

**(SK) Terapie chůze s využitím virtuální a rozšířené reality u pacientů po cévní mozkové příhodě.****(EN) Gait therapy using virtual and augmented reality in patients after stroke.**^{1,2}Lucie NAVRÁTILOVÁ, ²Dagmar TEČOVÁ, ²Pavla KYNČLOVÁ, ²Marek MATURA.¹*Oddělení rehabilitace, Fakultní nemocnice Olomouc, Česká Republika*²*Ústav klinické rehabilitace, Fakulta zdravotnických věd, Univerzita Palackého v Olomouci, Česká Republika***Korespondenční adresa: lucie.navratilova@fnol.cz*

ABSTRAKT

Východisko: Cílem práce bylo zhodnotit okamžitý efekt jednorázové terapie chůze na chodícím trenažéru s využitím virtuální nebo rozšířené reality u pacientů po CMP a zároveň tyto přístupy porovnat.

Soubor: Výzkumu se zúčastnilo 61 probandů rozdělených do tří skupin. Terapie chůze s využitím VR se zúčastnilo 24 probandů, terapie chůze s využitím RR se zúčastnilo taktéž 24 probandů a do kontrolní skupiny (prostá terapie chůze na trenažéru) bylo zařazeno 13 probandů.

Metoda: Před a po intervenci byli probandí testováni Timed Up and Go a Timed 10-Meter Walk testy. Pro následné testování a terapii chůze byl použit přístroj Zebris FDM-T Treadmill. Porovnávali jsme TUG, 10MWT, rychlost chůze, délku kroku paretické a neparetické dolní končetiny, asymetrii délky kroku a kadenci chůze.

Výsledky: Po terapii s využitím VR jsme zaznamenali zlepšení 3 parametrů: TUG testu ($p = 0,001$), délky kroku paretickou DK ($p = 0,018$) a neparetickou DK ($p = 0,022$). Po terapii s využitím RR došlo ke zlepšení 5 parametrů: TUG testu ($p = 0,002$), 10MWT ($p = 0,002$), rychlosti chůze ($p = 0,028$), délky kroku paretickou DK ($p = 0,033$) a asymetrie délky kroku obou DKK ($p = 0,006$). Po kontrolní terapii došlo ke zlepšení 2 parametrů: TUG testu ($p = 0,003$) a rychlosti chůze ($p = 0,043$).

Závěr Vychází nám zlepšení mobility a rychlosti chůze ve všech jednotlivých experimentech. Terapii ve VR a RR jsme navíc dosáhli úpravy symetrie délky kroku obou končetin. Kombinace obnovy symetrie a zrychlení chůze představuje podmínky pro zlepšení efektivity a ekonomizaci chůze u pacientů po CMP.

ABSTRACT

Background: The aim of this study was to evaluate the immediate effect of a single-session gait therapy on a treadmill using virtual or augmented reality in post-stroke patients; and to compare the effectiveness of these approaches.

Group: A total of 61 participants were included in the study and divided into three groups. 24 participants underwent gait therapy using virtual reality (VR), 24 participants underwent gait therapy using augmented reality (AR), and thirteen participants were assigned to the control group (standard treadmill gait therapy without VR/AR).

Methods: All participants were assessed by the Timed Up and Go (TUG) test and the Timed 10-Meter Walk Test (10MWT) before and after the intervention. The Zebris FDM-T Treadmill was used for both assessment and gait therapy. We compared the following parameters: TUG, 10MWT, walking speed, step length of the paretic and non-paretic lower limb, step length asymmetry, and gait cadence.

KLÍČOVÁ SLOVA

fyzioterapie, trénink, chůze, chodící pás, cévní mozková příhoda, virtuální realita, rozšířená realita.

DOI: [10.61983/lcrh.v63i1.146](https://doi.org/10.61983/lcrh.v63i1.146)

KEY WORDS

physiotherapy, training, gait, treadmill, stroke, virtual reality, augmented reality.

Results: After the VR therapy, improvements were observed in 3 parameters: TUG test ($p = 0.001$), Step length of the paretic lower limb ($p = 0.018$), Step length of the non-paretic lower limb ($p = 0.022$). After the AR therapy, improvements were observed in 5 parameters: TUG test ($p = 0.002$), 10MWT ($p = 0.002$), Walking speed ($p = 0.028$), Step length of the paretic lower limb ($p = 0.033$), Step length asymmetry ($p = 0.006$). In the control group, improvements were found in 2 parameters: TUG test ($p = 0.003$), Walking speed ($p = 0.043$).

Conclusions: Improvements in mobility and walking speed were observed in all experimental groups. Additionally, VR and AR therapy led to a correction of step length symmetry between the limbs. The combination of improved gait symmetry and increased walking speed represents favorable conditions for enhanced walking efficiency and economy in post-stroke patients.

1 ÚVOD

Cévní mozkové příhody (dále jen CMP) jsou častou příčinou úmrtí a trvalé invalidity, a jsou proto značným medicínským, sociálním a ekonomickým problémem. Incidence CMP v České republice je kolem 350 onemocnění na 100 000 obyvatel za rok, z toho přežívá zhruba 2/3 pacientů, přičemž přibližně polovina z nich je nadále těžce handicapována a odkázaná na ústavní péči nebo trvalou péči rodiny⁵³. Více než 1/3 pacientů je mladších než 60 let. Následky postižení (psychologického, fyzického i finančního) pak nese nejen pacient, ale i rodina a celá společnost⁴⁶.

CMP je dle Světové zdravotnické organizace (dále jen WHO) definována jako klinický syndrom charakterizovaný rychle se vyvíjejícími klinickými známkami ložiskové nebo celkové poruchy mozkové funkce, se symptomy trvajících 24 hodin nebo déle nebo vedoucích ke smrti, bez jiné zjevné příčiny než cévního původu¹⁵. Nejčastější příčinou CMP bývá ischemie (části nebo celého mozku) z důvodu uzávěru arterie nebo hypoperfuze z jiných příčin, která představuje 80 % všech CMP. Další příčinou CMP je intracerebrální krvácení, představující 15 % všech CMP, a subarachnoidální krvácení, zahrnující 5 % všech CMP^{53,81}.

Následky cévní mozkové příhody

Následkem prodělané CMP mohou být motorické poruchy, extrapyramidové i mozečkové syndromy, poruchy hlavových nervů, poruchy rovnováhy, poruchy autonomních, senzitivních nebo smyslových funkcí. Nejčastější poruchou je centrální paréza, jejímž důsledkem je snížení svalové síly, zvýšení svalového tonu, hyperreflexie, přítomnost pyramidových jevů (zánikových i iritačních) a spasticita. Ta není přítomna ihned po vzniku iktu, kdy bývá tonus naopak snížený, ale vyvíjí se postupně. Její největší komplikací jsou kontraktury a nefunkční končetiny⁴⁶. Zároveň je potřeba brát v patrnost i otok mozkové tkáně způsobený hypoxií a ischemií, který následně ovlivňuje vzdálené části mozku a může tak působit tak další neurologický deficit⁴⁸.

U pacientů po CMP se kromě motorických deficitů objevují i poruchy kognitivní, zahrnující poruchy pozornosti, orientace, paměti, myšlení aj., které jsou přítomné až u 92 % pacientů v akutní fázi⁹⁶. Tito pacienti pak mívají horší prognózu a větší problémy s běžnými denními činnostmi (activities of daily living – dále jen ADL). Mezi další následky a případné komplikace spojené s CMP se řadí poruchy řeči, tzv. afázie, obtíže při polykání, tzv. dysfagie, močová inkontinence a inkontinence střeva, psychologické a emocionální problémy (úzkosti, změny nálad a deprese), neglect syndrom, apatie a anxieta, případně další korové syndromy, jako agnózie či apraxie¹⁰⁴.

Mezi důležité faktory ovlivňující pacientovu prognózu se řadí věk, závažnost CMP a funkční stav pacienta před CMP⁴². To, co ovlivňuje prognózu po CMP, je i určitá míra obnovy tkáně. Mozek je výjimečným orgánem nejen pro své funkce, ale i pro svou schopnost zotavení a obnovy tkáně. Tato specifická obnova je nazývána neuroplasticitou. V obecné rovině ji můžeme definovat jako schopnost nervového systému měnit se v závislosti na vnitřních a vnějších podmínkách, získaných zkušenostech či opakujících se podnětech^{31,99}.

Chůze

Lidská chůze je komplexní senzomotorický děj, vytvořený v průběhu ontogeneze dle fylogeneticky pevných zásad, pro každého lidského jedince charakteristický a jedinečný^{29,50}. Zajišťuje člověku sociální samostatnost a je součástí většiny aktivit denního života (dále jen ADL), mimo to je také součástí mnoha sociálních aktivit. V průběhu posturální ontogeneze se vyvíjí z kvadrupedálních pozic a lezení – kvadrupedální lokomoce až po vertikální bipedální chůzi, kdy se mohou uvolnit horní končetiny pro jejich další využití a k manipulaci^{53,103}. Při chůzi dochází pochopitelně ke zkracování svalů a ke změně vzdálenosti mezi začátky a úpony. Výsledný pohyb je otáčivý a cyklický. Z pouhého pozorování se chůze jeví jako zdánlivě jednoduchá lokomoce, avšak při analýze zjišťujeme, že se jedná o pohyb složitý, sekvenční, fázový, cyklický, probíhající v určitém čase¹⁰³. Diagnostika poruch chůze vyžaduje důkladnou znalost biomechanických i neuromuskulárních aspektů fyziologické chůze, které slouží jako referenční rámec pro posouzení patologických stavů u pacientů¹⁰⁶. Chůze jako hlavní lokomoční stereotyp odráží veškeré poruchy lidského těla, především poruchy pohybového aparátu nebo nervové soustavy.

Pro realizaci samostatné a funkční chůze musí být splněno 5 základních předpokladů. Jedná se o:

- udržení stability ve stoji,
- adekvátní hybnost kloubů dolních končetin při švihové fázi kroku,
- dostatečnou kontrolu těla v sagitální i frontální rovině,
- vhodnou délku kroku a
- optimalizaci výdeje energie při pohybu³⁴.

Vaughan, Davis a O'connor¹⁰² dále zdůrazňují nezbytnost dalších základních podmínek pro uskutečnění jakékoliv formy bipedální lokomoce:

- kontrolu pohybu těžiště,
- vzájemnou koordinaci segmentů (trupu, pánve a dolních končetin),
- neustálé působení reakční síly na chodidlo pro zajištění opory a
- periodický pohyb obou chodidel z jednoho místa opory k dalšímu.

Chůze u pacientů po CMP

U pacientů po cévní mozkové příhodě (dále jen CMP) často dochází k poruše schopnosti přirozené chůze – ta je pak ve velké míře zásadně omezena. Téměř 40 % pacientů po iktu je určitým způsobem při chůzi limitováno²¹. Chůze je pak velmi energeticky náročná, asymetrická a obsahuje abnormální stereotypní pohybové synergie. Zároveň se zvyšuje riziko možných pádů⁶⁷. Pouze 23–37 % lidí, kteří prodělali CMP, je schopno po jednom týdnu samostatné chůze. Různé prameny však uvádí, že 50–80 % přeživších je schopno samostatné chůze po třech týdnech anebo po propuštění z nemocnice a po uplynutí 6 měsíců od iktu se toto procento zvyšuje na 85 %²¹. Moftah⁷⁴ ještě uvádí, že k obnově chůze by mělo dojít během prvních 11 týdnů po mozkové příhodě. V opačném případě je pak obnova schopnosti chůze možná pouze u 5 % pacientů. Pokud dojde po CMP k jen lehké paréze, doba zotavení je rychlejší. Samostatně chodících pacientů je zhruba 64 %, 14 % pacientů je závislých na pomoci a 22 % není schopno ani po ukončené rehabilitaci chodit. Schopnost chůze je tedy pro většinu pacientů po CMP primárním cílem⁷⁴.

