

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav fyzioterapie

Adéla Cvrkalová

**Využití virtuální reality při reedukaci chůze  
z pohledu EBM**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lucie Szmeková

Olomouc 2015

## **ANOTACE**

### **Bakalářská práce**

**Téma práce:** Využití virtuální reality při reedukaci chůze z pohledu EBM

**Název práce:** Využití virtuální reality při reedukaci chůze z pohledu EBM

**Název práce v AJ:** EBM perspective of using virtual reality for gait reeducation

**Datum zadání:** 29. 1. 2015

**Datum odevzdání:** 30. 4. 2015

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Adéla Cvrkalová

**Vedoucí práce:** Mgr. Lucie Szmeková

**Oponent práce:** Doc. MUDr. Alois Krobot, Ph.D.

### **Abstrakt v ČJ:**

Tato bakalářská práce se zabývá možnostmi terapie chůze s využitím virtuální reality. Práce uvádí studiemí podložené informace přibližující různé druhy systémů a zařízení, které s k terapii chůze dají využít. Cílem práce je zodpovědět otázku, zda tento způsob terapie je přínosný a zda tedy nachází v oblasti rehabilitace svá uplatnění. V teoretické části jsou shrnuty obecné informace o chůzi, krokovém cyklu, a také o virtuální realitě jako takové, co to je, na jakých principech pracuje a jaké systémy a zařízení k terapii používá. Práce dále pojednává o zařízeních užívaných k terapii chůze, jako jsou robotizované trenažéry, treadmill trénink a také o vlivu virtuální reality na balanci. V druhé části práce jsou diskutovány studiemí podložené informace o způsobech a účincích terapie virtuální realitou u pacientů s poruchami chůze různé etiologie a také o samotném pohledu pacientů na daný způsob léčby.

### **Abstrakt v AJ:**

The bachelor's thesis deals with the abilities of the walking therapy using the virtual reality. The thesis delivers an informational background based on the relevant studies which is interested in several different types of mechanisms that could be employed during the walking therapy. The aim of the thesis is to answer the question whether this certain type

of the therapy is really contributive and therefore it can be used during the rehabilitation process. In the theoretical part of the thesis, general information about walking and step cycle are summarized. The concept of the virtual reality, its core operation and the systems used during the therapy are described as well. Then the thesis depicts the facilities employed in the walking therapy, for example robotic simulator and treadmill training. After that the influence of the virtual reality on the balance is described. In the second part of the thesis, the knowledge about the ways and effects of the virtual reality in the therapies of the patients with walking disorders and different etiology are delivered. The perspective of the patients themselves on the certain way of the treatment is taken into consideration as well.

**Klíčová slova v ČJ:** virtuální realita, reedukace chůze, krokový cyklus, vizuální zpětná vazba, treadmill trénink

**Klíčová slova v AJ:** virtual reality, walk reeducation, gait cycle, visual feedback, treadmill training

**Rozsah:** 51 s.

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30. dubna 2015

-----

podpis

Na tomto místě bych velice ráda poděkovala vedoucí mé bakalářské práce Mgr. Lucii Szmekové, za odborné vedení celé práce, cenné rady a připomínky k textu.

# OBSAH

ÚVOD.....	4
1. OBECNÉ POZNATKY.....	5
1.1. Lidská chůze, chůze jako lokomoční prostředek.....	5
1.2. Krok a krokový cyklus.....	6
1.3.1. Oporná fáze.....	7
1.3.2. Švihová fáze.....	9
1.3.3. Fáze dvojí opory.....	10
1.3 Dva přístupy k pohybu.....	11
1.2.1 Centrální generátory pohybových vzorů.....	11
1.2.2 Dynamický generátor pohybových vzorů.....	12
1.4 Řízení chůze, vlivy prostředí.....	12
1.5. Proces vzniku chůze.....	14
1.6. Dynamická rovnováha při chůzi, COM, COP.....	15
1.6.1 Zahájení chůze, příprava.....	16
1.6.2 Ukončení chůze.....	17
1.7. Poruchy chůze.....	18
1.8. Virtuální realita v rehabilitaci.....	19
1.8.1 Historie VR.....	19
1.8.2 Využití a princip VR.....	22
1.8.3 Systémy a zařízení.....	23
1.8.4 Přímé účinky VR simulací.....	24
1.9 VR v rehabilitaci chůze.....	25
1.9.1 Treadmill systémy.....	26
1.9.2 Robotizované trenažéry.....	28
2. DISKUZE.....	30
2.1 Vliv VR na balanci, statické trenažéry.....	30
2.2 Vliv robotizovaných trenažerů.....	33
2.3 VR a treadmill trénink.....	36
ZÁVĚR.....	42
REFERENČNÍ SEZNAM.....	43
SEZNAM ZKRATEK.....	50

## ÚVOD

S pojmem „virtuální realita“ se můžeme v poslední době stále více setkávat. Svého uplatnění dosahuje v mnoha oblastech, ať už se jedná o vojenské aplikace, průmyslové vzdělávání, lékařství, či rehabilitace, která je jednou z nejnovějších oblastí, kde se s tímto pojmem setkáváme. Virtuální realita si našla v rehabilitaci mnohá uplatnění, a to například u pacientů s Parkinsonovou chorobou, autismem, po traumatických poraněních mozku, dětí s dětskou mozkovou obrnou (dále jen DMO), či pacientů po cévní mozkové příhodě (dále jen CMP).

Chůze a lokomoce je jedním ze základních projevů člověka a má velký význam v mnohých jeho činnostech, denních aktivitách, zajišťuje jeho přežití. Proto také obnova chůze, její reedukace a náprava správného stereotypu chůze, je důležitou součástí rehabilitace. První část práce shromažďuje obecné poznatky o chůzi, jejím řízení a krokovém cyklu. Dále o virtuální realitě, jejím principu působení, historií, či možnostech využití. Druhá část potom zahrnuje poznatky o efektivitě využití virtuální reality při terapii chůze. Poruchy chůze mohou být způsobeny různou etiologií a virtuální realita je prvek poskytující řadu možností, kterými pozitivně ovlivní terapii chůze. Proto se tato práce zabývá studii o využití virtuální reality při reedukaci chůze u neurologických, traumatických, či ortopedických poruch na podkladě evidence based medicine (EBM). Ukazuje možnosti působení virtuálních systémů a zařízení, jejich vnímání pacienty, či terapeutem. Cílem této bakalářské práce je přiblížit možnosti využití virtuální reality, s jakými systémy a zařízeními pracuje, na jakých principech funguje a zda je tento způsob terapie přínosný a efektivní při reedukaci chůze.

K vyhledávání odborných článků byly použity databáze: PubMed, Google Scholar, EBSCO a Science Direct. Pro vyhledávání zahraničních zdrojů byla použita anglická klíčová slova: virtual reality, walk reeducation, gait cycle, visual feedback, treadmill training. Další články byly vyhledávány cíleně dle referencí ve studované literatuře. Při vyhledávání bylo celkově nalezeno 82 zdrojů, ze kterých bylo pro tvorbu práce použito celkem 43 studií, zabývajících se posuzovanou problematikou a 10 cizojazyčných publikací v tištěné podobě. Vyhledávání probíhalo v časovém úseku od října 2014 do dubna 2015.

V první části práce jsem čerpala informace z literárních zdrojů o obecných poznatcích chůze, o jejím charakteru a řízení, dále pak poznatky o virtuální realitě, její historii a uplatnění v rehabilitaci. Všechny nalezené studie byly v anglickém jazyce, ty jsem použila v druhé části práce, kde jsem shromažďovala informace o účincích terapie virtuální realitou.

# 1. OBECNÉ POZNATKY

## 1.1. Lidská chůze, chůze jako lokomoční prostředek

Člověk realizuje svou pohybovou aktivitu v různých formách. Nejvýznamnější jsou typické lidské činnosti, které mohou být základní, pracovní, rekreační, či sportovní. Jsou to hluboko fixované dynamické stereotypy a pohybové návyky. Porucha některého z nich, značně zasahuje do pohybových činností a schopností jednotlivce. Lokomoce ve své nejvšeobecnější definici, zahrnuje každý pohyb, který přemísťuje tělo (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 136). Jedná se pravděpodobně o nejobyčejnější, každodenní činnost vyšších živočichů, včetně člověka. Definována je jako motorická aktivita, kdy se mění poloha celého těla v prostředí (Latash, 2008, p. 222). Nejběžnějším typem lokomoce je chůze, sloužící základním životním potřebám při sebeobsluze i při práci v zaměstnání (Vélé, 2006, p. 347). Je proto pochopitelné, že analýza lokomoce a zvláště analýza chůze je objektem mnoha studií v posledních letech. Jednotlivé formy lokomoce v prostoru jsou podmíněné koordinovanou činností kosterních svalů, které vykonávají veškeré funkce v úzké spolupráci s centrálním nervovým systémem (dále jen CNS), (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 137).

Bezpečná chůze na nerovném zemském povrchu je možná pouze při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla, a to jak v klidu, tak při pohybu. CNS má schopnost zajistit svalovým aparátem tuto stabilizaci za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. K tomu je nutné přilnutí dolních končetin k oporné bázi. Udržení polohy i pohyb při lokomoci působí antigravitační svaly. Propulzní síla produkovaná svaly odrazové končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a švihová končetina brání pádu trupu podporovanému gravitací při posunu těžiště vpřed, vyvolaném odrazovou končetinou. (Vélé, 2006, p. 347).

