi končetin (tzv. half-center model) [16]. Brownovy pokusy později zopakovali další autoři, v nedávné době např. Rossignol et al [19,20]. V 60. letech minulého století došlo k odklonu od reflexního pohledu na podstatu lokomoce, i když např. u nás tento pohled částečně přetrvává, viz např. Vojtova reflexní lokomoce. Byl také zaveden termín **centrální generátor vzorů** (Central Pattern Generátor; CPG)[20], původně pro generátor letového vzoru sarančete [21]. Jako CPG nyní označujeme síť neuronů, která je schopna produkovat výstup opakovaně, rytmicky a automaticky, nezávisle na senzorické zpětné vazbě a vyšších úrovních CNS. Tato samostatná funkce CPG je ale samozřejmě možná jen za laboratorních podmínek, u intaktního organizmu je funkce CPG vždy modulována výše uvedenými vlivy. Podrobněji o vývoji různých modelů CPG viz Guertin [16]. Později byly CPG prokázány u dalších živočichů, především u bezobratlých, ale také u některých neprimátních savců (kočka, myš, krysa) a pro různé základní životní funkce (srdeční rytmus, dýchání, žvýkání, zvracení) či lokomoci (plavání, lezení, chůze, létání) [16,23–25]. U bezobratlých jsou CPG dobře zmapovány a jejich aktivitu lze dobře modifikovat a indukované změny zaznamenat [26]. U savců je mapování ztíženo komplexitou populací interneuronů [27], nicméně je možné dobře studovat jejich funkci pomocí tzv. **fiktivní lokomoce** [25]. U lidí jsou důkazy pro existenci lokomočních CPG jen nepřímé. Patří k nim některé jevy pozorované u pacientů s míšní lézí, konkrétně mimovolní krokové vzory, noční myoklony a krokové vzory vyvolané vibrační či elektrickou stimulací [26]. Dietz v této souvislosti připomíná tzv. **novorozeneckou chůzi**, kterou lze pozorovat i u anencefalických dětí [5]. Zajímavá je otázka vrozenosti funkce spinálních lokomočních GPG sítí, kterou Molinari analyzoval a shrnul tak, že jsou vrozené, ale jejich konečná organizace je závislá na zkušenosti a v důsledku tréninku se jejich součástí mohou stát i další neurony [26]. Dietz upozorňuje, že pokud nejsou spinální lokomoční okruhy využívány, typicky u pacientů s míšní lézí, tak jejich funkce vyhasíná během jednoho roku [5]. Právě pozorování pacientů s míšní lézí vedlo k prvním pokusům s využitím BWST [2] a následně i k robotické rehabilitaci chůze.

Technické principy a algoritmy řízení robotické chůze

Většina systémů robotické rehabilitace chůze kombinuje principy BWST a virtuální reality. Z hlediska algoritmu řízení se řadí do první, nejrozšířenější skupiny **asistivního řízení** [28], i když využívá i prvky dalších dvou skupin (tab. 2).

Dle technického řešení lze tyto systémy rozdělit do řady skupin. Podrobný přehled nabízí Kubo et al [29] a Diaz et al [30], přičemž oba zdroje zahrnují i nekomerční systémy a druhý z nich poněkud překvapivě i systémy pro poúrazovou terapii kloubů končetin metodou kontinuálního pasivního pohybu [31].

Mehrholz et al používají jednoduché rozdělení do dvou skupin [6]. První skupinu tvoří systémy robotického exoskeletu, ve kterém je uchyceno více segmentů dolní končetiny. Reprezentativním zástupcem je „Lokomat" (Hokoma), do jehož exoskeletu je uchycena noha, bérec, stehno a pánev. Na podobném principu pracuje také „ReoAmbulator" (Motorika) či „AutoAmbulator" (HealthSouth). Druhou skupinu tvoří systémy typu „end-effector", ve kterých jsou fixovány pouze nohy, pacienti jsou přitom v závěsu nebo se opírají o bradla. Do této skupiny patří např. „G-EO-System" (Reha Technology), „LokoHelp" (Woodway) či „Gait Trainer" (Reha-Stim). Zvláštní modifikací je systém Erigo (Hokoma), což je kombinace vertikálního lůžka, do kterého je upoután trup pacienta, a přístroje typu „end-effector".