Nejčastěji dokumentovaným omezením je dysfunkce chůze s poruchou dorziflexe hlezna, snížené rychlosti chůze a zvýšeného rizika pádu v důsledku foot drop⁹¹. Jedno z nejčastějších postižení po CMP je hemiparéza, která představuje závažné motorické postižení, které postihuje 65 % zasažených mozkovou příhodou a přispívá ke snížení výkonnosti chůze^{65,107}. Je způsobena narušením sestupných nervových drah, bez přímého postižení pohybového aparátu nebo míšního okruhu¹². Jako jeden z hlavních faktorů převažuje svalová slabost, která zpomaluje obnovu normálních fyziologických schopností. Hemiparéza se objevuje v několika formách, nejčastěji jako paréza na kontralaterální polovině těla vůči mozkové lézi. Definicí parézy je změna ve schopnosti vytvářet normální úroveň svalové síly, což má za následek abnormální držení

těla i napínací reflexy a ztrátu volných pohybů. Svalová slabost může vést k výraznému snížení fyzické aktivity a až k imobilizaci¹⁰⁷.

Hemiparetická chůze se vyznačuje asymetrií se špatnou selektivní motorickou kontrolou, opožděnými a narušenými rovnovážnými reakcemi, sníženým zatížením paretické končetiny, synergiemi na paretické straně, které následně vyvolávají kompenzační strategie zdravé strany¹⁰. Ve srovnání se zdravými probandy se dále vyznačuje specifickými časoprostorovými vzory, mezi které patří typicky snížená kadence, prodloužení trvání švihové fáze paretické končetiny, prodloužení trvání stojné fáze neparetické končetiny a asymetrie délky kroku. Změny v časoprostorových parametrech chůze mohou být ovlivněny jednak rychlostí chůze (která je u zdravých probandů vyšší, neboť ve většině případech, jako je např. délka kroku a švih, lze asymetrie pozorovat převážně jen při nižší rychlosti), ale i věkem a výškou probandů¹⁰⁵. Mezi další rozdílné parametry se uvádí celkový čas v testu Timed Up and Go (dále jen TUG), celkový čas chůze, rychlost chůze, směrodatná odchylka času jednooporové fáze, průměrný čas dvojité opory, rozdíl v trvání švihů i stoje mezi zdravou a paretickou stranou a snížená pravolevá prostorová i časová orientace^{90,107}.

Odchytky v hemiparetické chůzi můžeme rozdělit do dvou kategorií:

- a) primární odchytky – jsou způsobeny přímou patologií a jsou přítomny už při začátku (př. počáteční paréza),
- b) sekundární odchytky, které se dále dělí na pasivní a aktivní – pasivní následují jako fyzický důsledek primární odchytky (př. pokračující paréza), a aktivní, které představují kompenzační mechanismy (kompenzují předešlé kategorie – př. cirkumdukce kompenzuje nedostatečný švih paretické končetiny).

V terapii je následně důležité tyto dvě kategorie rozlišovat, neboť primární odchytky jsou spojeny s počáteční poruchou sestupných nervových drah, na rozdíl od sekundárních, které představují nervové adaptační procesy. Tyto adaptivní procesy lze dále rozdělit na automatické a kognitivní, přičemž v obou případech se na nich podílí mozeček, který je ve většině případech intaktní. Tyto procesy využívají buď již naučené, nebo nové kompenzace, jako je např. cirkumdukce. Asymetrický vzor chůze může být dán i větším zapojením nepostižené strany těla v důsledku adaptace na počáteční a pokračující parézu postižené strany a děje se na základě zajištění podpory, posturální stability a postupu těla vpřed. V akutním stádiu tedy dochází k časné aktivaci kontralaterální kůry s postupným návratem k normální ipsilaterální aktivitě v subakutním a chronickém stádiu¹².

Rychlost chůze u pacientů po CMP

Chůze u pacientů po CMP je velmi energeticky náročná, je asymetrická, obsahuje abnormální stereotypní pohybové synergie. Při chůzi u pacientů po CMP zároveň dochází k výraznému poklesu rychlosti^{35,84}. Rychlost chůze je pak dána především silou flexorů kyčle a extenzorů kolene.

Rychlost chůze bývá často používána jako referenční parametr pro hodnocení schopnosti chůze. Je jednoduchá na změření, zobrazuje funkční i fyziologické změny, při postupném zlepšování zdravotního stavu je její měření spolehlivé a citlivé na změny a je tak důvěryhodným ukazatelem při zotavování. Samostatně zvolená rychlost chůze se také pojí s určením potenciálu pro rehabilitaci, předpovědí pádů a strachu z nich, a stejně tak i s funkčním zdravím u stárnoucí populace¹³. Průměrná samostatně zvolená rychlost se u zdravých probandů pohybuje v rozmezí 0,23-0,73 m/s a pacienti po CMP si oproti nim volí rychlost nižší¹². Oproti zdravým probandům je rychlost chůze u pacientů po CMP snížena zhruba o 50 %⁷⁴.

Rychlost chůze slouží také jako predikce chůze v rámci společnosti. Při rychlosti do 0,4 m/s jsou pacienti schopni chůze v okruhu domácnosti, 0,4-0,8 m/s značí omezenou chůzi v rámci společnosti a nad 0,8 m/s jsou pacienti schopni neomezené chůze^{13,80}. U osob s neurologickým postižením se tak rychlost chůze stala metodou stratifikace a měřítkem výsledků v klinických studiích. Při zlepšení stavu pacientů po CMP, a s tím i spojeným postupem z jedné rychlostní kategorie do druhé, dochází také podle vlastního hodnocení ke zlepšení funkcí a kvality života, což má i klinický význam¹³.

Žádoucím cílem při rehabilitaci pacientů po CMP je mimo jiné zvýšení rychlosti chůze tak, aby bylo možné vykonávat aktivity denního života co možná nejpřirozeněji. Po iktu se dále snižují dva determinanty rychlosti chůze: kadence a délka kroku. Zvýšení obou těchto proměnných má potenciál dosáhnout změny v rychlosti chůze³⁵. Je zde i velké riziko pádů, z důvodu porušené koordinace kroku, snížené rovnováhy a mobility²³. Hmotnost těla se díky posturální asymetrii přesouvá na neparetickou stranu. Pacienti po iktu s hemiplegií zatěžují velkým dílem své hmotnosti neparetickou dolní končetinu a mají problémy nebo vůbec nedokážou přenést hmotnost na paretickou dolní končetinu během chůze^{76,112}. Dalším charakteristickým znakem chůze po CMP je asymetrie délky kroku. Předchozí studie poukazují na fakt, že u pacientů po iktu bývá delší krok prováděný paretickou dolní končetinou¹. Chitralakshmi⁴² také uvedl, že délka kroku se po CMP zvyšuje na paretické straně neohledně na aktuální rychlost chůze pacienta. Nicméně toto tvrzení nemusí být vždy platné¹.

Spasticita

Spasticita je častou komplikací u pacientů po CMP, která postihuje 19–40 % přeživších^{93,113}. Spasticitu charakterizuje zvýšený odpor v závislosti na rychlosti při pasivním protažení, který vzniká na základě hyperexcitability strečového reflexu. Definicí může být i porucha senzorio-motorické kontroly v důsledku léze horního motoneuronu, která se projevuje přerušovanou nebo trvalou mimovolní aktivací svalů. Spasticita může být definována i jako pozitivní, aktivní příznak syndromu horního motoneuronu^{6,12}. Spasticita se řadí mezi nejčastější poruchu motorických funkcí u pacientů po CMP, má vliv na mobilitu, chůzi a přesuny.

Spastické svaly vykazují abnormální aktivační vzorce a změněnou kinematiku a podporují kompenzační mechanismy chůze. Studie ukázaly, že spasticita svalů dolních končetin koreluje se sníženou rychlostí chůze, délkou kroku i rovnováhou⁹³, snižuje se rozsah pohybu v kyčlích a kolenou^{73,78}. Pacienti se spastickou parézou vykazují sníženou flexi kolene během švihů, spojenou se sníženou silou plantiflexorů a zvýšenou pasivní tuhostí⁷². Dochází k opožděné iniciaci flexe kyčle před švihem⁵⁶.

Foot drop

U pacientů po CMP je typický cirkumdukční pohyb dolní končetiny během chůze, který je způsobený hemiparézou a poklesem chodidla a brání tak normálnímu režimu mobility a ovlivňuje obnovu motorických funkcí dolních končetin. Foot drop (pokles chodidla) po CMP je způsoben především poškozením centrálního nervového systému. S incidencí 20–30 % má vliv na efektivitu chůze, neboť se hlezenní klouby nemohou dostatečně dorziflexovat. Hlezenní kloub představuje centrum nastavení držení těla a stability při chůzi a jeho dorziflexe je při chůzi nezbytná. Abnormální poloha hlezna následně ovlivňuje úhel flexe kyčle i kolene, a to způsobuje asymetrii délky kroku a snížení tempa⁷⁹. Hlezenní kloub není při chůzi schopen kvalitní stabilizace a kontroly pohybu v důsledku oslabení m. tibialis anterior, spasticity mm. gastrocnemii a asymetrií ligamentum talofibulare anterius. To vše způsobuje omezenou dorzální flexi hlezna, snížení zatížení paretické dolní končetiny, zkrácení opěrné fáze a posun těžiště ke zdravé straně. Dále dochází k prodloužení švihové fáze, snížení rychlosti chůze a délky kroku⁹².

Další obtíže často vyvolává pohyb talu vzhledem k tibii při dorzální flexi hlezna. Při nedostatečné translaci talu vůči tibii dochází k omezení dorzální flexi hlezna, v jejíž důsledku se zvyšuje riziko poranění^{61,92}.

Cikumdukce

Pacienti po CMP často vykazují změněné vzorce chůze, včetně cirkumdukce a kyčle, jako kompenzační strategie při poklesu chodidla během chůze (viz výše). Jedná se o obloukovitou rotaci dolní končetiny do strany, která souvisí s menší flexí kolene a dorzální flexí kotníku v paretické končetině⁹⁴ a jsou úzce

spojeny s těžkým poraněním kontralaterálního kortikospinálního traktu⁸⁹. Je zajímavé, že abnormální koordinace mezi svaly rectus femoris a gluteus medius může být základem cirkumdukce, což naznačuje, že nejde pouze o kinematickou adaptaci výše zmíněného².

Hip hiking

Na paretické straně na pánvi je ve frontální rovině přítomen „hip hiking“ fenomén během švihové fáze kroku⁵⁸. Jedná se o přitažení pánve nahoru a s tím spojené zkrácení trupu na počátku předšvihové fáze kroku⁴³.