Lidská chůze zahrnuje střídající se sekvence, ve kterých je tělo podporováno nejprve jednou dolní končetinou (dále jen DK), která je v kontaktu se zemí a poté druhou DK. Každá sekvence zahrnuje řadu interakcí mezi dvěma multisegmentálními dolními končetinami, celkovou tělesnou hmotností se současným zachováním stability (Perry, Burnfield, 2010, p. 3). Lidská chůze má dva režimy, chůzi a běh. Jeden rozdíl mezi těmito dvěma režimy spočívá v procentech každého cyklu, během kterého je tělo podporováno kontaktem nohy se zemí. Když jdeme, je vždy alespoň jedna noha na zemi a na krátkou dobu



každého cyklu jsou obě nohy na zemi. Proto lze chůzi charakterizovat, jako střídavý sled jednoduché a dvojité opory. Jak při chůzi, tak i při běhu projde každá končetina fází s oporou i bez opory během jednoho cyklu. ( Enoka, 1994, p. 179).

Svaly se při chůzi rytmicky zkracují a tím dochází ke změně vzdálenosti mezi jejich začátky a úpony. Tak vzniká tah působící na pohyblivý kostní segment, opírající se v kloubu o pevný oporný segment, který se však může i vůči jiným segmentům pohybovat, jako např. pánev vůči hrudníku. Přesto zůstává pánev opornou bází pro pohyb femuru. Výsledný pohyb je díky opornému bodu otáčivý a probíhá po části oblouku cyklicky. Analýzou pohybu chůze zjistíme, že jde o složitý sekvenční fázový pohyb probíhající cyklicky podle určitého časového pořádku. Tento složitý pohybový úkon zasahuje celý pohybový systém od hlavy až k patě, a tím se dokonale přizpůsobuje složitému tvaru i vlastnostem terénu, ve kterém chůze probíhá (Vélé, 2006, p. 348).

## **1.2. Krok a krokový cyklus**

Každý krokový cyklus je rozdělen do dvou period, a tím jsou stoj a švih. Stoj je termín používaný k označení doby, během které je noha na zemi. Stoj začíná při iniciálním kontaktu. Švih začíná, jakmile se noha odlepí od podlahy a probíhá v době, kdy je končetina ve vzduchu. Stoj je rozdělen do tří intervalů podle pořadí kontaktu obou nohou se zemí. Začátek i konec stoje zahrnuje kontakt obou nohou se zemí, zatímco střední část stoje pouze kontakt jedné nohy se zemí (Perry, Burnfield, 2010, p. 4). Mezi základní a nejpoužívanější parametry chůze se řadí rychlost, délka kroku a frekvence kroku (Öberg et al., 1993, p. 210-223).

Krokový cyklus bývá také popisován termínem „krok“. Krok je ekvivalentem krokového cyklu. Je založen na akci jedné končetiny. Dobra trvání kroku je interval mezi dvěma po sobě následujícími počátečními kontakty se zemí stejnou končetinou (Perry, Burnfield, 2010, p. 6).

Chůze probíhá jako rytmický transitorní pohyb těla kyvadlového charakteru. Začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy, nikoli zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění mezi tím posunulo a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed. Pro každou dolní končetinu existují tři zřetelně

oddělené pohybové fáze (obrázek č. 1), a tou je fáze švihová, oporná a fáze dvojí opory (Vélé, 2006, p. 348).

Většina autorů definuje cyklus chůze jako periodu od dotyku paty se zemí jedné nohy, po další kontakt té stejné nohy. Cyklus začíná, jakmile se jedna z nohou dotkne země. Cyklus chůze se dělí do dvou hlavních fází. V oporné fázi je noha na zemi a v krokové fázi je ta stejná noha přenášena dopředu (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 160).

Rozdělení kontaktních období nohou se zemí se blíží 60% pro stoj a 40% pro švih. Přesná doba trvání těchto intervalů krokového cyklu je variabilní u jednotlivých osob v závislosti na rychlosti chůze. Při obvyklé rychlosti chůze 82 m/min (1,36 m/s), období stoje a švihu představuje 62% a 38% krokového cyklu. Délka obou období chůze ukazuje inverzní vztah k rychlosti chůze. Změna období stoje a švihu se postupně stává progresivnější, jak se rychlost chůze zpomaluje. Rychlejší chůze úměrně prodlužuje dobu stoje na jedné noze a zkracuje intervaly stoje na obou nohách (Perry, Burnfield, 2010, p. 4-6).

### 1.3.1. Oporná fáze

Je uváděna nárazem paty švihové nohy na opornou plochu, který zabrzdí postupující pád. Kontakt nohy s opornou bází se postupně rozšiřuje z paty na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha oporné báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt. To se projevuje střídáním supinace a pronace nohy a tím i změnami nožní klenby tak, aby se zajistila pevná opora pro působení reaktivní síly. Končetina původně brzdící pád se od tohoto okamžiku stává končetinou opornou. Na to navazuje propulzní pohyb provázený odvinutím paty plantární flexí nohy a z oporné končetiny se tím stává končetina odrazová, která je zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně vzhůru a dopředu. Tato fáze končí odvinutím palce zakončujícím propulzní část pohybu a oporná končetina se stává končetinou švihovou (Vélé, 2006, p. 350).

- 1) Počáteční kontakt (0%) – je moment, kdy se noha právě dotkne podložky. U normální chůze, je pata první částí nohy, která se dotkne podložky (Šimšík a kol, 2008, p. 164). Dle Perry, interval této fáze je 0-2%. Tato fáze je započata v okamžiku dopadu nohy na podložku s počátečním přenosem tělesné hmotnosti (Perry, Burnfield, 2010, p. 11). Kyčelní kloub je ve flexi, koleno v extenzi a kotník

přechází z dorzální flexe do neutrální polohy (Šimšík a kol., 2008, p. 164). Druhá končetina je na začátku fáze počátečního švihy (Perry, Burnfield, 2010, p. 11).

- 2) Fáze zatěžování (0-10%) – začíná v okamžiku, kdy se noha dostane do kontaktu s podložkou a pokračuje, dokud není druhá noha zdvihnutá ke kroku. Hmotnost těla se přenáší na opornou končetinu. Tato fáze je důležitá pro absorpci otřesů, přenášení hmotnosti a postup dopředu. Druhá končetina je ve fázi přípravy na odraz (Šimšík a kol., 2008, p. 164). Perry uvádí interval fáze zatěžování 2-12% krokového cyklu. Následuje počáteční kontakt nohy se zemí a pokračuje, dokud je druhá končetina ve švihy. Koleno je flektováno pro absorpci otřesů a krátký oblouk kotníku při plantární flexi přeruší dopad paty (Perry, Burnfield, 2010, p. 11).
- 3) Střed opory (10-30%) – představuje první polovinu fáze jednoduché opory. Začíná zdviháním kontralaterální končetiny a pokračuje, dokud není hmotnost těla přenesena na opornou končetinu. Oporná končetina postupuje přes nohu dorzální flexí v kotníku, zatímco je kyčelní a kolenní kloub v extenzi (Šimšík a kol., 2008, p. 164). Druhá končetina pokračuje střední švihovou fází. Dle Perry je interval středního stoji 12-31% krokového cyklu (Perry, Burnfield, 2010, p. 12).
- 4) Ukončení opory (30-50%) – začíná, když se pata zvedá od podložky a pokračuje, dokud pata kontralaterální nedopadne na podložku (Šimšík a kol., 2008, p. 164). Interval konečné fáze opory je dle Perry 31-50% krokového cyklu. Tělesná hmotnost v této fázi připadá na přednoží. Koleno dokončí extenzi a poté začíná nový flekční oblouk. Zvýšená extenze kyčle a vzestup paty umístí končetinu do koncové polohy (Perry, Burnfield, 2010, p. 13).
- 5) Příprava na krok (50-60%) – začíná počátečním kontaktem kontralaterální končetiny a končí odrazem špičky (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 164). Dle Perry je interval této fáze 50-62% krokového cyklu. Všechny pohyby a svalové činnosti účastníci se této fáze se vztahují k progresi. Náhlý přesun tělesné hmotnosti rychle uvolní končetinu přispívající k progresi tlaku vpřed, který připravuje končetinu pro rychlé požadavky švihy. Referenční končetina odpovídá na iniciální kontakt přesunem váhy se zvýšenou plantární flexí kotníku, flexí kolene a snížením extenze v kyčli. Druhá končetina je ve fázi zatěžování (Perry, Burnfield, 2010, p. 14).