Mimo výše uvedené rozdělení stojí např. „Rehawalk" (Zebris), který využívá pružné tahy brzdící omezující pohyb stehen a bérců v klasickém BWST systému. Asistivní/kompenzační chůzové exoskelety, k nejznámějším patří „ReWalk" (ReWalk Robotics, původně Argo Medical Technologies), „HAL" (Cyberdyne), „Ekso" (Ekso Bionics) či REX (Rex Bionics), lze považovat za podskupinu robo-

proLékaře.cz | 8.5.2024

tických exoskeletů. Mají ale svoji vlastní historii a také z hlediska určení, především kompenzační funkce v běžném životě, spíše tvoří zvláštní skupinu. U většiny z nich pacient používá francouzské hole k podpoře stability a v některých případech i k ovládání systému. Posledně jmenovaný systém je natolik stabilní, že opora horních končetin není nutná, takže je vhodný např. i pro vyšší spinální léze, současně je ale jeho pohyb dosti pomalý.

O systému „overground walking" se zmiňujeme přesto, že se nejedná o robotickou terapii a princip BWST je modifikován, především chybí běžící pás. Výhodou je, že umožňuje pohyb po místnosti, a tím i přirozenější nácvik chůze pacientům, kteří alespoň částečně chůzi zvládají. Tyto systémy lze rozdělit do dvou skupin. Do první skupiny patří pevně instalované systémy, obvykle u stropu místnosti, tvořené soustavou vodicích a nosných lan, které pacienta především zachytí při pádu, některé umožní i jeho nadlehčení při chůzi. Typickým příkladem je systém „FLOAT" (Lutz Medical Engineering). Druhou skupinu tvoří mobilní rámové systémy s vlastním pohonem, které se pohybují po podlaze místnosti spolu s pacientem a případně jej nadlehčují. Příkladem je „KineAssist" (Kinea Design) či Andago (Hokoma).

K pokroku dochází i v oblasti původních systémů BWST. Například systém „BalanceTutor" (MediTouch) využívá algoritmu „výzva" (challenge-based; tab. 2) a aplikuje výrazné pertubace v předozadním i laterolaterálním směru, což využívají i systémy „Grail", „Caren", a „M-Gait" (Motekforce Link) v mimořádně kvalitním virtuálním prostředí (haptic-stimulation).

Robotická rehabilitace chůze a medicína založená na důkazech

Výzkum robotické rehabilitace chůze se soustředí především na efekt u pacientů s míšní lézí a CMP.

Právě pacienti s míšní lézí byli první, u kterých byla aplikována BWST. Mehrholz et al provedli metaanalýzu randomizovaných kontrolovaných studií (RTC) z databází Cochrane, MEDLINE, EMBASE a dalších. Vybrané studie zahrnovaly 309 pacientů [8]. Došli k závěru, že nelze prokázat lepší efekt BWST ve srovnání s dalšími metodami a zvláště u robotické rehabilitace chůze je efekt nejasný. Jedna studie dokonce zjistila pokles „chůzové kapacity" (walking capacity) u pacientů s robotickou terapií. Morawietz et al analyzovali studie zaměřené na efekt této terapie u pacientů s částečnou míšní lézí a stejně jako předešlá metaanalýza se zaměřili na RTC, kterých nalezli v renomovaných databázích sedm [32]. Poukázali zvláště na fakt, že studijní vzorky byly velmi malé, což výrazně limituje průkaznost závěrů. U akutních případů se ukázal mírně lepší efekt BWST a robotické terapie na chůzové parametry, u chronických pacientů byla efektivnější kombinace BWST či OG (overground training) s FES než BWST, robotická terapie či konvenční terapie. Také Wessels et al analyzovali 17 studií pacientů s částečnou míšní lézí [33]. Dvě RTC studie prokázaly vyšší skóre FIM (Functional Independence Measurement) u pacientů s OG terapií než u pacientů s BWST, rozdíl byl statisticky významný u pacientů se stupněm postižení C a D dle klasifikace American Spinal Injury Association (ASIA).