Neuroplasticita

Podstatou mozkové plasticity je fakt, že ačkoliv má mozek stálé uspořádání a funkce po celý život, jsou tato uspořádání a funkce variabilní. Tato variabilita je schopnost mozkové tkáně adaptovat se a reorganizovat se v závislosti na zevních stimulech, zkušenostech a patologii^{49,54}. Umožňuje tedy reagovat na poruchy či zranění změnou struktury mozkové tkáně nebo jeho funkce²⁶.

Změny mozkové tkáně probíhají na několika úrovních NS od molekulárních dějů (jako např. změny v genové expresi) až po změny chování^{24,82}. Proces plasticity, často nazýván i adaptačním potenciálem, začíná již v raných vývojových stádiích člověka, trvá celý život a probíhá u intaktního i poškozeného mozku na všech úrovních CNS. Neuroplasticita se uskutečňuje reorganizací neurálních drah a synapsí, přičemž se nervová tkáň mění strukturálně i funkčně⁷⁵. Jedná se o jeden z nejdůležitějších a zásadních mechanismů vedoucích k uzdravení pacienta po CMP^{47,55}.

Typy a úrovně neuroplasticity

Podle vývojového stádia jedince, doby stimulace a druhu působícího podnětu se dá neuroplasticita popsat a rozdělit do několika typů, které však nikdy neprobíhají odděleně²². Velmi intenzivně v brzkých intrauterinních i extrauterinních měsících života probíhá neuroplasticita evoluční, kdy se nezralý mozek vyvíjí a organizuje. V průběhu celého dospívání se uplatňuje plasticita reaktivní a adaptační, která se uskutečňuje zejména v rámci učení a paměti. V případě poškození mozkové tkáně (např. úrazem, zánětlivým onemocněním) jako mechanismus kompenzace a snaha o obnovení funkce dominuje nad ostatními typy neuroplasticita reparační¹⁹. V literatuře bývá dále zmiňována i plasticita ekologická, která vypovídá o vlivu zevního prostředí na plasticitu mozku u savců⁵⁷.

Neuroplasticita se zároveň vyvíjí v ohraničeném rámci, který je určen precizně daným plánem stavby nervového systému. Rovnováha mezi stabilitou a plasticitou pak určuje funkční integritu nervového systému. Nervové buňky mají schopnost změnit tvorbu vzruchu, synaptické propojení nebo jeho strukturu⁶⁸. Neuroplasticita tedy může být pozorována na několika úrovních, od mikroskopických změn jednotlivých neuronů až po změny velkého rozsahu v podobě kortikální přestavby.

Fyzioterapie jako součást neurorehabilitace

Poznatky o regeneraci nervového systému a neuroplasticitě tvoří základ moderních fyzioterapeutických postupů. Plasticitu a funkční neuronální rezervy totiž lze využít v léčbě jakýchkoliv inzultů. Optimální stimulací lze CNS neustále facilitovat a podněcovat tak funkčně-anatomickou přestavbu, reparaci a regeneraci. Fyzioterapeutické metody na neurofyziologickém podkladě (např. propioceptivní neuromuskulární

facilitace, Vojtova reflexní lokomoce, Bobath koncept atd.) využívají této stimulace CNS, takže se plasticity přímo dotýkají a ovlivňují ji. Většina fyzioterapeutických postupů nepracuje pouze se strukturou, ale působí především na funkce. Stimulací těchto funkcí pak zpětně ovlivňují strukturu, a to zejména v CNS prostřednictvím jeho plasticity⁵³. Několik konceptů a terapií založených na neurofyziologickém podkladě zde bude ve stručnosti popsáno s důrazem na jejich konkrétní vliv na neuroplasticitu.

Terapie chůze

Nácvik správného stereotypu chůze a obnova mobility je jednou z klíčových součástí rehabilitace⁹.

Předpokladem obnovy chůze je kombinace vytrvalosti, posturální stability a motorických funkcí. Důležitou roli hrají také další faktory, jako jsou sebedůvěra a psychosociální faktory. Proto je chůze v přirozeném (ať už doma) nebo v uměle nastaveném prostředí (tréninkový prostor, chodící pásy aj.) pro pacienty po CMP vysoce smysluplnou aktivitou³³.

Funkční trénink chůze

Existuje několik definic funkčního tréninku chůze. Jedna z nich popisuje funkční trénink jako terapii zahrnující pohyby z hlediska mechaniky, koordinace a energetiky pro jednu konkrétní činnost ADL¹⁷. Jedná se o terapii (trénink) mající charakter, přístup a zásady cvičení, nikoli konkrétní tréninkový plán. Může mít široké využití od rehabilitace až po náročný kondiční trénink. Cílem funkčního tréninku je připravit pacienta fyzicky i mentálně na pohybovou realitu každodenního života, práce nebo sportu¹⁴.

Při takto vedené terapii je snaha se co nejvíce přiblížit jakékoliv cílené aktivitě nebo funkci. Využívá se komplexních cviků pro nácvik fungování těla jako celku²⁷, nejen jednotlivých segmentů nebo svalů. Komplexní a sdružené pohyby slouží k navození spolupráce jednotlivých segmentů těla, a tedy i k maximálně efektivní pohybové činnosti. Je při něm kladen důraz na pohybovou stabilitu a kontrolu¹⁴.

Využití chůzových trenažérů v terapii chůze

Vhodnou a specifickou terapií respektující zásady funkčního tréninku může být i nácvik chůze na chodícím pásu (treadmillu)^{4,5,8}. Chůze na treadmillu je jednou z nejvíce používaných pomůcek pro optimalizace dynamických rovnovážných schopností při chůzi. Bylo prokázáno, že trénink rovnováhy za pomoci treadmillu je nadřazen tradičním rehabilitačním strategiím na neuromuskulárním podkladě při terapii pacientů po CMP^{8,101}. Chůze na treadmillu je využívána pro její multisystémový vliv – ovlivňuje jak nervový, tak i kardiovaskulární systém¹⁰⁹. Výhodou treadmillu je větší bezpečnosti (nastavitelnost madel, odlehčení v závěsu), menší nároky na prostor, a zároveň může být kontrolována přesná rychlost chůze při terapii⁵¹.

Chůzové trenažéry jsou často propojeny se systémem umožňující vizuální zpětnou vazbu. Vizuální biofeedback poskytuje další sensorický vstup k doplnění a využití přirozené sensorické informace a zlepšení posturální rovnováhy. To je zajištěno mimo jiné statickými kamerami a monitorovacím zařízením. V současné době se tato forma terapie ještě obohacuje o terapeutické moduly pro nácvik chůze ve virtuální a rozšířené realitě⁷⁰.

Virtuální realita v terapii chůze

Virtuální realita (dále jen VR) je forma interaktivní simulace realizovaná pomocí počítačového hardwaru a softwaru, a určité techniky propojení uživatele s virtuálním prostředím v reálném čase^{16,60}, tak aby poskytovala uživateli zážitek podobný reálnému dění ve světě. VR je díky tomu výkonný nástroj pro motivaci pacientů k aktivnímu tréninku⁴⁰. Motivace a aktivní účast pacienta při terapii je nezbytným předpokladem pro zlepšení efektivní terapie a pro pokrok motorického učení v neurorehabilitaci a konkrétně pro

motorickou reedukaci a obnovu funkce po CMP⁴⁴. Úkol navržený ve virtuálním prostředí je přizpůsoben kognitivním a motorickým schopnostem pacienta tak, aby splňoval podmínky motivace, a umožňuje postupné zvyšování úrovně obtížnosti, rychlosti, přesnosti a konkrétních cílů pacienta¹⁸. Dále nabízí variabilitu a bezpečné prostředí pro praktickou reedukaci dovednosti^{59,60}, případně umožňuje terapeutům dohled nad rehabilitací doma. Toto je v poslední době často skloňovaná forma možné terapie, tzv. telerehabilitace^{16,89}.

Rozšířená realita (dále jen RR), je typ VR, která poskytuje uživatelům další informace o skutečně pozorované situaci, díky níž je pro pacienty pohyb v reálném prostředí snazší⁶⁰. Při využití náviku chůze za pomoci rozšířené reality jsou na běžící pás promítány markery, eventuálně stopy, které má pacient svými kroky kopírovat. To vede pacienty ke korekci krokového mechanismu a ke správnému zapojení paretické končetiny. Prodlužuje se krok, zvyšuje se reaktivita pacienta. Výhodou této intervence je přímé nastavení dolních končetin pacienta vzhledem k simulovaným objektům promítaným na povrch pásu, po kterém se pacient reálně pohybuje³⁷. Využití RR umožňuje pacientům připravit se na podmínky vnějšího prostředí, jako je přecházení silnice či chůze přes překážky. Pacient si tyto náročné situace nacvičí v bezpečném prostředí za asistence terapeuta a poté je schopen je zvládat sám v běžném životě¹¹⁰.

Z dostupné literatury není jednoznačně známo, která z těchto forem senzorké zpětné vazby (myšleno virtuální nebo rozšířená realita) přináší větší benefit a jakým způsobem může tento specifický trénink ovlivnit schopnost chůze. Cílem naší práce je zjištění efektu tréninku chůze na treadmillu s využitím virtuální a rozšířené reality na prostorové a časové parametry chůze a rychlost chůze u pacientů po cévní mozkové příhodě.

2 SOUBOR A METODY

Testovaný soubor byl tvořený 61 probandy v postakutní fázi po prodělané CMP rozdělenými do 3 skupin. Terapie s využitím VR se zúčastnilo 24 probandů (18 mužů a 6 žen), terapie chůze s využitím RR se zúčastnilo také 24 probandů (14 mužů a 10 žen) a do kontrolní skupiny bylo zařazeno 13 probandů (7 mužů a 6 žen). Průměrný věk probandů ve VR skupině byl 59,5 (\pm 9,00) let, průměrná doba od ataky byla 24,33 (\pm 9,91) dní. 15 probandů bylo s uzávěrem v povodí arteria cerebri media (ACM) vpravo (klinicky manifestovanou levostrannou hemiparézou), 9 probandů s uzávěrem ACM vlevo (s pravostrannou hemiparézou). Průměrný věk probandů v RR skupině byl 62,1 (\pm 7,54) let, průměrná doba od ataky byla 21,83 (\pm 10,12) dní. 13 probandů bylo s uzávěrem v povodí arteria cerebri media (ACM) vpravo (klinicky manifestovanou levostrannou hemiparézou), 11 probandů s uzávěrem ACM vlevo (s pravostrannou hemiparézou). Průměrný věk probandů v kontrolní skupině byl 60,23 (\pm 8,77) let, průměrná doba od ataky byla 26,30 (\pm 9,44) dní. 8 probandů bylo s uzávěrem ACM vpravo (klinicky manifestovanou levostrannou hemiparézou), 5 probandů s uzávěrem ACM vlevo (s pravostrannou hemiparézou).

Do výsledného souboru byli zařazeni pacienti klasifikováni stupněm 3 a více dle Functional ambulation classification (dále jen FAC). Kritériem zařazení do studie byla schopnost ujít vzdálenost 450 metrů samostatně s opěrnou pomůckou nebo bez ní a schopnost ujít 10 m bez opěrné pomůcky. U probandů se po dobu testování a realizace experimentu nevyskytoval žádný jiný neurologický deficit, žádné infekční onemocnění, febrilní stav nebo těžký kognitivní deficit, který by zamezoval spolupráci. Všichni účastníci studie byli informováni o průběhu měření a podepsali písemný souhlas s účastí ve studii.