### 1.3.2. Švihová fáze

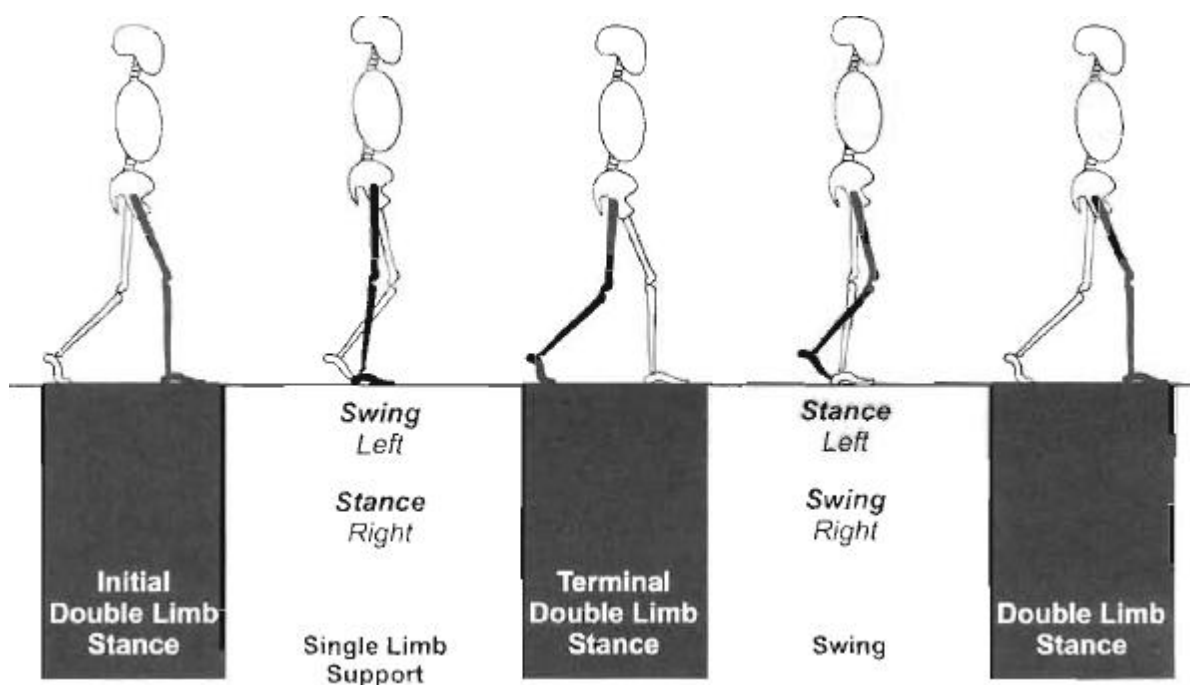
Je náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která má tendenci na straně švihové nohy poklesnout, protože ztratila jeden ze dvou bodů opory odpoutáním švihové nohy od země a podepřena zůstává pouze opornou nohou. Tím dochází k mírnému poklesu pánve na straně švihové nohy a tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů oporné nohy, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové nohy. Počínajícímu pádu zabrání následující dotyk švihové nohy kontaktem její paty s opornou plochou (Vélé, 2006, p. 348-350).

- 1) Začátek kroku (60-70%) – začíná odvinutím nohy od podložky a končí, když je kročná končetina oproti opěrné. Noha je posouvána zvyšující se flexí kyčelního a kolenního kloubu. Kotník je částečně v dorzální flexi (Šimšík a kol., 2008, p. 165). Perry uvádí tuto fázi jako 62-75% krokového cyklu. Tato fáze zahrnuje asi jednu třetinu švihové doby. Začíná v momentě, kdy se noha zvedne ze země a končí, když je švihová končetina naproti stojné končetině (Perry, Burnfield, 2010, p. 14).
- 2) Střed kroku (70-85%) – pokračuje od konce začátku kroku, až dokud není kročná končetina před tělem. Posun končetiny, je ukončený další flexí kyčelního kloubu. Koleno má možnost extenze, v reakci na gravitační sílu, dokud pokračuje v přechodu z dorzální flexe do neutrální polohy (Šimšík a kol., 2010, p. 165). Dle Perry připadá v krokovém cyklu na tuto fázi 75-87%. Tato fáze, ve střední třetině švihového období, začíná v momentě, kdy je švihová končetina oproti stojné končetině. Fáze končí, když je švihová končetina vepředu a tibiální kost ve vertikále (Perry, Burnfield, 2010, p. 15).
- 3) Ukončení kroku (85-100%) – končí, když se noha dotkne podložky. Posun končetiny je ukončený extenzí kolene. Kyčelní kloub udržuje svou flexi a kotník zůstává v přechodu z dorzální flexe do neutrální polohy (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 165). Perry uvádí 87-100% této fáze na krokový cyklus. Závěrečná fáze švihu, začínající když je tibiální kost ve vertikále (Perry, Burnfield, 2010, p. 16).

### 1.3.3. Fáze dvojí opory

Tvoří přechod mezi fází švihovou a opornou fází spojenou s propulzí, při které se obě končetiny dotýkají oporné báze. Odvíjení špičky na stojné noze se kryje s kontaktem paty na švihové noze a tato fáze odlišuje chůzi od běhu, při kterém fáze dvojité opory chybí. (Vélé, 2006, p. 349-350).

Jeden kompletní cyklus, jako odlepení levé špičky nohy od země k dalšímu odlepení levé špičky nohy, je definováno jako dvojkrok. Krok je definován jako část cyklu, od odlepení špičky jedné nohy k odlepení špičky nohy druhé. Během dvojkroku probíhají čtyři situace týkající se kontaktu nohy se zemí a odlepení špičky od země. Existují dvě situace pro každou končetinu. Jedná se o kontakt pravé nohy se zemí, odlepení pravé špičky od země, kontakt levé nohy se zemí a odlepení levé špičky o země (Enoka, 1994, p. 179).



**Obrázek č. 1** Fáze krokového cyklu (Perry, Burnfield, 2010, p. 5)

## 1.3 Dva přístupy k pohybu

Existuje mnoho druhů pohybu, a to jsou procházení, létání, plavání, skákání, chůze a běh, jako dva způsoby lokomoce, člověkem nejčastěji používané. Analýza možné organizace centrálních nervových struktur ovládající lokomoci, odhaluje dva velmi vlivné přístupy k řízení volních pohybů. První přístup je motorické programování, jež je založen v případě lokomoce na představě centrálního generátoru pohybových vzorů (dále jen CPG). CPG je hypotetická nervová struktura, která vytváří rytmickou nervovou aktivitu, což vede k rytmickému chování, jako je pohyb. Rytmicita je jedna z nejběžnějších a základních vlastností pohybového chování (Latash, 2008, p. 222). Tento přístup modelování schopnosti lokomoce, je základní chování, sestávající se ze základních daných vzorů, pro typ motorické schopnosti, například koordinaci kloubů (Ijspeert et al., 2013, p. 362).

Konkurenční přístup považuje rytmicitu jako náhlý rys k možné nerytmické nervové aktivitě a interakci periferního aparátu s prostředím. Tento přístup se nazývá dynamický systémový přístup, nebo také, dynamický generátor pohybových vzorů (Latash, 2008, p. 222). Týká se přizpůsobování základních vzorů, složitým a dynamickým změnám, týkajících se životního prostředí, nebo fyzického těla (Ijspeert et al., 2013, p. 363).

### 1.2.1 Centrální generátory pohybových vzorů

Pojem CPG byl původně reprezentován poměrně jednoduchým schématem skládajícím se ze souborů nervových spojů, které by mohly samy vytvářet rytmickou aktivitu. CPG jsou nervové obvody, umístěné v míše obratlovců a schopné vytvářet rytmický pohyb, bez sensorické zpětné vazby (Latash, 2008, p. 222). CPG získávají informace z mnoha částí mozku (např. bazálních ganglií a mozkového kmene) a svalů. To znamená, že CPG poskytují nejen vysokou schopnost adaptace na určitý druh pohybu, ale i užitečné prozkoumání základních pohybových principů pro přenos pohybové schopnosti na roboty. CPG se používají jako smyslové vstupy neuronových sítí, jejichž výstup je považován za síly, nebo trajektorie generátoru (Grillner et al., 2005, p. 364-370). Předpokládá se, že CPG je řízen z vyšších center, které rozhodne, kde, kdy a jak proběhne lokomoce. CPG rovněž přijímá vstupy z periferních čidel a případně z dalších struktur v rámci CNS. Zejména aferentní vstupy do CPG mohou změnit vzory činnosti, jako například změny v chůzi. Tyto

změny mohou být vyvolány dobrovolně, modifikovaným vstupem z vyššího centra (Latash, 2008, p. 222-223).

### **1.2.2 Dynamický generátor pohybových vzorů**

Alternativní přístup k pohybu, je znám jako dynamický systém přístupu, nebo jako dynamický generátor pohybových vzorů (dále jen DPG). Dle tohoto přístupu, systém pro produkci pohybu, zahrnující centrální nervové struktury, efekторы a jejich spoje s centrálními strukturami a prostředí sil a zdrojů smyslové informace, může být modelován komplexními, nelineárními, diferenciálními rovnicemi. Termín nelineární znamená, že systémová odpověď může nepřiměřeně reagovat na změny ve vstupním signálu. Jedna ze silných stránek DPG je jeho schopnost zvládnout problémy stability, které jsou samozřejmě důležité pro bipedální lokomoci (Latash, 2008, p. 226).