Výsledky studií pacientů po CMP jsou alespoň částečně povzbudivé. Mehrholz et al provedli metaanalýzu 23 RTC studií, které zahrnovaly 999 pacientů [7]. Podle jejich závěru mají větší naději na samostatnou chůzi ti pacienti, kteří absolvovali konvenční fyzioterapii společně s robotickou rehabilitací. Zvláštní přínos má robotická terapie během prvních tří měsíců a u pacientů neschopných chůze, nicméně dosud není jasné, jakou roli tato metoda hraje v celém systému terapie. Srovnání různých typů robotické terapie [6] na základě analýzy 18 studií s 885 pacienty ukázalo, že systémy typu „end-effector" mají signifikantně větší efekt při nácviku samostatné chůze než exoskelety.

Jelikož je robotická terapie chůze modifikací principu BWST, doplňujeme přehled o reprezentativní metaanalýzu efektu chůze po běžícím pásu a chůze BWST [34], která zahrnovala 44 studií s 2 658 pacienty s CMP. Robotické systémy (electromechanical device training) byly vyloučeny. Závěr je takový, že uvedené metody zvyšují rychlost chůze a vytrvalost, ale nezvyšují naději na samostatnou chůzi oproti konvenční fyzioterapii, takže užitek mají pouze ti pacienti, kteří již jsou schopni chůze.

Málo přesvědčivé důkazy ohledně racionální indikce BWST a robotické rehabilitace chůze nejsou překvapivé. Obecně to platí pro rehabilitaci jako celek, jak dokládají např. Pennycott et al, což je ovšem v přímém rozporu se zkušenostmi z terapeutické praxe i se zkušenostmi pacientů [9]. Na nedostatky současného způsobu hodnocení lokomočních funkcí poukazuje Dietz [5] na příkladu parametru „walking index", který u SCI pacientů s nízkým skóre nezachytí výrazné pokroky během lokomočního tréninku.

Přednosti a omezení robotické rehabilitace chůze a doporučení pro praxi

K přednostem robotické rehabilitace chůze patří:

1. náhrada fyzické práce terapeuta;
2. odlehčení či naopak ztížení pohybu pacienta a přesnější dávkování zátěže;
3. možnost vysokého počtu opakování a větší přesnosti trajektorie pohybu;
4. cílená rehabilitace (virtuální realita) s měřitelnými výsledky;
5. multisenzorická zpětná vazba;
6. motivace pacienta, která zahrnuje dva předchozí body, a také určitou fascinaci moderní technikou, tedy alespoň zpočátku.

K nedostatkům robotické rehabilitace chůze patří:

1. pořizovací cena a náklady na provoz;
2. minimum důkazů o vyšší účinnosti oproti konvenční „nerobotické" rehabilitaci;
3. doba nutná k upnutí pacienta do systému (dlouhá u hůře mobilních pacientů ve stacionárních systémech, velmi krátká v případě chodeckých exoskeletů) a problémy s tím spojené (např. vedení závěsných popruhů v tříslech je nepříjemné zvláště u mužů);
4. omezená validita a opakovatelnost měření (zvláště v případě síly, resp. momentu síly);
5. možné omezení vlastní aktivity pacienta („zlenivění");
6. robotické BWST systémy řeší jen omezeně či vůbec významný problém nácviku chůze, tedy posturu a posturální stabilitu.

Poslední bod si zasluhuje zvláštní pozornost, protože zvládnutí vlastního pohybu dolních končetin není jediný problém nácviku chůze. Významnou součástí lidské bipední chůze je zajištění dynamického zpevnění trupu (postura) a dynamické posturální stability. Tuto skutečnost zřetelně vidíme jak při sledování motorického vývoje dítěte [35–39], tak i při rehabilitaci poruch chůze u dospělých pacientů. Také např. konstruktéři mechanických systémů pasivní chůze (passive walking) [40,41], které překvapivě dobře imitují pohyb lidských dolních končetin během chůze bez potřeby řídicího či hnacího systému, se obvykle omezují jen na dolní končetiny spřažené přímo s „horními končetinami". Vmezeření

proLékaře.cz | 8.5.2024

„trupu" by celý mechanický systém komplikovalo přinejmenším z důvodu zvýšení těžiště a zhoršení stability, ale protipohyb „horních končetin" je potřebný, protože eliminuje vertikální rotaci kolem oporné dolní končetiny. U člověka si takto zjednodušit situaci nelze, naopak se na trup a jeho dynamické zpevnění při rehabilitaci soustředíme, společně s nácvikem dynamické posturální stability.