Popis průběhu měření

Před samotnou terapií a po terapii byli pacienti testováni chůzovými testy Timed Up and Go (dále jen TUG) a Timed 10-Meter Walk Test (dále jen 10MWT). Provedení TUG bylo ze sedu na židli s rukama zkříženými na hrudi. Poté byli probandů vyzváni, aby vstali a ušli tři metry, otočili se, došli zpět k židli a

posadili se. V testu měříme čas probanda od zvednutí se ze židle po jeho opětovné posazení se²⁸. U 10MWT jsou probandi vyzváni k ujití vzdálenosti 10 metrů. Při testu začínáme měřit rychlost chůze pacienta po ujití prvních 2 metrů a měření končíme 2 metry před koncem desetimetrové vzdálenosti. Reálná měřená vzdálenost je tedy šest metrů¹⁰⁸. Oba uvedené testy byly měřeny bez použití opěrných pomůcek.

Vyšetření a terapie pomocí zebris FDM-T Treadmill

Pro testování a terapii chůze za pomoci virtuální a rozšířené reality byl použit přístroj Zebris FDM-T Treadmill. Zebris je 1,5 metrů dlouhý přístrojový chodící pás se zakotvenou integrovanou silovou a tlakovou plošinou, která snímá vertikální složku reakční síly F_z [N] a polohu COP (center of pressure) během stoje i chůze⁸³.

Před terapií byl nejprve spuštěn software Zebris FDM-T s možností analýzy (statického a dynamického rozložení sil) i terapie chůze a následně byla provedena kalibrace treadmillu. Samotné vyšetření a terapie byla prováděna na boso pro adekvátní analýzu. Výška madel byla nastavena dle výšky probandů. Treadmill byl spuštěn na počáteční rychlosti 0,5 km/h, která byla postupně zvyšována o 0,1 km/h, dokud pacient neudal rychlost jako vyhovující. Před analýzou chůze byl pacient vyzván, aby šel s horními končetinami podél těla, pokud to bylo možné. Po dosažení individuálně vyhovujícího tempa byla chůze snímána po dobu jedné minuty.

Měřenými přístrojovými parametry byly:

- rychlost chůze,
- délka kroku paretické dolní končetiny,
- délka kroku neparetické dolní končetiny,
- asymetrie délky kroku a
- kadence.

Tyto parametry byly naměřeny a vyhodnoceny automaticky softwarem Zebris FDM-T. Naměřené výsledky byly převedeny do tréninkového režimu, kde byly upraveny, tak aby byla délka chůze symetrická (délky kroku byly sečteny a poté zprůměrovány). Následně byl spuštěn trénink chůze za pomoci virtuální reality, rozšířené reality nebo byla zvolena samostatná chůze bez výše zmiňovaných sensorických vstupů (VR nebo RR).



Obrázek 1 Pacient při terapii chůze využívající virtuální prostředí (vlevo); pacient při terapii chůze využívající rozšířené prostředí (vpravo)

Každá terapie byla provedena jedenkrát po dobu 20 minut. Při terapii ve virtuální realitě sledoval pacient na obrazovce před sebou virtuální prostředí parku s virtuálními stopami symetrického kroku. Jeho cílem bylo tyto stopy kopírovat svými kroky. Stopy představovaly softwarovou úpravu chůze pacienta, jejíž parametry jsme získaly při analýze chůze. Terapie pomocí rozšířené reality probíhala obdobně, probandi měli stejný úkol, virtuální realita však byla pomocí dataprojektoru promítána (rozšířena) do reálných podmínek, přímo na pás před pacienta (obrázek 1). Kontrolní terapie zahrnovala pouze chůzi na páse bez jakéhokoliv dalšího sensorického vstupu (bez projekce stop). Po skončení terapie byla opět provedena přístrojová analýza chůze a klinické testy.

Zpracování dat

Naměřená data příslušných parametrů byla nejprve převedena do programu Microsoft Excel 2016, kde byla také provedena základní popisná statistika testovaných souborů. K následnému vyhodnocení a statistickému zpracování dat byl použit software Statistica CZ, verze 12. K zjištění efektu terapie s využitím virtuální reality, efektu terapie s využitím rozšířené reality a efektu kontrolní terapie byl použit Wilcoxonův párový test. Hladina statistické významnosti u jednotlivých skupin probandů byla stanovena na hodnotě $p \leq 0,05$. Porovnávali jsme i rozdíly všech terapií navzájem pomocí Kruskal-Wallisovy analýzy rozptylu (ANOVY). Hladina statistické významnosti byla taktéž stanovena na hodnotě $p \leq 0,05$. Výsledky byly znázorněny pomocí kvartilových krabicových grafů.

3 VÝSLEDKY

Terapie s využitím virtuální reality (dále jen VR)

Porovnali jsme a vyhodnotili jsme získané hodnoty všech měřených parametrů před a po terapii s využitím virtuální reality (tabulka 1). V tabulce jsou dále uvedeny popisné charakteristiky měřených parametrů, tj. medián, minimální a maximální hodnota před terapií a po terapii VR. V posledním sloupci tabulky jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu. Hodnoty signifikance $p < 0,05$ jsou označeny hvězdičkou a vyjadřují signifikantní změny v hodnotách parametru, $p < 0,01$ jsou označeny dvěma hvězdičkami a vyjadřují vysoce signifikantní změny v hodnotách parametru.

Tabulka 1 - Popisná statistika parametrů chůze ve virtuální realitě

Terapie VR	Medián	Minimum	Maximum	P
TUG před VR [s]	10,65	5,43	21,1	0,001**
TUG po VR [s]	8,46	4,95	30,33	
10M-walk před VR [s]	4,87	3,36	10,55	0,474
10M-walk po VR [s]	4,99	3,14	17,13	
Rychlost chůze před VR [km/h]	1,1	0,6	2	0,155
Rychlost chůze po VR [km/h]	1,15	0,6	2	
Kadence před VR [krok/min]	69	34	114	0,163
Kadence po VR [krok/min]	65	40	108	
Délka kroku par. DK před VR [cm]	31	13	49	0,018*
Délka kroku par. DK po VR [cm]	35	15	51	
Délka kroku nepar. DK před VR [cm]	28,5	13	46	0,022*

Délka kroku nepar. DK po VR [cm]	33	19	47	
Asymetrie délky kroku před VR [%]	0,62	0	5,85	0,219
Asymetrie délky kroku po VR [%]	0,8	0	3,7	

Legenda: TUG – Timed Up and Go test, 10M-walk – Timed 10-Meter Walk test, par. – paretická, nepar. – neparetická, DK – dolní končetina, VR – terapie s využitím virtuální reality

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Po terapii tohoto typu jsme zjistili signifikantní zlepšení 3 ze 7 měřených parametrů – a to u TUG testu a u délky kroku paretické i neparetické DK. Parametr TUG byl dokonce vysoce signifikantní ($p = 0,001$), medián změny odpovídá 2,19 s. Medián změny délky kroku paretické dolní končetiny odpovídá 4 cm, při hladině signifikance Wilcoxonova párového testu $p = 0,018$. Medián změny délky kroku neparetické dolní končetiny odpovídá 4,5 cm, při hladině signifikance $p = 0,022$. U ostatních sledovaných parametrů se neprokázala signifikantní změna hodnot po terapii s využitím virtuální reality.

Kvartilové krabicové grafy (graf 1 – graf 3) zobrazují distribuci hodnot u signifikantních parametrů před a po terapii s využitím virtuální reality.

Terapie s využitím rozšířené reality (dále jen RR)

Dále jsme porovnali hodnoty všech měřených parametrů i s popisnými charakteristikami před a po terapii s využitím rozšířené reality (tabulka 2). V posledním sloupci tabulky jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu. Hodnoty signifikance $p < 0,05$ jsou označeny hvězdičkou a vyjadřují signifikantní změny v hodnotách parametru, $p < 0,01$ jsou označeny dvěma hvězdičkami a vyjadřují vysoce signifikantní změny v hodnotách parametru.

Tabulka 2 - Popisná statistika parametrů chůze v rozšířené realitě

Terapie RR	Medián	Minimum	Maximum	P
TUG před RR [s]	10,32	5,29	20,82	0,002**
TUG po RR [s]	9,75	5,11	18,7	
10M-walk před RR [s]	5,69	3,09	11,206	0,002**
10M-walk po RR [s]	5,44	2,91	10,22	
Rychlost chůze před RR [km/h]	1,25	0,5	2,3	0,028*
Rychlost chůze po RR [km/h]	1,3	0,6	2,3	
Kadence před RR [krok/min]	72	30	110	0,212
Kadence po RR [krok/min]	67	43	103	
Délka kroku par. DK před RR [cm]	30,5	12	69	0,033*
Délka kroku par. DK po RR [cm]	36	13	49	
Délka kroku nepar. DK před RR [cm]	34,5	13	67	0,212
Délka kroku nepar. DK po RR [cm]	34	14	56	
Asymetrie délky kroku před RR [%]	1,65	0,14	20,01	0,006**
Asymetrie délky kroku po RR [%]	0,89	0	4,6	

Legenda: TUG – Timed Up and Go test, 10M-walk – Timed 10-Meter Walk test, par. – paretická, nepar. – neparetická, DK – dolní končetina, RR – terapie s využitím rozšířené reality

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$

Po terapii s využitím rozšířené reality jsme zjistili signifikantní zlepšení 5 ze 7 měřených parametrů (TUG, 10MWT a asymetrie délky kroku dokonce vysoce signifikantní zlepšení). Medián změny u TUG-testu odpovídal 0,57 s, při hladině signifikance $p = 0,002$, medián změny u Timed 10MWT odpovídal 0,25 s, při hladině signifikance $p = 0,002$) a medián změny u asymetrie délky kroku odpovídal 0,76 %, při hladině signifikance $p = 0,006$. Zbývající signifikantní parametry jsou rychlost chůze (medián změny: 0,05 km/h, $p = 0,028$) a délka kroku paretické dolní končetiny (medián změny: 5,5 cm, $p = 0,033$). Parametry kadence chůze a délka kroku neparetické dolní končetiny nedosáhly signifikantních změn dle Wilcoxonova párového testu.

Kvartilové krabicové grafy (graf 4 – graf 8) zobrazují distribuci hodnot u signifikantních parametrů před a po terapii s využitím rozšířené reality.

Kontrolní terapie na treadmillu

Porovnali a vyhodnotili jsme také hodnoty sledovaných parametrů u kontrolní terapie se zvyklými popisnými charakteristikami (tabulka 3). V posledním sloupci tabulky jsou uvedeny hodnoty signifikance Wilcoxonova párového testu. Hodnoty signifikance $p < 0,05$ jsou označeny hvězdičkou a vyjadřují signifikantní změny v hodnotách parametru, $p < 0,01$ jsou označeny dvěma hvězdičkami a vyjadřují vysoce signifikantní změny v hodnotách parametru.