## **1.4 Řízení chůze, vlivy prostředí**

Řídicí systém zajišťuje tvorbu a řízení pohybových stereotypů, začínající jednoduchými pohyby, až po složité pohybové aktivity, podle aferentní signalizace z receptorů, která poskytuje informace o měnících se podmínkách vnějšího a vnitřního prostředí (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 139). Rytmus a charakter pohybů těla při chůzi se sice pokládá téměř za strojově stejný, avšak je individuálně natolik odlišný, že lze dokonce chodce podle jeho chůze identifikovat. Pohyby při lokomoci jsou řízeny činností CNS podle programů druhově specifických, jež jsou zděděny a rámcově uloženy v CNS. Jednotlivé individuální detaily lokomočního pohybu však vznikají učením spojeným s adaptačními mechanismy na vlivy zevního i vnitřního prostředí, nebo i různými patogenními vlivy. Tím si lze vysvětlit značnou individualitu chůze. Protože je chůze řízena z CNS, lze její analýzou získat informace o řídicích pochodech CNS, důležité pro návrh léčebného postupu při poruchách motoriky (Véle, 2006, p. 350). Stejně jako je důležité vzít v úvahu kompenzační strategie, které lidé používají pro běžný denní pohyb, a to navzdory jejich postižení, je důležité si uvědomit i normální strategie, které CNS používá k regulaci. Další přístup k pochopení posturální kontroly vyžaduje zvážení mnoha fyziologických systémů, při nichž jsou osoby schopny stát, chodit a bezpečně a účinně interagovat s prostředím (Horak, 2006., p. 7-11).

Pro ekonomiku chůze je důležité, aby kadence kroků odpovídala kmitům kyvadla, jehož délka je dána délkou končetin. Jedinci vyššího vzrůstu mají delší kroky s pomalejší kadencí. Jedinci nižšího vzrůstu mají kratší kroky s rychlejší kadencí. Pro chůzi je důležitá jak řídicí funkce CNS, tak i logistická složka kardiovaskulární. Pomalá chůze není sice namáhavá pro kardiovaskulární aparát, zato ale zatěžuje více posturální systém, a proto se dostavuje při delší pomalé chůzi dříve únava z poruchy koordinace, než u chůze středně rychlé. Rychlá chůze neklade nároky na stabilizaci vzpřímené polohy, protože je udržována setrvačnou hmotou těla a tím odlehčuje řídicí CNS, má však větší nároky na kardiovaskulární aparát. Ze zevních faktorů ovlivňuje chůzi jak kvalita opory, tak i odpor prostředí (Vélé, 2006, p. 353). Všechny aktivní pohyby lidského organismu, jsou podmíněné koordinovanou činností kosterních svalů. Jejich stavba a funkce musí umožnit širokou škálu pohybů, a to rozsahu kontrakcí, rychlosti síly, odolnosti vůči únavě a vzájemné souhry kontrakce a relaxace svalových skupin při složitějších pohybech. Všechny funkce, které svalstvo vykonává, vykonává v těsné souhře s CNS, která je iniciátorem všech pohybů a vyžaduje přesný motorický program, sledující dosažení stanoveného cíle. Výsledkem komplexního pohybového regulačního mechanismu, je jeho koordinace a zabránění přehnaných, anebo nejistých pohybů při dosahování požadovaného, pohybového cíle. Analýza regulace postoje a pohybu zahrnuje:

- 1) Tonus, jako základní mechanismus vzpřímeného stoje. Vzpřímený stoj v gravitačním poli, je zabezpečený aktivní regulací napětí kloubů, především nohou, kolen, kyčelních kloubů a kloubních spojení páteře.
- 2) Regulace tělesného stoje. Regulační systém svalového tonu kontroluje vzpřímený postoj těla v podmínkách gravitace. Uskutečňuje se u člověka v nejrůznějších pozicích (leh, sed, chůze, či jiné).
- 3) Regulace průběhu pohybu. Intenzita a průběh pohybu se uskutečňují na základě dosažení pohybového, nebo pracovního cíle. Každý pohyb mění postavení těla, tedy i jeho rovnováhu (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 139 - 140).

Lokomoční aparát poskytuje flexibilitu požadovanou na všeobecné řízení pohybu a udržení rovnováhy, ale zaznamenáváme i svalovou aktivitu v kloubu, která nemusí přímo souviset s řízením jeho základního pohybu (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 140). Pohyb těla si vyžaduje předvídatelné přizpůsobení lokomoce, což je definováno jako změna aktuální dynamiky lokomoce související s předvídatelnými změnami okolí, anebo změněným cílem pohybu (Boucher in Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 140). Udržení rovnováhy vyžaduje



předvídatelné přizpůsobení postoje, které je aktivované, když je předvídatelná akce svalů spojená s potřebou udržet rovnováhu (Boucher in Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 140).

Existuje mohutná reorganizace vzorů dolní končetiny přes CNS, aby se zabránilo ztrátě stability při překážkách různých výšek a délek. Zvláště markantní jsou nárůsty úhlové flexe u kyčelního a kolenního kloubu, způsobené generováním výkonu flexorů kolene v momentě odrazu palce od podložky. Ve stejném čase je uvolněná energie kyčelního kloubu (McFadyen, Winter in Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 142). Reorganizace pohybových vzorů dynamiky DK, představuje schopnost CNS využít multiartikulační schopnost DK a udržet lokomoci i navzdory změnám prostředí či změnám v cílech pohybu. Tyto změny poukazují na dominantnost neuromechanické strategie v rovině pohybu. Ačkoli je přímé řízení unilaterální končetiny pravděpodobně nejdůležitější pro bezprostřední vyhnutí se překážky, řízení pánve a kontralaterální končetiny je též důležité pro udržení rovnováhy během destabilizace a může zastávat v závislosti na věku osoby důležitou úlohu. Při změně cíle pohybu hraje důležitou roli i přenos váhy. CNS tak poskytuje aktivní řízení, s cílem udržení a přizpůsobení lidské lokomoce (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 142).

## **1.5. Proces vzniku chůze**

Iniciátorem všech pohybů je CNS. Časté opakování a ekonomizace jednotlivých pohybů, utvářejí v mozkové kůře dynamické stereotypy. Zvýšená dráždivost některých oblastí CNS se projevuje nejvíce po krátkých svalových zátěžích (Baultzopoulos in Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 138). Proces chůze, stejně jako většina cílených pohybů, vzniká jako nervový impulz v CNS a končí generováním reakčních sil. Lokomoční činnost je nastartována v supraspinálních centrech, zabezpečují převod myšlenky na vzor svalové aktivity, nezbytný pro chůzi (Vaughan in Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 138). Nervový výstup vycházející ze supraspinální činnosti, tak můžeme chápat jako centrální lokomoční řízení přenášené do mozku a míchy. Aktivované svaly stáhnutím vyvíjejí napětí generující síly a momenty na synoviálních kloubech. Kloubní síly a momenty působí na pevné kostní spojení tak, aby se tyto pohybovaly a silově působily na zevní prostředí (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 138). Uskutečnění chůze má dva základní požadavky. Prvním z nich je periodický pohyb každé nohy od jedné polohy opory k další a druhým jsou dostatečné reakční síly podložky, vyvinuté nohami, na oporu těla. Oba elementy jsou podstatné pro vznik jakékoliv formy chůze na dvou končetinách, bez ohledu na to, jak moc mohou být vzory chůze zkrácené patologií. Takový

periodický pohyb nohou tvoří podstatu periodického charakteru lidské chůze (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 159).

## **1.6. Dynamická rovnováha při chůzi, COM, COP**

Posturální kontrola je považována za jeden systém, nebo sada vyrovnávacích a rovnovážných reflexů. Posturální řízení je považováno za komplex motorických dovedností odvozených od interakcí více senzomotorických procesů. Dva hlavní funkční cíle posturální kontroly jsou posturální orientace a posturální rovnováha. Posturální orientace zahrnuje aktivní kontrolu vyrovnávání těla s ohledem na gravitaci, nosnou plochu a vizuální prostředí. Prostorová orientace v posturální kontrole je založena na interpretaci konvergentní smyslové informace ze somatosenzorických, vestibulárních a vizuálních systémů. Posturální rovnováha zahrnuje koordinaci senzomotorických strategií ke stabilizaci COM (střed těžiště z angl. Centre of mass) během vlastní iniciativy a externě vyvolané narušení posturální stability (Horak, 2006, p. 7-11).

COM je bod, ve kterém je celá hmotnost těla vyvážena a na který působí výslednice vnějších sil. Neočekávaná přemístění opěrné plochy spouští automatické posturální odpovědi, které mají za cíl udržet rovnováhu při statických i dynamických úkolech. Různá posturální orientace a rovnováha je současně ovládána při pohybu včetně orientace a pozice COM (Latash, Levin, 2004, p. 170).

Zdánlivě jednoduchý úkol přechodu ze stoje do chůze je sekvence pohybových vzorů, které jsou nejlépe rozlišeny podle směru centra tlaku a centra posunu těžiště (Carlsoo, 1966, p. 1-9). COP (střed tlaku z angl. Centre of pressure), je definován jako bod, kde výslednice vertikálních sil protíná opěrnou plochu (Zatsiorsky, 2002, p. 46).

Od svého počátku umístění, uprostřed, mezi pevnýma nohama, se COP postupně pohybuje ve třech směrech. První z nich je laterální a posteriorní pohyb směrem ke švihové končetině. Druhý je ostrý zvrát pohybu COP mediálně směrem k rozvíjející se stojné končetině. Třetí je přední posun COP (Carlsoo, 1966, p. 1-9).