Představa terapie chůze založená pouze na robotech nemá v současnosti reálné opodstatnění. Jako smysluplná se jeví kombinace BWST či robotické rehabilitace spolu s konvenční rehabilitací při dodržování několika jednoduchých zásad.

1. Zvažte, nakolik je pro pacienta, který je schopen zvládnout BWST či OG, přínosná robotická rehabilitace chůze. Současně probíhající konvenční rehabilitace musí zahrnovat aktivaci postury a nácvik posturální stability. Pacientovi poskytujte jen (minimální) nutnou dopomoc (assistance as needed), což platí v rehabilitaci obecně, i když udělat to za něj bývá rychlejší a bezpečnější. Naopak je často efektivní pacientovi provedení pohybu či splnění úkolu ztížit přiměřeně jeho schopnostem.
2. Při indikaci chůzových exoskeletů jako asistivních/kompenzačních pomůcek nezapomínejte, že možnost bipední chůze je pro pacienta výraznou psychickou vzpruhou, ale nejefektivnějším způsobem přesunu je pro něj vozík.
3. Používejte kritické myšlení a k terapii přistupujte racionálně. Pragmaticky zvažujte poměr cost/benefit. Sledujte pokroky medicíny založené na důkazech a konfrontujte je s vlastní praxí. Nové poznatky individuálně aplikujte dle funkčního stavu pacienta a stanovte konkrétní a reálné cíle s praktickým dopadem do jeho každodenního života.

Literatura

1. Finch L, Barbeau H, Arsenault B. Influence of body weight support on normal human gait: development of a gait retraining strategy. Phys Ther 1991;71(11):842–55.

2. Wernig A, Müller S. Laufband locomotion with body weight support improved walking in persons with severe spinal cord injuries. Paraplegia 1992;30(4): 229–38.

3. Poděbradský J, Vařeka I. Fyzikální terapie I a II. Praha: Grada 1998.

4. Nooijen CF, Ter Hoeve N, Field-Fote EC. Gait quality is improved by locomotor training in individuals with SCI regardless of training approach. J Neuroeng Rehabil 2009;6(36):36. doi: 10.1186/1743-0003-6-36.

5. Dietz V. Body weight supported gait training: from laboratory to clinical setting. Brain Res Bull 2009;78(1):I–VI. doi: 10.1016/S0361-9230(08)00410-3.

6. Mehrholz J, Pohl M. Electromechanical-assisted gait training after stroke: a systematic review comparing end-effector and exoskeleton devices. J Rehabil Med 2012;44(3):193–9. doi: 10.2340/16501977-0943.

7. Mehrholz J, Elsner B, Werner C, et al. Electromechanical--assisted training for walking after stroke. Cochrane Database Syst Rev 2013;7:CD006185. doi: 10.1002/14651858.CD006185.pub3.

8. Mehrholz J, Kugler J, Pohl M. Locomotor training for walking after spinal cord injury. Cochrane Database Syst Rev 2012;11:CD006676. doi: 10.1002/14651858.CD006676.pub3.

9. Pennycott A, Wyss D, Vallery H, et al. Towards more effective robotic gait training for stroke rehabilitation: a review. J Neuroeng Rehabil 2012;9:65. doi: 10.1186/1743-0003-9-65.

10. Pantano P, Formisano R, Ricci M, et al. Motor recovery after stroke. Morphological and functional brain alterations. Brain 1996;119(6):1849–57.

11. Blakemore S, Goodbody S, Wolpert D. Predicting the consequences of our own actions: the role of sensorimotor context estimation. J Neurosci 1998;18(18):7511–8.

12. Kwakkel G, Wagenaar R, Twisk J, et al. Intensity of leg and arm training after primary middle-cerebral-artery stroke: a randomized trial. Lancet 1999;354(9174):191–6.

13. Zeiler SR, Krakauer JW. The interaction between training and plasticity in the poststroke brain. Curr Opin Neurol 2013;26(6):609–16. doi: 10.1097/WCO.0000000000000025.

14. Richardson AG, Slotine JJ, Bizzi E, et al. Intrinsic musculosceletal properties stabilize wiping movements in the spinalized frog. J Neurosci 2005;25(12):3181–91.

15. Clarac F. Some historical reflections on the neural control of locomotion. Brain Res Rev 2008;57(1):13–21.

16. Guertin PA. The mammalian central pattern generator for locomotion. Brain Res Rev 2009;62(1):45–56. doi: 10.1016/j.brainresrev.2009.08.002.