Tabulka 3 - Popisná statistika parametrů chůze u kontrolní skupiny

Kontrolní terapie	Medián	Minimum	Maximum	P
TUG před terapií [s]	10,29	5,47	17,12	0,003**
TUG po terapii [s]	10,06	5,29	16,93	
10M-walk před terapií [s]	5,32	2,97	9,11	0,600
10M-walk po terapii [s]	4,98	3,19	9,16	
Rychlost chůze před terapií [km/h]	0,9	0,7	1,9	0,043*
Rychlost chůze po terapii [km/h]	0,9	0,7	2,1	
Kadence před terapií [krok/min]	64	33	118	0,726
Kadence po terapii [krok/min]	65	40	98	
Délka kroku par. DK před terapií [cm]	27	10	57	0,582
Délka kroku par. DK po terapii [cm]	29	11	44	
Délka kroku nepar. DK před terapií [cm]	26	10	61	0,423
Délka kroku nepar. DK po terapii [cm]	25	16	49	
Asymetrie délky kroku před terapií [%]	0,54	0	17,67	0,172
Asymetrie délky kroku po terapii [%]	0,55	0,23	1,74	

Legenda: TUG – Timed Up and Go test, 10M-walk – Timed 10-Meter Walk test, par. – paretická, nepar. – neparetická, DK – dolní končetina

** $p < 0,05$; ** $p < 0,01$*

Po kontrolní terapii jsme zjistili signifikantní zlepšení 2 ze 7 měřených parametrů (TUG – vysoce signifikantní a rychlost chůze – signifikantní zlepšení). Medián změny u TUG testu odpovídal 0,23 s, při hladině signifikance $p = 0,003$, a medián změny u rychlosti chůze byl nulový, při hladině signifikance $p = 0,043$. Ostatní parametry nedosáhly dle Wilcoxonova párového testu signifikantních změn.

Kvartilové krabicové grafy (graf 9 – graf 10) zobrazují distribuci hodnot u signifikantních parametrů před a po kontrolní terapii.

Porovnání efektů jednotlivých experimentů

V této části jsme porovnali rozdíl v efektu VR, RR a kontrolní terapie. Tabulka 4 uvádí hodnoty signifikance Kruskal-Wallisovy ANOVY pro porovnání sledovaných terapií. Testem byly porovnány změny hodnot parametrů, ke kterým došlo po VR terapii, RR terapii a po kontrolní terapii. Kruskal-Wallisovou ANOVOU však nebyly prokázány signifikantní rozdíly v efektu sledovaných terapií pro žádný z měřených parametrů.

Tabulka 4 Hodnoty statistické významnosti pro jednotlivé parametry mezi skupinami (VR, RR a kontrolní)

Proměnné u skupin (VR, RR, kontrola)	p-hodnota
TUG [s]	0,0918
10M-walk [s]	0,0826
Rychlost chůze [km/h]	0,6062
Kadence [krok/min]	0,5336
Délka kroku par. DK [cm]	0,2023
Délka kroku nepar. DK [cm]	0,5864
Asymetrie délky kroku [%]	0,8176

Legenda: TUG – Timed Up and Go test, 10M-walk – Timed 10-Meter Walk test, par. – paretická, nepar. – neparetická, DK – dolní končetina, VR – terapie s využitím virtuální reality, VR – terapie s využitím rozšířené reality

4 DISKUSE

Ztráta a zhoršení schopnosti chůze patří mezi hlavní negativní důsledky u osob po CMP. Okolo 40% osob po CMP má určitou funkční poruchu a 15-30% osob těžký motorický deficit. Obnovení chůze je jedním z hlavních cílů rehabilitace po CMP spolu s dosažením určité úrovně soběstačnosti v každodenních aktivitách⁵². Rehabilitace chůze u osob po CMP, je důležitá z několika důvodů: dosažení určité výkonnosti a stability při chůzi, zvýšení rychlosti chůze^{77,97}, snížení rizika pádu¹¹⁰, následných zranění⁶³ a omezení rizika vzniku demineralizace kostí na paretické dolní končetině⁴⁵.

Jednou z nejvíce používaných a efektivních metod pro nácvik chůze u pacientů po CMP je trénink lokomoce na treadmillu. Dřívější studie nenaznačovaly lepší výsledky přístrojově vedené terapie chůze oproti přirozené chůzi po zemi^{4,62,85,95}, aktuální konsensus však připouští, že v rehabilitaci má své místo. Je možné, že starší výsledky pramení z nedostatečné zpětné vazby, vizuální nebo i jiné (akustické) kontroly, která ve studiích s treadmillem nebyla zahrnuta^{30,62,69}. Zpětná vazba je výsadou nových moderních technologií a treadmillů⁶², díky kterým je možné vytvořit podmínky pro kvalitní a multisenzorický nácvik chůze ve virtuální nebo rozšířené realitě.

Terapie s využitím virtuální reality

V naší studii jsme zaznamenali zlepšení tří parametrů – Timed Up and Go testu, délky kroku paretickou dolní končetinou a délky kroku neparetickou dolní končetinou. Zrychlení provedení TUG testu

svědčí pro zvýšenou posturální stabilitu chůze, lepší balanční schopnosti i efektivitu pohybu. Můžeme tedy říci, že takto vedený trénink ve virtuální realitě by mohl zlepšovat chůzi i v reálných podmínkách³². Tento trend je patrný průřezem vícero studiemi sledujícími chůzi ve virtuální realitě v porovnání s konvenční terapií. Zejména zlepšení TUG testu je jejich společným jmenovatelem^{20,25}.

Prodloužení délky kroku na obou dolních končetinách je žádaná změna, vlivem iktu dochází u pacientů ke zkracování délky zjm. na paretické straně, ale i na zdravé neparetické straně. Z empirických zkušeností i ze studií víme, že na paretické straně chybí dostatečná propulzní síla při odrazu pro posun těla vpřed a pro adekvátní nárok^{3,11}. Prodloužení délky kroku na paretické straně je tedy dobrým indikátorem úpravy krokového stereotypu.

Prodloužení délky kroku na zdravé straně, který často bývá v důsledku špatné stability kratší, je opět žádoucí jev. Ve studii jsme po terapii zaznamenali prodloužení délky kroku obou DKK tak, že byly téměř symetrické. Přičítáme to externím stimulům doprovázejícím trénink chůze, naváděcím stopám, kterým byli pacienti po dobu terapie vystaveni a měly je následovat. Obnova stranové symetrie a prodloužení délky kroku jsou pak klíčovými pro adekvátní přenos váhy a efektivní chůzi.

Terapie s využitím rozšířené reality

I v této části experiment jsme po terapii zaznamenali zlepšení parametru TUG testu, 10MW testu, rychlosti chůze, délky kroku paretickou končetinou a snížení asymetrie délky kroku. Již tento prostý výčet testů svědčí pro určitou predikci funkčního pokroku chůze pacienta, konkrétně úpravy mobility, vytrvalosti a efektivitu chůze^{7,32,64,71}. Podobné výsledky odrážející mj. rychlejší provedení TUG testu můžeme sledovat i ve studii autorů Heerena et al., kde byla rozšířená realita použita při tréninku adaptability chůze u pacientů s CMP³⁷. Rychlost chůze u pacientů po CMP je zhruba poloviční oproti zdravé populaci⁷⁴, v průměru se pohybuje v rozmezí cca 1,5 – 2,9 km/hod. Hodnoty rychlosti chůze pod 1,5 km/hod pacienty vysoce limitují a znemožňují jim chůzi mimo domov a v terénu. Naopak hodnoty nad 2,9 km/hod znamenají plnou sociální interakci bez terénních limitací v rámci chůze⁸⁶. Jakékoliv zlepšení rychlosti chůze podněcuje funkční nezávislost pacienta a motivuje k dalšímu pokroku. Je tedy vhodné zmínit i psychosociální dopad a obnovu sebedůvěry pacientů při chůzi a při ADL.

Další proměnnou, která zaznamenala signifikantní změnu původní hodnoty po RR terapii je délka kroku paretické dolní končetiny. Jelikož je délka kroku párová proměnná, zajímá nás její vzájemný vztah ve smyslu symetrie. Po terapii jsme zaznamenali vysoce signifikantní změnu, normalizaci původní asymetrie délky kroku obou DKK zjm. tím, že se prodloužila délka kroku paretickou dolní končetinou a upravil se nepoměr mezi oběma končetinami. Zlepšení symetrie délky kroku obou DKK je žádoucí změnou pro adekvátní přenos váhy, úpravu energetické náročnosti chůze, redukci kompenzačních vzorců a snížení rizika pádů. Chůzové trenažéry umožňují opakovaně procvičovat různé i modifikované cykly chůze pro dílčí úpravy časoprostorových charakteristik chůze, což vede k symetričtějším vzorcům chůze, lepší kontrole zatížení se sníženou spasticitou a zároveň i ke zlepšení kardiovaskulární kondice³⁹, a to nejen bezprostředně po terapii, ale i s trvalejšími přínosy měřenými s odstupem po terapii⁴¹.

V rámci obnovy symetrie zatížení (doby stoje) končetin a délky kroku se jeví jako slibný přístup odlehčení tělesné hmotnosti při terapii chůze na páse. Možnost částečné opory tělesné hmotnosti (BWSTT), s konkrétními hodnotami okolo 15% odlehčení hmotnosti pacienta³⁶, zajišťuje ideální podmínky pro optimální poměr zatížení končetin blížící se hodnotám 1,0 a tím pádem i symetrický přenos váhy těla. Tuto formu terapie jsme v naší studii primárně nezkuovali, chůzový trenažér využitý v naší studii však odlehčení umožňuje a je i v tomto režimu často využíváný.

Kontrolní terapie na treadmillu

Po kontrolní terapii na treadmillu bez jakéhokoliv senzorického navádění (VR nebo RR) jsme i v tomto experimentu zaznamenali vysoce signifikantní změnu TUG testu a signifikantní změnu rychlosti chůze. To by tedy mohlo podporovat názor, že by pro zlepšení mobility chůze nebylo nutné využívat další

senzorický vstup ve smyslu virtuální nebo rozšířené reality. Stačilo by samotné využití treadmilla. Musíme mít na paměti, že tyto výsledky reflektují pouze jednorázovou terapii a je otázkou, zda-li bychom dosáhli statisticky významných rozdílů po opakovaných tereapeutických intervencích.

Porovnání efektů jednotlivých experimentů

Při porovnání efektů jednotlivých terapií navzájem jsme nedospěli k signifikantním výsledkům u žádného z měřených parametrů. Z toho by se tedy mohlo jevit, že není rozdíl mezi studovanými intenzivními multisenzorickými tréninky (VR nebo RR) a mezi terapií bez těchto stimulů.

Závěry studií však poukazují na fakt, že terapie s využitím rozšířené reality umožňuje přímé nastavení dolních končetin pacienta vzhledem k objektům promítaným na povrch, po kterém skutečně jde, díky čemuž je pohyb snazší⁶⁰. Jinými slovy interakce chůze s prostředím při rozšířené realitě je přímá (krok je přenesen přímo na virtuální překážku), zatímco s virtuální realitou je interakce chůze s prostředím nepřímá (krok v reálném světě je oddělen od překážky ve virtuálním prostředí).