### 1.6.1 Zahájení chůze, příprava

První pohybový vzor začíná nenápadně změnami na kotníku, prostřednictvím bilaterálního uvolnění m. soleus a aktivací m. tibialis anterior (Carlsoo, 1966, p. 1-9). Relativní časování mezi inhibicí m. soleus a aktivací m. tibialis anterior bylo nepřímo úměrné rychlosti chůze. To umožňuje tibii posun dopředu a uvolnění kolene ze svého stojného držení (Crenna, 1991, p. 635-653).

Přechod se stavu stabilního a vyváženého při klidném stání, do stavu chůze, vyžaduje koordinaci anteroposteriorních svalů, čili plantiflexorů a dorsiflexorů a svalů mediolaterálních, jimiž jsou abduktory a adduktory. Cílem těchto motorových modelů je zajistit ustálený stav COP a COM vzorů (Winter, 2009, p. 290-291).

Počátečním úkolem zahájení chůze, je urychlit COM dopředu, směrem ke stojné končetině. Zadní posun se provádí náhlým poklesem aktivity plantárních flexorů. Boční posun směrem ke švihové končetině vyplývá z momentálního zatížení švihové končetiny, přes zvýšenou aktivitu abduktorů švihové končetiny a sníženou aktivitu adduktorů stojné končetiny. Tento momentální posun COP urychluje COM v požadovaném směru dopředu a směrem ke stojné končetině. Potom se COP pohybuje rychle bočně směrem ke stojné končetině. COP je pod levou končetinou a je řízen plantárními flexory levé nohy. Během této fáze, jednoduché opory, plantární flexory zvyšují svou činnost, čímž se COP rychle posouvá vpřed na počáteční odraz. Potom, během fáze dvojité opory, COP pokročí vpřed podél středního okraje pravé stojné nohy (Jian et al. in Winter, 2009, p. 290-291).

Úlohou oporné končetiny je v první části oporné fáze, včas zachytit padání těla, odpružit náraz padajícího těla a zvýšenou energii pádu proměnit na propulzní sílu. Včas zachytit padání těla, znamená zabránit klesnutí těžiště příliš nízko. Odpružení se získá akcí quadricepsu, zejména však akcí dorzálních flexorů, které regulují dostup na celou nohu, čili brzdí plantární flexi. Odraz je další důležitou úlohou oporné končetiny. Hlavní úlohou oporné končetiny je však přenést pánev a snížit i horní část těla, zezadu dopředu, a to co nejmenším obloukem. Při pomalé chůzi je odraz nevýrazný. S rostoucí délkou kroku a rychlostí chůze, se stává odraz nejdůležitější částí kroku. Je nejnáročnější na silnou a prudkou reakci svalů (Šimšík, Porada a kol. 2008, p. 160).

Hlavní silou při odrazu je síla vyvíjená trojhlavým svalem lýtkovým. Tíha těla zatěžuje zejména přední část nohy, čímž se aktivuje celý aparát dolní končetiny. Aktivace je podmíněná zvýšenou mírou uplatnění reflexní pozitivní oporné reakce. Hlavním pohybem při odrazu je plantární flexe kotníku. Odvíjení paty zabezpečuje trojhlavý sval lýtky,

který tahá patní kost nad podložku. Aby se neoplošťoval oblouk nohy zatížený na vrcholu tíží těla, aktivují se současně s trojhlavým svalem lýtky, plantární svaly. V další fázi odvíjení hrají významnou roli retromaleolární svaly, které zdvihají kotník šikmo nahoru a dopředu a v konečné fázi dlouhé flexory palce a prstů, které umožňují odraz (Nilsson in Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 160-161).

Kyv DK vzniká tak, že po odvinutí celé nohy přitáhnou flexory kolene bérec výš nad podložku, čímž poruší rovnovážný stav visící DK. Porucha rovnováhy vyvolá excentrickou polohu těžiště bérce. Setrvačností se končetina přehoupne až za vertikálu, za kterou jí do potřebné flexe v kyčelním kloubu dotáhne m. iliopsoas. Když se stehno začne pohybovat do flexe, flexory kolene snižují svou sílu a spouštějí bérec níž. Bérec se svou tíží a působením kyvu dostává za vertikálu směrem do extenze, do které ho potom dotáhne m. quadriceps (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 161).

Efektivní délku kročné končetiny určuje to, že se musí při přechodu přes vertikálu vejít mezi ukloněnou pánev a podložku. Koleno musí být v této fázi kyvu ještě ohnuté, a proto jeho extenze začíná růst až po přechodu končetiny přes vertikálu. Rozsah pohybu flexe kolene závisí na stupni dorzální flexe v kotníku (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 162).

### **1.6.2 Ukončení chůze**

Hybnost těla vpřed, musí být zastavena v posledních dvou stupních a COP musí být ovládnán do polohy mírně před COM trajektorie (Winter, 2009, p. 293).

Při dostupování se sleduje držení celé dolní končetiny a zvláště držení nohy. Záleží, která část nohy se dotkne podložky jako první, jak se bude měnit tvar nohy při jejím zatížení a jaké budou předpoklady pro následující odraz končetinou. Určování fyziologického hlediska vychází z dvou požadavků. Propulzní efekt odrazu je optimální, pokud se na něj může využít co nejvíce síly příslušných svalů. K tomu je potřebné, aby osa nohy směřovala do směru chůze. Na druhé straně se však zužuje báze chůze a po delším chození člověk snadněji ztrácí kontrolu a zvětšují se výchylky těla do stran. Upřednostňuje se chůze na mírně rozšířené bázi, při které se paty kladou na obou stranách trochu dále od střední čáry. Čím je rychlost chůze vyšší, tím víc směřují špičky k čáře, aby se využila síla retromaleolárních svalů a flexorů palce a prstů na odraz (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 162).

Držení DK při došlapu do jisté míry závisí na stupni antevertze, či retrovertze krčku femuru. Při zvýšené antevertzi bude mít pacient tendenci došlapovat na zevně rotovanou

a při snížené antevertzi a při retrovertzi na vnitřně rotovanou DK. Čím víc je končetina zevně rotována, tím víc bude pacient došlapovat na zevní okraj paty a při zatížení přenášet váhu na vnitřní oblouk nohy. U vnitřně rotačního došlapu tomu bude naopak. Významné je držení nohy a její tvar, při přebírání váhy těla a odevzdání účinku propulzní síly, působící ve směru chůze (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 163).

Když je noha po dostupu postavená osou ve směru chůze, tíže těla a propulzní síla namáhají oblouky nohy symetricky a neženou kotník do vybočeného postavení. Když je noha postavená svou osou šikmo od směru chůze, zmíněné síly tíže a propulze působí proti vnitřnímu podélnému oblouku a kotník ženou do everze, valgozity. Naopak, když osa nohy křížuje směr chůze, působí tyto síly proti zevnímu podélnému oblouku a namáhají subtalární kloub do inverze, varozity (Šimšík, Porada a kol., 2008, p. 163).

## 1.7. Poruchy chůze

Poruchy chůze převládají ve stáří a přispívají ke zvýšenému riziku pádu, snížení pohyblivosti a horší kvalitě života. Porucha chůze a zvýšené riziko pádu pravděpodobně pochází ze stejné etiologie a jsou časté v mnohých patologiích a neurodegenerativních stavech (Shema et al., 2014, p. 1320). Je všeobecně známo, že starší lidé s poruchami rovnováhy trpí více vadami, jako je například multi-smyslová ztráta, slabost, ortopedická omezení a kognitivní poruchy. Často se předpokládá, že tato postižení mohou přímo vést ke ztrátě funkční, jako je neschopnost bezpečné chůze, či stoupání po schodech (Horak, 2006, p. 8).

Ortopedické a neurologické poruchy jsou často vyjádřeny jako poruchy pohybu před tím, než mohou být detekovány pomocí fyzických příznaků a symptomů získaných v klinickém vyšetření. Mnohé instituce zavedly speciální kliniky zaměřující se na poruchy pohybu a pomáhající při péči o tyto pacienty. Hlavním rysem těchto klinik, je biomechanické hodnocení chůze, včetně měření celotělové kinematiky, záznam EMG aktivity ze svalů nohou a vyhodnocování kontaktních sil mezi nohou a zemí. Výkon pacientů může být srovnáván se zdravými osobami a závěry mohou být provedeny o místě zhoršení motorického systému (Enoka, 1994, p. 193-194).

Více znalostí o řízení pohybu nervovým systémem, usnadňuje identifikaci míst, které by mohly být odpovědné za poruchu pohybu. Nervové obvody umístěné v míše generují základní rytmus pohybu. Rytmus zahrnuje střídavou aktivaci flexorů a extenzorů nohy.

Výstup generovaný těmito obvody, určuje časování a intenzitu svalové činnosti potřebné pro pohyb. (Enoka, 1994, p. 193-194)

## **1.8. Virtuální realita v rehabilitaci**

Rehabilitace má za cíl obnovit dříve ztracenou schopnost pohybu, učít kompenzační pohyby, nebo léčit kognitivní a psychologické deficity (Riener, Harders, 2012, p. 161).