17. Brown TG. The intrinsic factors in the act of progression in mammal. Proc R Soc B 1911;84(572):308–19.

18. Stuart DG, Hultborn H. Thomas Graham Brown (1885–1965), Anders Lundberg (1920–) and the neural control of stepping. Brain Res Rew 2008;59(1):74–95. doi: 10.1016/j.brainresrev.2008.06.001.

19. Rossignol S, Bouyer L. Adaptive mechanisms of spinal locomotion in cats. Integr Comp Biol 2004;44(1):71–9.

20. Rossignol S, Barrière G, Alluin O, et al. Re-expression of locomotor function after partial spinal cord injury. Physiology (Bethesda) 2009;24(2):127–39.

21. Wilson DM, Wyman RJ. Motor output patterns during random and rhythmic stimulation of loctus thoracic ganglia. Biophys J 1965;5(2):121–43.

22. Wilson DM. The central nervous control of flight in a locust. J Exp Biol 1961;38(2):471–90.

23. Ballion B, Morin D, Viala D. Forelimb locomotor generators and quadrupedal locomotion in the neonatal rat. Eur J Neurosci 2001;14(10):1727–38.

24. Grillner S. The motor infrastructure: from ion channels to neuronal networks. Nat Rev Neurosci 2003;4(7):573–86.

25. Kullander K. Genetics moving to neuronal networks. Trends Neurosci 2005;28(5):239–47.

26. Molinari M. Plasticity properties of CPG circuits in humans: impact on gait recovery. Brain Res Bull 2009;78(1):22–5. doi: 10.1016/j.brainresbull.2008.02.030.

27. Ivanenko YP, Poppele RE, Lacquaniti F. Distributed neural networks for controlling human locomotion: lessons from normal and SCI subjects. Brain Res Bull 2009;78(1):13–21. doi: 10.1016/j.brainresbull.2008.03.018.

28. Marchal-Crespo L, Reinkensmeyer DJ. Review of control strategies for robotic movement training after neurologic injury. J Neuroeng Rehabil 2009;16(6):20. doi: 10.1186/1743-0003-6-20.

29. Kubo K, Miyoshi T, Kanai, A, et al. Gait rehabilitation device in central nervous system disease: a review. J Robotics 2011;2011:348207.

30. Diaz I, Gil JJ, Sanchez E. Lower-limb robotic rehabilitation: literature review and challenges. J Robotics 2011;2011:759764.

31. Vařeka I, Vařeková R. Kontinuální pasivní pohyb v rehabilitaci kloubů po úrazech a operacích. Acta Chir Orthop Traumatol Cech 2015;82(3):186–91.

32. Morawietz C, Moffat F. Effects of locomotor training after incomplete spinal cord injury: a systematic review. Arch Phys Med Rehabil 2013;94(11):2297–308. doi: 10.1016/j.apmr.2013.06.023.

33. Wessels M, Lucas C, Eriks I, et al. Body weight-supported gait training for restoration of walking in people with an incomplete spinal cord injury: a systematic review. J Rehabil Med 2010;42(6):513–9. doi: 10.2340/16501977-0525.

34. Mehrholz J, Pohl M, Elsner B. Treadmill training and body weight support for walking after stroke. Cochrane Database Syst Rev 2014;1:CD002840. doi: 10.1002/14651858.CD002840.pub3.

35. Kolář P et al. Rehabilitace v klinické praxi. Praha: Galén 2010.

36. Vařeka I. Revize výkladu průběhu motorického vývoje – monokinetické stadium až batolecí období. Rehab Fyz Lek 2006;13(2):82–91.

37. Vařeka I. Revize výkladu průběhu motorického vývoje - novorozenecké období a holokinetické stadium. Rehab Fyz Lek 2006;13(2):74–81.

38. Woollacott M, Shumway-Cook A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. Gait Posture 2002;16(1):1–14.

39. Woollacott M, Shumway-Cook A. Motor control: translating research into clinical practice. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins 2012.

40. Collins SH, Wisse M, Ruina A. A three-dimensional passive-dynamic walking robot with two legs and knees. Int J Robotics Res 2001;20(7):607–15.

41. Collins SH, Ruina A. A bipedal walking robot with efficient and human-like gait. In: Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation 2005, Barcelona, Spain.