V našem experimentu udávali pacienti chůzi ve virtuálním prostředí subjektivně obtížnější a únavnější v porovnání s chůzí v rozšířeném prostředí – toto subjektivní vnímání terapie jsme však ve studii systematicky nehodnotili. Z dlouhodobého hlediska je však toto žádoucí, kdy při terapii chůze přirozeně zapojujeme korové oblasti mozku a tím facilitujeme i jeho neuroplasticitu. Spojení pohybu ve virtuálním prostředí s chůzí na treadmillu představuje pro pacienty intenzivní multisenzorický trénink, jenž poskytuje informace, díky kterým jsou pacienti schopni na základě externích nebo interních vjemů opravit svůj pohybový plán za účelem dosažení daného cíle^{87,88}. Vizualní informace jsou důležité pro generování jednotlivých vnitřních modelů pro chůzi v odlišném prostředí⁹⁸. Zatímco vzory pro lokomoci zřejmě využívají neuronových spojů na úrovni spinální míchy, interní modely pro chůzi v různě definovaném a odlišném prostředí se rozvíjí v rámci vyšších center, jako je například mozeček. Zdá se tedy, že je vhodné propojit chůzi na treadmillu s virtuální realitou, abychom oslovili i vyšší centra centrálního nervového systému a podnítili tak rozvoj adaptace chůze na různá prostředí.

Pro zařazení do terapeutické praxe se nám tedy jeví jako výhodné (po zvládnutí chůze na treadmillu) začít jednodušší formou terapie – reedukací chůze v prostředí rozšířené reality. Poté by bylo možné na něj navázat a pokračovat v nácviku chůze ve virtuálním prostředí.

Limity práce

Limitem práce a všeobecným úskalím studií zabývajících se rehabilitací na bázi virtuální reality je fakt, že terapie probíhá na různých přístrojích zajišťující různé rozdílné podmínky virtuálního prostředí. Dochází taktéž ke špatné interpretaci pojmů (záměna VR za RR), jelikož se v literatuře pojem rozšířené reality vyskytuje jako typ VR. I toto může být jedním z důvodů malého vzorku studií zaměřených na rozšířenou realitu, které jsme v naší studii porovnávali.

Většina studií byla také prováděna u chronických pacientů, kteří absolvovali několik terapií za sebou. Principy motorického učení na základě opakování a praktického ukotvení nových pohybových vzorů jsou známé, našim cílem však bylo zjistit okamžitý efekt působení zkoumaných intervencí.

5 ZÁVĚR

Terapie ve virtuální či rozšířené realitě je v poslední době čím dál více oblíbená a často se využívá jako doplňující terapie k základní standardní terapii. Studie prokazují přinejmenším stejnou efektivitu terapie na páse ve srovnání s konvenční terapií chůze po zemi, přičemž vyžaduje menší asistenci terapeuta. Multisenzorická terapie pak nabízí širokou škálu možností, jak pacienta více motivovat při nácviku určitého úkolu, či zlepšení funkce. Lze využít propojení různých přístrojů s virtuální realitou a zacílit na konkrétní

problémy, se kterými se pacienti po CMP potýkají. Výhodou je i možnost ovlivnit to, do jaké míry bude pacient do virtuálního prostředí ponořen a do jaké míry bude moci toto prostředí ovládat. Během terapie zároveň dochází k okamžité zpětné vazbě prováděného pohybu, na základě čehož je možné jej v reálném čase upravit – modifikovat a tím se přiblížit k požadované kvalitě chůze.

V naší studii jsme zjistili – i po jednorázové terapii – výrazné zlepšení mobility a rychlosti chůze ve všech jednotlivých experimentech. Terapií ve virtuálním a rozšířeném prostředí jsme navíc dosáhli úpravy symetrie chůze respektive symetrie délky kroku obou končetin. Kombinace výše zmíněného – tedy obnovy symetrie a zrychlení chůze představuje podmínky pro zlepšení efektivity a ekonomizaci chůze u pacientů po CMP. Zlepšení funkční kapacity chůze zároveň umožňuje vykonávání každodenních běžných aktivit a zachování nezávislosti pacientů.

LITERATURA

1. AHMED, M. a AHMED, S. (2008). "Kinetics and kinematics of loading response in stroke patients (a review article)". *Annals*. (14/4). pp 143–147.
2. AKBAŞ, T. et al. (2019). "Manipulating post-stroke gait: Exploiting aberrant kinematics". *Journal of Biomechanics*. (87), 150–156. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.02.026. ISSN 0021-9290.
3. ALLEN, J. L., KAUTZ, S. A. a NEPTUNE, R. R. (2011). „The role of ankle plantar flexor muscle fascicles during walking poststroke: implications for locomotor function“. *Clinical Biomechanics*, 26(6), 540–548. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2011.02.008. ISSN 0268-0033.
4. ALTON, F. et al. (1998). „A kinematic comparison of hemiplegic and normal gait“. *Gait & Posture*, 8(1), 1–7. DOI: 10.1016/S0966-6362(97)00065-6. ISSN 0966-6362.
5. ALTON, F., BALDEY, L., CAPLAN, S. & MORRISSEY, M. C. (1998). "A kinematic comparison of overground and treadmill walking". *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(6), 434–440. DOI: 10.1016/S0268-0033(98)00012-6. ISSN 0268-0033.
6. ATHANASIADIS, A. et al. (2020). "The effects of vestibular rehabilitation on gait performance in patients with stroke: A systematic review of randomized controlled trials". *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*. (29/11). DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2020.105214. ISSN 1052-3057.
7. AWAD, L. N. et al. (2014). „Walking speed and step length asymmetry modify the energy cost of walking after stroke“. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 28(5), 416–423. DOI: 10.1177/1545968314522165. ISSN 1545-9683.
8. BAER, G. D. et al. (2017). "A comparison of treadmill walking and overground walking in independently ambulant stroke patients: A pilot study". *Disability and Rehabilitation*. (31/3), 202–210. DOI: 10.3109/09638280802280117. ISSN 0963-8288.
9. BAER, G. D. et al. (2017). "A comparison of treadmill walking and overground walking in independently ambulant stroke patients: A pilot study". *Disability and Rehabilitation*. (31/3), 202–210. DOI: 10.1080/09638280801903039. ISSN 0963-8288.
10. BALABAN, B., TOK, F. (2014). "Gait disturbances in patients with stroke". *PM&R*. (6/7). pp 635–642. ISSN 1934-1482. DOI: 10.1016/j.pmrj.2013.12.017.
11. BALASUBRAMANIAN, S., CRASKE, B. a BEGUM, M. (2007). „Robot-assisted rehabilitation of upper limb after stroke: a review“. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 4, 47. DOI: 10.1186/1743-0003-4-47. ISSN 1743-0003.
12. BEYAERT, C. et al. (2015). "Gait post-stroke: Pathophysiology and rehabilitation strategies". *Neurophysiologie Clinique / Clinical Neurophysiology*. (45/4-5). pp 335–355. DOI: 10.1016/j.neucli.2015.09.005. ISSN 0987-7053.
13. BOWDEN, M. G. et al. (2008). "Validation of a speed-based classification system using quantitative measures of walking performance poststroke". *Journal of Rehabilitation Research and Development*. (45/3). pp 335–346. DOI: 10.1682/JRRD.2007.03.0051. ISSN 0748-7711.
14. BOYLE, S. W. et al. (2004). *Direct Practice in Social Work*. Boston: Pearson/Allyn & Bacon, s. 1. ISBN 978-0-205-40162-8.
15. BRUTHANS, J. (2019) "Epidemiologie a prognóza cévních mozkových příhod v ČR". *CMP Journal*. ISSN 2571-1245(Print), 2571-1253 (Online): 5-8.
16. BURDEA, G. C., & COIFFET, P. (2003). *Virtual Reality Technology* (2. vyd.). New York: Wiley. ISBN 978-0-471-36089-6.
17. CACEK, J., ADAMÍK, R. & HLAVOŇOVÁ, Z. (2012). "Funkční trénink". *Česká atletika*. (64/1), 56–59. ISSN 0323-1364.
18. CIKAJLO, I., & MATJACIĆ, Z. (2009). "Advantages of virtual reality technology in rehabilitation of people with neuromuscular disorders". In G. R. Naik (Ed.), *Recent Advances in Biomedical Engineering* (pp. 301–320). Vukovar: In-Teh. ISBN 978-953-7619-83-3.
19. COHEN, L. G. et al. (1997). "Functional relevance of cross-modal plasticity in the adult human brain". *Nature*. (389/6647), 180–183. DOI: 10.1038/38218. ISSN 0028-0836.
20. CORBETTA D. et al. (2015). "Rehabilitation that incorporates virtual reality is more effective than standard rehabilitation for improving walking speed, balance and mobility after stroke: a systematic review". *Journal of Physiotherapy*. (61/3). pp117-124. ISSN 1836-9553.
21. CORBETTA, D. et al. (2015). „Rehabilitation after stroke: A review“. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 27(1-2), 1–29. DOI: 10.1615/CritRevPhysRehabilMed.2016016871. ISSN 0895-9701.
22. CRAMER, S. C. et al. (2011). "Harnessing neuroplasticity for clinical applications". *Brain*. (134/6), 1591–1609. DOI: 10.1093/brain/awr039. ISSN 0006-8950.