Během posledních 15 let byla virtuální realita (dále jen VR) použita jako výzkumný nástroj pro poskytování motorických kognitivních intervencí. Technologie VR může poskytnout individuální opakování cvičení motorických funkcí, řízení dle potřeb a úrovně schopností osob, při zapojení a stimulaci kognitivních procesů (Shema et al., 2014, p. 1320). VR je výkonný nástroj pro motivaci pacientů k aktivní účasti a zároveň poskytuje zpětnou vazbu. Poskytuje motivující terapii, která může být lepší, než trénink v reálné situaci (Holden, 2005, p. 187-211). Ukázalo se, že zvýšení motivace a aktivní účast, může vést ke zvýšení účinnosti a pokroku motorického učení v neurorehabilitaci. Vysoce funkční a obohacené prostředí zaměřené na praxi je nezbytné pro motorickou reedukaci a obnovu po CMP (Johnson, 2006, p. 1-6). Navíc, VR může být použita k testování různých druhů metod motorického tréninku a typů zpětné vazby (Riener, Harders, 2012, p. 161).

### **1.8.1 Historie VR**

Virtuální realita není nový pojem, ale datuje se více než 40 let zpět. Roku 1962 byl vydán patent Mortonovi Heiligovi, pro jeho vynález s názvem Sensorama Simulator (obrázek č. 2), který byl první virtuálně reálnou video arkádou. Tato brzká VR pracovní stanice měla trojrozměrnou video zpětnou vazbu, pohyb, barvu, stereo zvuk, vůně, větrné efekty (pomocí malých ventilátorů v blízkosti uživateli hlavy), a vibrující sedadlo (Burdea, Coiffet, 2003, p. 3).

Heilig si byl také vědom možností přístroje připevněného k hlavě uživatele. Navrhl simulační masku, zahrnující 3D snímky s širokým záběrem efektů na periferii, kontrolním zaostřováním a optikou, stereofonní zvuk a schopnost zahrnout vůně. Na jeho práci dále navázal Ivan Sutherland, který v roce 1966 použil dvě katodové trubice namontované podél uší uživatele. V dnešní době jsou malé katodové trubice zavedeny přímo v přístroji,

přípevňujícím se k hlavě. Katodové trubice byly v dobách svého vzniku mnohem těžší než dnes, proto se Sutherland musel spoléhat na mechanické rameno, nesoucí váhu displeje. Toto mechanické rameno mělo potenciometry, které měřily směr pohledu uživatele. Většina dnešních přístrojů užívá nekontaktní sledování polohy (magneticky, nebo ultrazvukem), což dříve nebylo možné (Burdea, Coiffet, 2003, p. 4).

Sutherland si během své práce uvědomil, že může použít počítačem generované scény namísto analogových snímků pořízených kamerami. To bylo předzvěstí moderního grafického akcelerátoru, klíčové součásti hardwaru VR. Počítač generuje sekvenci scén každou trochu jinak a každou zobrazenou ve zlomku vteřiny. Sutherland měl vizi „konečného displeje“ do virtuálního světa bez omezení grafiky. V roce 1965 předpokládal, že do VR procesu může být zahrnut hmat, nebo úchyt, s cílem umožnit uživatelům cítit virtuální objekt, který vidí. Tento nápad se stal skutečností díky Fredericku Brooksi, Jr. a jeho kolegům z Univerzity v Severní Karolíně. Tito vědci prokázali schopnost simulovat dvourozměrná kontinuální silová pole. Později simulovali třírozměrné kolizní síly navíc s robotickým ramenem, běžně používaným při manipulaci s jaderného materiálu. Většina z dnešní hmatové technologie je založena na miniaturních robotických ramenech (Burdea, Coiffet, 2003, p. 5-6).

Národní úřad pro letectví a kosmonautiku, zkráceně NASA (z angl. National Aeronautics and Space Administration, NASA) byl dalším, kdo se zajímal o moderní simulátory. Roku 1981, NASA vytvořila prototyp displeje z tekutých krystalů (dále jen LCD), který pojmenovali jako virtuální vizuální zobrazení prostředí, zkráceně VIVED (z angl. Virtual Visual Environment Display, VIVED). Vědci z NASA rozebrali komerčně dostupný Sony Watchman TV a přidali LCD na speciální optice. Tato optika potřebovala speciální zaostření obrazu v blízkosti očí bez přílišné námahy. Většina dnešních VR přístrojů připojených k hlavě užívá stále stejného principu. Vědci z NASA poté pokračovali vytvořením prvního VR systému zahrnujícím hostitelský počítač a bezkontaktní přístroj, sloužící k sledování a měření pohybu hlavy. Hostitelský počítač poté předává získaná data do grafického počítače, který vypočítá nové snímky zobrazené na VIVED (Burdea, Coiffet, 2003, p. 7)

Jedním z průkopníků VR byl Jaron Lanier, který roku 1950 vynalezl umělé rukavice jako virtuální programovací rozhraní (Riener, Harders, 2012). Roku 1985, Scott Fisher, integroval nový druh snímacích rukavic. Fisher a Elizabeth Wenzel vytvořili první hardware schopný manipulace až se čtyřmi třírozměrnými vizuálními zvukovými zdroji. Zdroji jsou myšleny zvuky, které zůstávají lokalizované v prostoru, i když uživatel změní polohu hlavy.

Tyto zdroje představují velmi silný doplněk do simulace (Burdea, Coiffet, 2003, p. 7-8).

Francie byla jednou z prvních zemí, která uspořádala mezinárodní konferenci, konající se roku 1992, s názvem „Rozhraní pro skutečné a virtuální světy“. Později v ten samý rok, Spojené státy americké organizovaly první konferenci s názvem „Medicína stýkající se s virtuální realitou“. V září 1993, největší světová odborná společnost, Institut pro elektrotechnické a elektronické inženýrství, zorganizovala první VR konferenci v Seattlu. Virtuální realita se stala součástí hlavního proudu vědeckých a technických společností (Burdea, Coiffet, 2003, p. 8).



**Obrázek č. 2** Sensorama Simulator (upraveno dle:  
<http://www.mortonheilig.com/InventorVR.html>)



## 1.8.2 Využití a princip VR

V posledních letech, se oblast virtuální reality nesmírně rozrostla. Praktické aplikace pro využití této technologie zahrnují mnoho polí, a to od leteckého výcviku a vojenských aplikací, průmyslových vzdělávání v provozu stroje, či lékařství, kde chirurgové mohou být vyškoleni v chirurgických technikách za pomoci systémů virtuální reality. Využití virtuální reality v léčebné rehabilitaci je jednou z nejnovějších oblastí, kde se s touto technologií setkáváme. Virtuální realita si našla v rehabilitaci a terapii mnohá uplatnění, a to například u pacientů s Parkinsonovou chorobou, autismem, při reedukaci chůze, po traumatických poraněních mozku, dětí s dětskou mozkovou obrnou, či u pacientů po CMP (Holden, 2005, p. 187-189). Rehabilitace pacientů mohou být klasifikovány jako ortopedické, neurologické (po CMP, nebo poranění mozku) a kognitivní. Virtuální realita, je používaná ve všechno těchto oblastech, ačkoliv je to v současné době většinou v pilotní, nebo zkušební klinické fázi. Přidáním virtuální reality se rehabilitace stává VR-rozšířenou, při použití vedle klasické terapie, nebo je terapie celá na bázi VR. Virtuální realita může vyřešit omezení, kterými jsou, opakující se a pro některé uživatele, nudná cvičení, tím, že vytvoří interaktivní a zábavné prostředí s využitím 3D grafiky a videoher a umožní dohled nad rehabilitací doma. Tento druh rehabilitace, tzv. telerehabilitace, dává terapeutovi možnost sledovat domácí akce pacienta pomocí internetu. VR terapie uživatele odchýlí od reality, což umožňuje pacientům plnit úkoly, které by jinak nedělali, a tím zvýšit jejich morálku (Burdea, Coiffet, 2003, p. 304).