- 23. DAREKAR, A. et al.** (2015). "Efficacy of virtual reality-based intervention on balance and mobility disorders post-stroke: a scoping review". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. (12/46). pp 1–14. DOI: 10.1186/s12984-015-0032-3. ISSN 1743-0003.
- 24. DE FRÍAS, V. et al.** (2021). "Enhancing neuroplasticity in the chronic phase after stroke: Effects of a soft robotic exosuit on training intensity and brain-derived neurotrophic factor". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. (18/1), 13. DOI: 10.1186/s12984-021-00870-7. ISSN 1743-0003.
- 25. DE ROOIJ, K. et al.** (2016). „The effects of treadmill training with and without visual context on walking ability in patients with stroke: a randomized controlled trial“. *Clinical Rehabilitation*, 30(4), 384–393. DOI: 10.1177/0269215515579163. ISSN 0269-2155.
- 26. DEY, S. et al.** (2024). "The weak relationship between ankle proprioception and gait speed after stroke: a robotic assessment study". *arXiv preprint arXiv:2402.11110*. DOI: 10.1109/EMBC.2017.8037277. ISSN 1557-170X.
- 27. DOLEŽAL, M. & JEBAVÝ, R.** (2013). *Přirozený funkční trénink*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-4438-4.
- 28. DUNSKY, A., FISHBEIN, P. a HUTZLER, Y.** (2013). „Dual-task training using virtual reality: Influence on walking and balance in three post stroke survivors“. *International Journal of Therapies and Rehabilitation Research*, 2(2), 22–25. DOI: 10.5455/ijtr.00000021. ISSN 2278-0343.
- 29. ENOKA, R.M** (2008). *Neuromechanics of human movement*. ISBN 0-7360-6679-9.
- 30. FEASEL, J.** (2011). „Assessment and rehabilitation of gait impairments in stroke patients“. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 20(4), 290–297. DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2010.08.002. ISSN 1052-3057.
- 31. FEIGIN, V.L. et al.** (2010). "Epidemiology of ischaemic stroke and traumatic brain injury". *Elsevier*. (24/4). pp 485-494. doi:10.1016/j.bpa.2010.10.006.
- 32. FLANSBJER, U.-B., MANNING, L. a BÄRLUND, E.** (2005). „Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke“. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 37(2), 75–82. DOI: 10.1080/16501970410015464. ISSN 1650-1977.
- 33. FULK, G. D. et al.** (2017). "Predicting home and community walking activity poststroke". *Stroke*. (48/2), 406–411. DOI: 10.1161/STROKEAHA.116.015309. ISSN 0039-2499.
- 34. GAGE, J. R.** (1993). "Gait analysis – an essential tool in the treatment of cerebral palsy". *Clinical Orthopaedics and Related Research*. (288). pp126-134. ISSN 0009-921X.
- 35. GOLDIE, P. A. et al.** (2001). "Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. (82/8). pp 1057–1065. DOI: 10.1053/apmr.2001.24111. ISSN 0003-9993.
- 36. HASSID, Y. et al.** (1997). „Kinematic and kinetic analysis of gait in hemiplegic patients following stroke“. *Clinical Biomechanics*, 12(4), 200–206. DOI: 10.1016/S0268-0033(97)00002-1. ISSN 0268-0033.
- 37. HEEREN, A., VOS, P., & KALDEWEIJ, G.** (2013). "A task-specific interactive game-based virtual reality rehabilitation system for patients with stroke: a usability test and two clinical experiments". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 11, 32. DOI: 10.1186/1743-0003-11-32. ISSN 1743-0003.
- 38. HESSE, S. et al.** (2003). „Treadmill training with partial body weight support after stroke: a randomized controlled trial“. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84(10), 1524–1531. DOI: 10.1016/S0003-9993(03)00313-4. ISSN 0003-9993.
- 39. HESSE, S., WERNER, C., BARBEAU, H.** (2001). "Body weight-supported treadmill training after stroke". *Current Atherosclerosis Reports*. (3/4), 287–294. DOI: 10.1007/s11883-001-0021-z. ISSN 1523-3804.
- 40. HOLDEN, J.** (2005). *The effectiveness of rehabilitation for cognitive deficits*. Oxford: Oxford University Press. ISBN 978-0-19-852654-4.
- 41. CHEN, G. et al.** (2014). „Effects of treadmill training on gait function in stroke survivors: a systematic review“. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases*, 23(9), 2442–2450. DOI: 10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2014.04.020. ISSN 1052-3057.
- 42. CHROININ N. D. et al.** (2011). "Association between acute statin therapy, survival, and improved functional outcome after ischemic stroke: the North Dublin Population Stroke Study". *Stroke*. (42). pp1021-1029. doi: 10.1161/STROKEAHA.110.596734.
- 43. ITOH, N. et al.** (2012). "Quantitative assessment of circumduction, hip hiking, and forefoot contact gait using Lissajous figures". *Japanese Journal of Comprehensive Rehabilitation Science*. (3), 78–84. DOI: 10.11336/jjcrs.3.78. ISSN 2188-1341.

44. JOHNSON, A. (2006). "Virtual reality in brain damage rehabilitation: Review". *CyberPsychology & Behavior*, 8(3), 241–247. DOI: 10.1089/cpb.2005.8.241. ISSN 1094-9313.
45. JØRGENSEN, H. S. et al. (2000). „Outcome and time course of recovery in stroke. Part II: Time course of recovery“. *The Copenhagen Stroke Study. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 701–706. DOI: 10.1053/apmr.2000.3903. ISSN 0003-9993.
46. KALVACH, P. et al. (2010). *Mozkové ischemie a hemoragie*. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-2765-3.
47. KALVACH, Z. et al. (2007). *Paliativní medicína pro praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4026-3.
48. KAUFMAN, M. L. et al. (1999). "Poststroke Depression Correlates With Cognitive Impairment and Neurological Deficits". *Stroke*. (30/9). doi 10.1161/01.STR.30.9.1875. pp1875-1880.
49. KESSEL, R. (2015). "Neuroplasticita v akci po cévní mozkové příhodě: výzvy pro fyzioterapeuty". *European Journal of Physiotherapy*. (17/2), 56–65. DOI: 10.3109/21679169.2015.1039575. ISSN 2167-9169.
50. KIRTLEY C. (2006) "Clinical gait analysis: theory and practice". *New York: Elsevier*. ISBN 0-4431-0009-8.
51. KIRTLEY, C. (2006). *Clinical Gait Analysis: Theory and Practice*. Edinburgh: Elsevier Churchill Livingstone. ISBN 0-443-10009-8.
52. KIZONY, R. et al (2010). „Instrumented treadmill assessment of gait in chronic hemiparetic stroke patients“. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 47(10), 743–750. DOI: 10.1682/JRRD.2009.06.0092. ISSN 0748-7711.
53. KOLÁŘ, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
54. KONG, L. et al. (2016). "Classification of Neurological Gait Disorders Using Multi-task Feature Learning". *arXiv preprint arXiv:1612.02562*. DOI: 10.1109/EMBC.2017.8037277. ISSN 1557-170X.
55. KOSSUT, M. (2019). "Mechanisms of brain plasticity: From synapses to behavior". In *Mechanisms of Brain Plasticity*. Warsaw: PWN. ISBN 978-83-01-20528-2.
56. KRAMERS DE QUERVAIN, I. A. et al. (1996). "Gait patterns of stroke patients with hemiparesis and their changes during rehabilitation". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. (77/2), 131–138. DOI: 10.1016/S0003-9993(96)90098-3. ISSN 0003-9993.
57. KULIŠŤÁK, P. (2011). *Neuropsychologie*. 2. aktualizované a přepracované vydání. Praha: Portál. ISBN 978-80-7367-891-3.
58. LAMONTAGNE, A. et al. (2007). "Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke". *Gait & Posture*. (26/4), 373–381. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.11.012. ISSN 0966-6362.
59. LAVER, K. E., GEORGE, S., THOMAS, S., DEUTSCH, J. E., CROTTY, M. (2012). "Virtual reality for stroke rehabilitation". *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 48(3), 523–530. DOI: 10.23736/S1973-9087.12.01975-0. ISSN 1973-9087.
60. LEE, C.-H., KIM, Y., & LEE, B.-H. (2014). "Augmented reality-based postural control training improves gait function in patients with stroke: Randomized controlled trial". *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 32(2), 51–57. DOI: 10.1016/j.hkpj.2014.04.002. ISSN 1013-7025.
61. LEE, J. H., CHOI, Y. D. a CHOI, C. W. (2020). "Extracorporeal Shock Wave Therapy Decreased Spasticity in Stroke". *International Journal of IT-based Public Health Management*. (4/1), 41–46. DOI: 10.21742/IJPHM.2017.4.1.08. ISSN 2205-8508.
62. LEE, S. C. a HIDLER, J. M. (2008). „Biomechanical comparison of overground and treadmill walking in healthy individuals“. *Journal of Applied Physiology*, 104(3), 747–755. DOI: 10.1152/jappphysiol.01380.2007. ISSN 8750-7587.
63. LEWEK, M. D. et al. (2011). „Foot drop during gait in chronic stroke: clinical factors and functional impact“. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 18(6), 736–746. DOI: 10.1310/tsr1806-736. ISSN 1074-9357.
64. LEWEK, M. D. et al. (2012). „The effect of walking speed on gait biomechanics in individuals with chronic stroke“. *Gait & Posture*, 36(4), 748–752. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.07.002. ISSN 0966-6362.
65. LEXELL, J. et al. (2005). "Reliability of gait performance tests in men and women with hemiparesis after stroke". *Journal of Rehabilitation Medicine*. (37/2). pp. 75–82. DOI: 10.1080/16501970410017215. ISSN 1650-1977.
66. LI, E. P. Y. et al. (2006). "Vocational rehabilitation program for persons with occupational deafness". *Journal of Occupational Rehabilitation*, 16(4), 503–512. DOI: 10.1007/s10926-006-9033-4. ISSN 1053-0487.
67. LIN, K. C. et al. (2010). "Predicting fall risk in stroke patients during inpatient rehabilitation". *Journal of Rehabilitation Research and Development*. (47/10) p. 1043–1052. DOI: 10.1682/JRRD.2010.02.0024. ISSN 0748-7711.

68. LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, M. (2009). *Trauma mozku a jeho rehabilitace*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-564-3.
69. LIU, W. a LOCKHART, T. E. (2013). „The effects of gait speed on local dynamic stability of walking“. *Gait & Posture*, 38(1), 50–54. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2012.10.024. ISSN 0966-6362.
70. LUFT, A. R. et al. (2008). "Treadmill exercise activates subcortical neural networks and improves walking after stroke: a randomized controlled trial". *Stroke*, 39(12), 3341–3350. DOI: 10.1161/STROKEAHA.108.519885. ISSN 0039-2499.
71. MAO, Y. et al. (2015). „Effects of treadmill training on gait and balance in stroke patients: a systematic review and meta-analysis“. *Clinical Rehabilitation*, 29(4), 355–363. DOI: 10.1177/0269215514543382. ISSN 0269-2155.
72. MARSDEN, J., et al. (2012). "The role of the basal ganglia in motor control: a neural model." *NeuroImage*. (59/3). pp 2290–2300. DOI: 10.1016/j.neuroimage.2011.09.023. ISSN 1053-8119.
73. MAYER, J. (2002). "Reduced nephrotoxicity of conventional amphotericin B therapy after minimal nephroprotective measures: Animal experiments and clinical study". *The Journal of Infectious Diseases*. (186/3). pp 379–386. DOI: 10.1086/341708.
74. MOFTAH, E. et al. (2020). "Association of affected lower limb flexor muscle strength with swing phase duration and gait speed in elderly post-stroke patients". *NeuroRehabilitation*. (47/10). pp. 1043–1052. DOI: 10.3233/NRE-203150. ISSN 1053-8135.
75. MURATA, T. et al. (2015). "Neuroplasticity in post-stroke gait recovery and noninvasive brain stimulation". *Neural Regeneration Research*. (10/12), 2072–2080. DOI: 10.4103/1673-5374.172329. ISSN 1673-5374.
76. NICHOLS, D. S. (1997). "Balance retraining after stroke using force platform biofeedback". *Physical Therapy*. (77/5). pp 553–558. DOI: 10.1093/ptj/77.5.553. ISSN 0031-9023.
77. PATTERSON, K. K. et al. (2010). „Gait asymmetry in community-ambulating stroke survivors“. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 24(7), 788–795. DOI: 10.1177/1545968310370977. ISSN 1545-9683.
78. PAU, M. et al. (2015). "Quantification of foot drop stimulator effects on post-stroke hemiplegic gait: A cyclogram-based evaluation of inter-limb gait symmetry". *Symmetry*. (7/5). pp 631–643. DOI: 10.3390/sym7050631.
79. PEISHUN, C. et al. (2021). "Changes in gait characteristics of stroke patients with foot drop after the combination treatment of foot drop stimulator and moving treadmill training". *Neural Plasticity*. (2021), 9480957. DOI: 10.1155/2021/9480957. ISSN 1687-5443.
80. PERRY, J. et al. (1995). "Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* (76/1). pp 985–986. DOI: 10.1016/S0003-9993(95)80002-1.
81. PFEIFFER, J. (2007). *Neurologie v rehabilitaci pro studium a praxi*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-1135-5.
82. RASKIN, S. A. (ed.) (2011). *Neuroplasticity and Rehabilitation*. New York: Guilford Press. ISBN 978-1-60918-137-6.
83. REED, L. F., URRY, S. R. a WEARING, S. C. (2013). *Reliability of spatiotemporal and kinetic gait parameters determined by a new instrumented treadmill system*. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 14, 249. DOI: 10.1186/1471-2474-14-249. ISSN 1471-2474.
84. RICHARDS S. L. et al. (1997). "Improved gait symmetry in hemiparetic stroke patients induced during body weight-supported treadmill stepping". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. (78/1). pp 50–56. DOI: 10.1016/S0003-9993(97)90252-9. ISSN 0003-9993.
85. RILEY, P. O. et al. (2007). „Kinematic and kinetic characteristics of overground versus treadmill walking in healthy older adults“. *Gait & Posture*, 26(1), 20–28. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.06.012. ISSN 0966-6362.
86. RODRIGUES-BARONI, B. et al. (2014). „Effects of treadmill training with partial body weight support on gait and balance in individuals with chronic stroke: a systematic review“. *Journal of Physical Therapy Science*, 26(8), 1233–1240. DOI: 10.1589/jpts.26.1233. ISSN 0915-5287.
87. SANTOS, M. M. et al. (2016). „Effects of treadmill training on gait performance in stroke patients: a systematic review“. *Journal of Physical Therapy Science*, 28(1), 76–81. DOI: 10.1589/jpts.28.76. ISSN 0915-5287.
88. SAPOSNIK, G. a LEVIN, M. (2011). „Virtual reality in stroke rehabilitation: a meta-analysis and implications for clinicians“. *Stroke*, 42(5), 1380–1386. DOI: 10.1161/STROKEAHA.110.605451. ISSN 0039-2499.
89. SEDIVCOVA, M. L. et al. (2025). „Effectiveness of Home-Based Telerehabilitation Versus Standard Physiotherapy for Balance Disorders in Stroke and MS: A Pilot Study“. *Journal Rehabilitácia*, 62(4), 221–236. DOI: 10.61983/lcrh.v62i4. ISSN 0375-0922.
90. SEO, K. et al. (2014). "Immediate effects of electrical stimulation combined with passive locomotion-like movement on gait velocity and spasticity in persons with hemiparetic stroke: a randomized controlled study". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. (95/3), 415–420. DOI: 10.1016/j.apmr.2013.11.017. ISSN 0003-9993.