Virtuální realita pracuje na principu simulace reálného prostředí pomocí hardwarových i softwarových zařízení, kterých je široké množství a která pracují s různými stupni složitosti, dle vlastního nastavení. Zatímco v reálném světě získáváme informace o okolním prostředí pomocí našich smyslů – zraku, sluchu, hmatu, čichu a chuti. Ve virtuálním světě získáváme informace o virtuálním prostředí pomocí stejných smyslů, ale využíváme k tomu tzv. rozhraní „ člověk – stroj“ (Holden, 2005, p. 187-189). Encyklopedie Britannica popisuje VR jako využívání počítačového modelu a simulace, která umožňuje komunikovat s umělým 3D, vizuálním, nebo jiným smyslovým prostředím (Encyclopaedia Britannica, 2015). Simulace je zprostředkována pomocí grafického počítače, který umožní zobrazení reálného světa. Kromě toho, syntetický svět není statický, ale reaguje na uživatelův vstup. To definuje klíčový rys virtuální reality, kterým je interaktivita v reálném čase. Tady, v reálném čase znamená, že počítač je schopen detekovat vstup uživatele a měnit virtuální svět okamžitě. Interaktivita a její podmanivá energie přispívá pocitu ponoření, že jsou uživatelé součástí taktiky akce na obrazovce. Virtuální realita se posouvá ještě o krok

dále, v užívání všech lidských smyslových kanálů. Uživatelé nejen vidí a manipulují grafickými objekty na obrazovce, ale také se jich dotýkají a cítí je. Výzkumy hovoří také o smyslu vůně a chutí, i když jsou tyto sensorické modality v dnešní době méně používané (Burdea, Coiffet, 2003, p. 2 -3). Aplikace VR ponoří uživatele do prostředí počítačem generovaného, který simuluje realitu pomocí interaktivních zařízení, které vysílají a získávají informace a užívají se jako brýle, sluchátka, rukavice, nebo obleky (Encyclopaedia Britannica, 2015). Rozhraní mezi člověkem a strojem může poskytnout informace specifické pro jeden, nebo i více smyslů, v závislosti na typu zařízení, vybraného k užití terapie. Informace shromážděné o virtuálním prostředí potom lze řídit interakcí pacienta ve virtuálním světě, ale lze je kombinovat i s přirozenými smyslovými vstupy z reálného prostředí (Holden, 2005, p. 187-189). Je jasné, že virtuální realita je jak interaktivní, tak pohlcující. To jsou dvě funkce, s nimiž je většina lidí obeznámena. Existuje však třetí funkce virtuální reality, které si je vědomo méně lidí. Virtuální realita není jen prostředek, nebo uživatelské rozhraní, ale také aplikace sloužící k řešení skutečných problémů v oblasti strojírenství, medicíně, armádě a další. Rozsah, ve kterém je aplikace schopna řešit určitý problém, závisí na dobré míře funkčnosti simulace, tedy na integrované trojici pohlcení, interakci, a představivosti (Burdea, Coiffet, 2003, p. 3).

### **1.8.3 Systémy a zařízení**

V rehabilitaci pacientů se používá široká škála zařízení a přístrojů, které lze využít k vytvoření různých virtuálních prostředí s různými schopnostmi a účely. Mezi základní komponenty využívané v systému virtuální reality patří počítač, speciální grafická karta, která umožní rychlý výpočet a vykreslení 3D obrázků, zobrazovací zařízení, jehož prostřednictvím je zobrazeno virtuální prostředí, hardwarové zařízení, které lze použít ke sledování kinematiky pohybu, nebo poskytují hmatové simulace pro zpětnou vazbu účastníků a softwarové zařízení zajišťující synchronní práci všech těchto zařízení. Více působivé virtuální prostředí umožňuje uživateli pocit, že je prostředí více reálné a kvalitní jako přítomnost. Méně působivé virtuální prostředí poskytuje menší pocit přítomnosti. Může se zdát, že více uchvacující prostředí je pro rehabilitaci lepší, ale není tomu tak vždy, protože přílišné reálné prostředí může vyvolávat nevolnost, zvracení, bolest hlavy, ospalost, ztrátu rovnováhy apod. To vše jsou nežádoucí účinky, zejména pokud jde o pacienty s poruchou CNS. Nejjednodušší zobrazovací vizuální zařízení je monitor stolního počítače,

pomocí vylepšené grafiky 2D zobrazení. Ačkoliv takovéto zobrazení nedosahuje takové hloubky a většího přiblížení reality jako 3D zobrazení, zvýšení prožitku může zajistit například pohled z ptačí perspektivy, či zobrazení obrazu na velké plátno, či zeď pomocí projektoru. Pro zajištění více působivého virtuálního prostředí je třeba užít displej s možností 3D zobrazení. Z možností, kterých lze to jsou například brýle, které umožňují zobrazení obrazu střídavě na levé a pravé straně obrazovky, nebo speciální zařízení s vizuálním displejem opatřené malými monitory určenými pro pravé a levé oko, zajišťující 3D zobrazení a umožňující propojení virtuální reality s pohyby hlavy pacienta (Holden, 2005, p. 187-189).

#### **1.8.4 Přímé účinky VR simulací**

Přímé účinky VR simulací ovlivňují především uživatelův vizuální systém, ale také systém sluchový, kožní a muskuloskeletální (Burdea, Coiffet, 2003, p. 267-268).

V případě, že je uživatel vystaven vysoké intenzitě světla zaměřené na oči, objevují se přímé účinky na vizuální systém. Kombinace intenzity světla a trvání expozice přesahující únosnou mez, má za následek poškození rohovky, popálení sítnice a jiná poranění. Příkladem možného poškození je laser užitý v miniaturních displejích, které přímo osvětlují sítnici (Kestenbaum, 2000). Také aktivita zrakových center v mozku může být ovlivněna VR expozicí. To se typicky stává při ponoření do scén, kde pulzují jasná světla při nízké frekvenci (Viirre and Bush in Burdea, Coiffet, 2003, p. 267-268).

Pokud je příliš vysoká hladina simulace zvuku, dochází k přímým účinkům na sluchový systém. U VR simulací, které mají trojrozměrné zvukové zdroje, závisí síla vnímané intenzity na poloze uživatele. V případě, že se uživatel dostane příliš blízko k silnému zdroji simulovaného zvuku, může nastat překročení doporučených limitů expozice s následným poškozením sluchového systému (Burdea, Coiffet, 2003, p. 268).

V případě aplikace vysoké úrovně sil, či pohyblivosti uživatelových končetin, překračující anatomickou mez rozsahu, mohou nastat přímé účinky na muskuloskeletální systém. Tato rizika mohou způsobit zánět šlach, bolesti svalů a další ortopedické problémy. V dnešních VR systémech převládá množství kabelů a strojů, a proto dochází k pádům vlivem zakopnutí a následným vznikem zlomenin. Dalším potenciálním dopadem je zvýšené riziko onemocnění kůže, kdy rozhraní VR jsou sdíleny mezi několika uživateli. Alternativou je přepracování rozhraní, k zabránění použití porézních materiálů, které se snadno stává hostitelem pro bakterie a viry (Burdea, Coiffet, 2003, p. 268).

## 1.9 VR v rehabilitaci chůze

Chůze je nejběžnější typ lokomoce, sloužící člověku k vykonávání základních životních potřeb a sebeobsluže. Chůze neslouží pouze k přesunu z jednoho místa na druhé, ale plní svou podstatnou roli i v sociálním začlenění jedince. Z toho důvodu, se klade velký důraz na její rehabilitaci (Mayer, 2000, s. 67 – 8; Věle, 2006, s. 347-351). Při nácviku správného stereotypu chůze, je nezbytné znát parametry normální chůze u konkrétních pacientů (Whittle, 2007, p. 47-97). Zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla v klidu i při pohybu, je podmínkou bezpečné chůze, na čemž se podílí činnost CNS a antigravitačních svalů (Věle, 2006, s. 347-351).

Obnova chůze je nedílnou součástí rehabilitace pro lidi s poškozením mozku, poraněním míchy, traumatických nehod s poraněním kyčle, nebo dolních končetin. Nácvik chůze, při kterém se využívají pasivní pohyby, nebo chodící tréninkový pás, poskytuje opakující se krokové pohyby, a tím podporuje aktivity ovlivňující plasticitu CNS (Kim, 2014, p. 1-3). Plasticita nervového systému hraje důležitou roli léčby, k vývoji vhodných řídicích algoritmů. Kortikospinální systém má schopnost podstoupit strukturální a funkční změny při odezvě na motorický trénink. Nicméně, opakující se činnost motorické aktivity sama o sobě nestačí k řízení kortikální reorganizace. V ideálním případě, by měl motorický trénink rovněž zahrnovat získávání dovedností pro vyvolání plasticity neuronů, která je indikativní pro motorickou obnovu. Proto, kombinace robotických intervencí s dovednostmi učebních úloh, předpokládají rozšíření kortikální plasticity a motorickou obnovu (Krishnan, 2013, p. 2-3).

Přesto bylo prokázáno, že funkční zisky z nácviku chůze jsou malé. Možná proto, že současné formy nácviku chůze nemusí být dostatečně interaktivní na podporu účinného motorického procesu učení. Ke zvýšení efektivity rehabilitace chůze může přispět vizuální zpětná vazba, která je do tréninku zapojena. Tak pacient může své pohyby stále sledovat a udržovat. Zejména vizuální zpětná vazba pomáhá uvědomit si, jak se pohybovat a opravit případné kompenzační strategie, což stimuluje proces motorického učení a vede k lepším funkčním výsledkům. Rehabilitace chůze často využívá korekci krokových pohybů a vizuální zpětná vazba, je jednou z interaktivních forem, které mohou být pro rehabilitaci použity (Kim, 2014, p. 1-3).

Aplikace virtuální reality poskytují smyslové vnímání interaktivního syntetického prostředí, které nahradí prostředí reálné (Milgram et al., 1995, p. 282-292). VR systémy

mohou nabídnout množství výhod týkajících se intenzity, variability a speciálně orientovaných úloh, přičemž je poskytnuta řádná senzorní zpětná vazba pro podporu vzdělávání a motivace (Laver et al., 2012, p. 523-530).

K uskutečnění 3D interakce ve virtuálním prostředí je třeba zajistit propojení mezi reálným a virtuálním světem. Interakce uživatelů mohou být podporovány různými zařízeními, jako jsou pohybové trackery, joysticky, oční trackery atp. Důsledkem toho je možné zjistit polohu končetin, kloubů, nebo jiných částí těla. K dispozici jsou různé sledovací technologie v závislosti na fyzikálním principu, v němž jsou založeny na bázi magnetické, optické, mechanické, inerciální, hybridní atd. Nedávné pokroky v oblasti počítačového vidění umožnily člověku zaznamenávat do hloubky obraz reality (Shotton et al., 2011, p. 1297-1304).