91. SEO, M. et al. (2020). "Clinometric gait analysis using smart insoles in patients with hemiplegia after stroke: Pilot study". *JMIR mHealth and uHealth*. (8/9). DOI: 10.2196/22208. ISSN 2291-5222.
92. SHENG, L. et al. (2019). "A unifying pathophysiological account for post-stroke spasticity and disordered motor control". *Frontiers in Neurology*. (10/468), 1–7. DOI: 10.3389/fneur.2019.00468. ISSN 1664-2295.
93. SHENG, X., et al. (2019). "Association of affected lower limb flexor muscle strength with swing phase duration and gait speed in elderly post-stroke patients". *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 16 (1/99). DOI: 10.1186/s12984-019-0553-5. ISSN 1743-0003.
94. SOMMERFELD, D. K. et al (2003). "Gait after stroke: Initial deficit and changes in temporal patterns for each gait phase". *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. (84/6). pp 985–986. DOI: 10.1053/apmr.2003.50115.
95. STANHOPE, S. J. et al. (2014). "Altered post-stroke propulsion is related to paretic swing phase kinematics". *Journal of Biomechanics*. (47/6), 1306–1312. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.01.028. ISSN 0021-9290.
96. STOLZE, H. et al. (1997). „Gait analysis during treadmill walking in patients with Parkinson’s disease and hemiparetic stroke“. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 62(5), 493–494. DOI: 10.1136/jnnp.62.5.493. ISSN 0022-3050.
97. ŠKOLOUDÍK, D. (2007). "Změny kognitivních funkcí u pacientů s akutní cévní mozkovou příhodou testovaných pomocí Mini.Mental State Examination a Clock Drawing Test". *Česko-slovenské neurologické sympozium*. 70/103(4): 382-387.
98. TITIANOVA, E. et al. (2008). „Gait characteristics of hemiparetic stroke patients: A comparison between patients with low and high gait speed“. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45(2), 131–132. ISSN 0748-7711.
99. TORRES-OVIEDO, G. a BASTIAN, A. J. (2010). „Seeing is believing: effects of visual contextual cues on learning and transfer of locomotor adaptation“. *Journal of Neuroscience*, 30(50), 17015–17022. DOI: 10.1523/JNEUROSCI.2676-10.2010. ISSN 0270-6474.
100. TROJAN, S. & POKORNÝ, J. (1997). "Neuroplasticita: Mechanismy a aplikace v neurovědách". *Česká neurologie a neurochirurgie*. (60/2), 123–130. DOI: 10.1007/s10277-015-0305-3. ISSN 0009-2497.
101. TROJAN, S., POKORNÝ, J. (1997) "Teoretický a klinický význam neuroplasticity". *Bratislavské lékařské listy*. (98/12)., pp. 667-673. ISSN 1336-0345.
102. VAN PEPPEN, R. P. S. et al. (2004). "The impact of physical therapy on functional outcomes after stroke: what's the evidence?". *Clinical Rehabilitation*, 18(8), 833–862. DOI: 10.1191/0269215504cr843oa. ISSN 0269-2155.
103. VAUGHAN, C. L., et al. (1999). *Biomechanics of Human Movement. IL: Human Kinetics. p419. ISBN 0-7360-3213-7.*
104. Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Triton. p 375. ISBN 80-2754-837-3.
105. VOTAVA, J. (2001). "Rehabilitace osob po cévní mozkové příhodě". *Neurologie pro praxi*. (4). pp184-189.
106. WANG, Y. et al. (2020). "Gait characteristics of post-stroke hemiparetic patients with different walking speeds". *International Journal of Rehabilitation Research*. (43/1). pp 69–75. ISSN 0342-5282. DOI: 10.1097/mrr.0000000000000391.
107. WHITTLE, M. W. (2007). *Gait Analysis*. Elsevier - Health Sciences Division. p 255. ISBN 0-7506-8883-1.
108. WIST, S. et al. (2016). "Muscle strengthening for hemiparesis after stroke: A meta-analysis". *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*. (59/2). pp. 114–124. DOI: 10.1016/j.rehab.2016.02.001. ISSN 1877-0657.
109. WOLF, S. L. et al. (1999). „Establishing the reliability and validity of measurements of walking time using the Emory Functional Ambulation Profile“. *Physical Therapy*, 79(12), 1122–1133. DOI: 10.1093/ptj/79.12.1122. ISSN 0031-9023.
110. YANG, S. et al. (2011). „Improving balance skills in patients who had stroke through virtual reality treadmill training“. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 90(12), 969–978. DOI: 10.1097/PHM.0b013e31822b8f2b. ISSN 0894-9115.
111. YANG, Y. R. et al. (2008). "Virtual reality-based training improves community ambulation in individuals with stroke: A randomized controlled trial". *Gait & Posture*, 28(2), 201–206. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2007.11.007. ISSN 0966-6362.
112. YANG, Y. R. et al. (2011). "Effectiveness of constraint-induced movement therapy in improving upper-limb function after stroke: A systematic review and meta-analysis". *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 25(9), 870–880. DOI: 10.1177/1545968311412782. ISSN 1545-9683.
113. YAVUZER, M. G. (2006). *Walking after stroke: interventions to restore normal gait pattern*. Ankara: Pelikan Publications.
114. ZOROWITZ, R. D. et al. (2013). "Poststroke spasticity". *Neurology*. 8 (3/2). pp. S45–S52. DOI: 10.1212/WNL.0b013e3182764c86.

egamed  Sme tu pre Vás už 33 rokov

Už 33 rokov pre Vás zabezpečujeme komplexné služby – poradenstvo, predaj, servis v oblasti rehabilitácie. Všetky prístroje ponúkame do prenájmu, na splátky, podľa dohody možnosť splátok od 50 eur mesačne.



Aktuálne
výhodná
ponuka

Kombinovaný prístroj – SONOPLUS 492

Špičkové 2 kanálové zariadenie ktorým môžete aplikovať ultrazvukovú terapiu, elektroterapiu a kombinovanú terapiu. 1 MHz a 3 MHz malá a veľká ultrazvuková hlavica. Plne integrované všetky moderné, účinné prúdové typy. Dotykový displej, grafické znázornenie vykonania terapie.

Voliteľné príslušenstvo

- Vacotron 460 – vákuová jednotka
- externá batéria – zariadenie funguje bez priameho pripojenia do siete
- diaľkové ovládanie

V prípade záujmu, nás kontaktujte

E-mail: egamed@egamed.sk, cirkova@egamed.sk | Telefón: +421 33 7744907-10

Mobil: 0910 929 010 | Web: www.egamed.sk



ARES

TRADÍCIA
OD 1993

PREKONAJME SPOLU BARIÉRY

**ZDVÍHACIE ZARIADENIA
a ÚPRAVY ÁUT PRE ZŤP**



RIEŠENIA PRE VŠETKY TYPY
ARCHITEKTONICKÝCH BARIÉR



MOŽNOSŤ ZÍSKAŤ PRÍSPEVOK
95 % Z CENY ZARIADENIA



BEZPLATNÝ NÁVRH
A KONZULTÁCIA U KLIENTA



ZÁRUČNÝ
A POZÁRUČNÝ SERVIS

PLOŠINY · VÝŤAHY · SCHODOLEZY · ZDVIHÁKY

Šikmá schodisková plošina
SP STRATOS

Stropný zdvíhací systém
GH1

Stropný zdvíhací systém
NA CVIČENIE

Stoličkový výťah
SA-ALFA

Úpravy automobilov
PRE ZŤP



ARES spol. s r.o.

Elektrárenská 12091 • 831 04 Bratislava
ares@ares.sk • www.ares.sk



Sledujte nás aj na Facebooku @ares.bratislava



Bezplatné
tel. číslo:

0800 150 339



AQUATIZER QZ - 240

Suchá hydromasáž



líder v oblasti inovatívnych
konštrukčných riešení
lôžok na suchú hydromasáž

INCO2

Dávkovač plynu
CO₂



Karboxyterapia
- inovatívna
metóda
v medicíne
21. storočia



AQUADELÍCIA



Celotelové anatomicky
tvarované vane pre vírivú,
perličkovú a podvodnú masáž

MEDEXIM

AQUAPEDIS II

Unikátna kombinovaná
vaňa pre vírivú
a perličkovú masáž
horných i dolných
končatín
(vhodná na podávanie
bahenných
a minerálnych
procedúr)



AQUADELÍCIA MINI



Najpredávanejšie
kompaktné
celotelové vane

AQUAPEDIS I



Najpredávanejší model sedacej
vírivky - jediná sedacia vírivka
s tryskami na chodidlá



AQUAPEDIS II galvanic

končatinový galvanický kúpeľ
efektívna sumácia účinku
elektrického prúdu
a hydrostatického efektu vody

MEDEXIM spol. s r.o.

Hlboká 58, 921 01 Piešťany, Slovakia
tel.: +421 33 7724035, 7724687, 7724259
fax: +421 33 7725189
e-mail: medexim@medexim.sk
www.medexim.sk





Moderná
**ORTOPEDICKÁ
KLINIKA**

KROK
za krokom
K ZDRAVIU

MUDr. Ihsan AL Khouri, PhD.



 Cesta k nemocnici 1, Banská Bystrica  +421 48 415 36 13  www.shamsclinic.sk