I když to nelze považovat za systém sledování v pravém slova smyslu, sledování kostry zajišťuje 3D polohu mnoha kloubů těla (Lloréns et al., 2015, p. 6586-6606). Technologie VR musí splňovat nejen konkrétní potřeby pacientů, ale také potřeby terapeutů (De Joode et al., 2012, p. 1257- 1266).

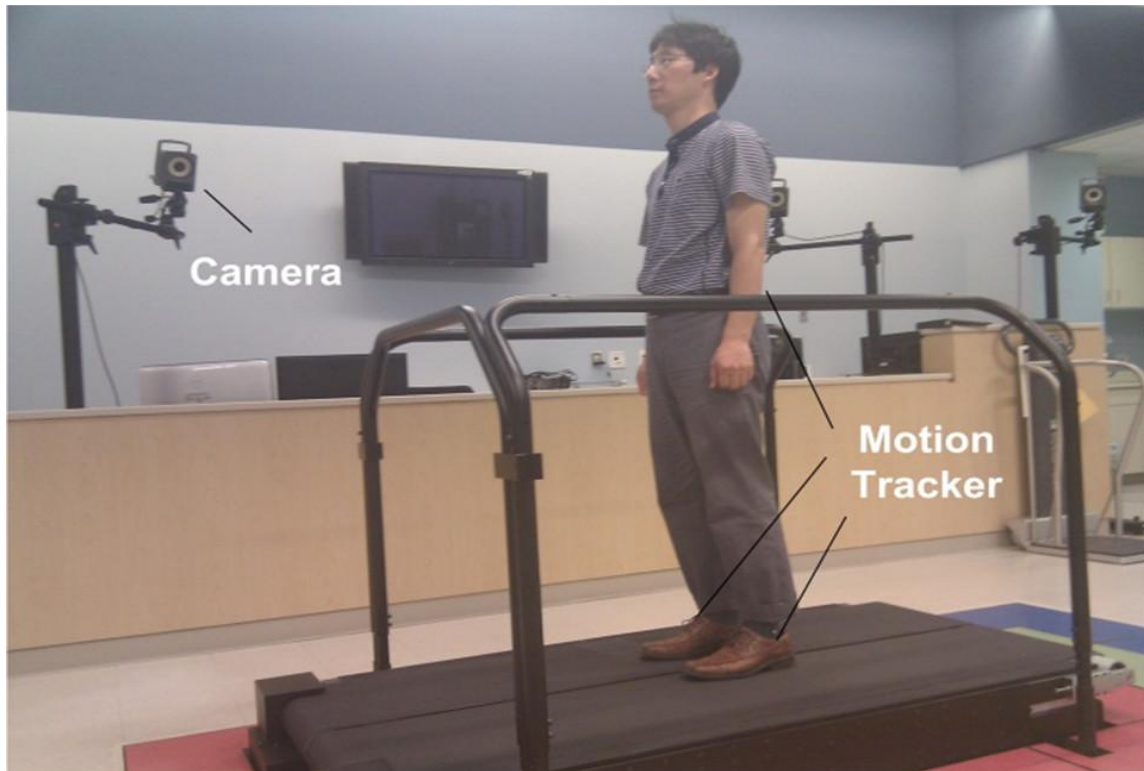
### **1.9.1 Treadmill systémy**

Chodící pás je přístroj, užívaný v rehabilitaci pro terapii chůze neurologických a ortopedických poruch (Mayer, 2000, p. 66-73; Hesse et al., 2003, p. 1767-1773). Základní pás je tvořen chodící plochou, který má po stranách připevněné zábradlí. Mohou být také vybaveny obrazovkou, lokalizovanou před pacientem (Biodex, 2014, p. 1-4).

Existují pásy poskytující jak terapeutovi, tak pacientovi okamžitou zpětnou vazbu o parametrech chůze. Plocha, po které pacient chodí, nahrává a monitoruje informace o rychlosti a délce kroku, symetrie chůze, a to se pacientovi ihned ukazuje na obrazovce před ním, formou obrázků stop (Biodex, 2014, p. 1-4).

Byl vyvinut i individuální chodící pás se systémem odhadu rychlosti (obrázek č. 3). Předchozí strojové rehabilitace chůze byly limitovány konstantní rychlostí chůze a nemohly poskytnout variabilitu rychlosti během tréninku. Realistická chůze by měla pacientovi povolit dobrovolně měnit rychlost chůze, což není rozhodující pouze pro bezpečnost pacienta, ale také může pacientům pomoci více se aktivně účastnit na kognitivních úkolech během tréninku VR. Pacienti, kteří mohou náhle snížit rychlost chůze, jsou ohroženi pádem z pásu, pokud nejsou schopni náhlé změny chůze. Proto je vlastní kontrola rychlosti na pásu potřebná

pro poskytnutí realističtějších pěších podmínek během VR interakcí, přidáním variability a většího potenciálu motorického trénování se současnou zárukou bezpečnosti pacientů (Yoon et al., 2012, p. 1 – 4).



**Obrázek č. 3** Chodící pás se systémem odhadu rychlosti (Yoon et al., 2012, p. 8)

Souman et al., kombinovali regulátor zpětné vazby rychlosti pánve pro uskutečnění realistické chůze na chodícím pásu, 6 metrů dlouhém. Delší trať je potřebná k umožnění rychlejší chůze, protože rychlejší chůze způsobuje větší předozadní pánevní vychýlení, větší chybu odhadu pozorování a výsledky s větší chybou odhadu mezi polohou těla a referenčním bodem (Souman et al., 2010, p. 3-5).

Pro rehabilitační účely je velmi důležitá záruka stability regulátoru chodícího pásu i v případech, jako je ztráta dat senzoru, který se často stává problémem v reálném čase měření. Regulátor by také neměl rušit pacientovy plánované vzory chůze. To znamená, že koncept systému regulace posunu vpřed, jež odhaduje rychlost chůze s použitím specifických parametrů chůze, může být dobrý přístup pro rehabilitaci chůze v bezpečném řízení rychlosti chodícího pásu, aniž by docházel k nestabilitě, nebo neúmyslnému ovládnutí akce (Yoon et al., 2012, p. 1-3).

Některé klinické výzkumné skupiny používají chodící pásy spojené s VR systémy, které se běžně používají v rehabilitaci (Baram, Miller, 2006, p. 178-181). Chodící pás s integrovaným virtuálním prostředím může odhadnout rychlost chůze při asymetrickém držení těla s pomocí pozemních reakčních sil, měřených přístrojově upraveným pásem (Feasel et al., 2011, p. 290).

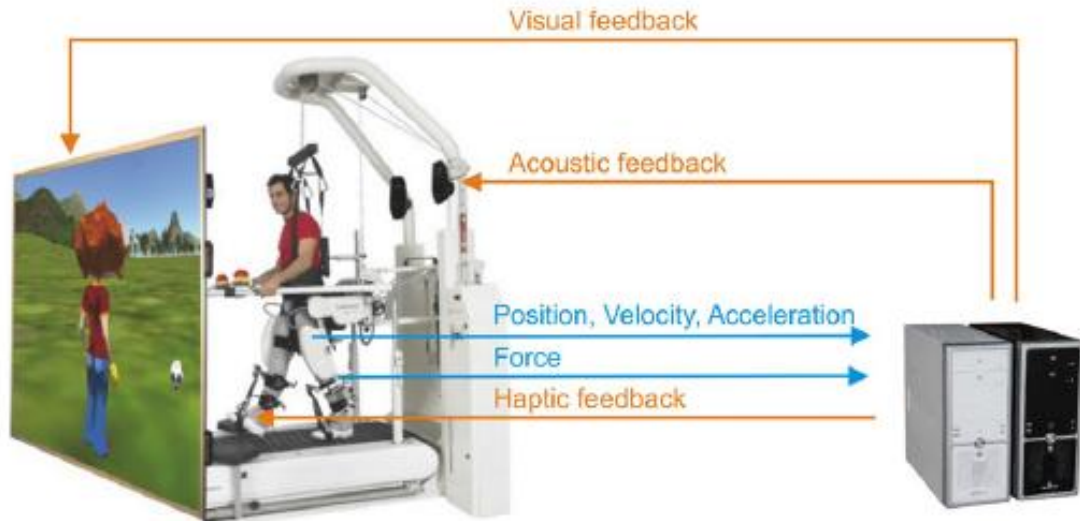
### **1.9.2 Robotizované trenážéry**

VR v kombinaci s rehabilitační robotikou může ulehčit nejen léčbu fyzioterapeutům, ale může také motivovat pacienty trénovat déle ve vzrušujícím, umělém prostředí, podporovaném robotem. Příkladem je rehabilitace chůze s přístrojem Lokomat (obrázek č. 4).

Robot spojený s chodícím pásem skládající se z nosného systému tělesné hmotnosti, chodícího pásu a exoskeletálního, nebo koncového efektoru založeném na ovládnání pomocí řídicích končetin pacienta (Colombo et al., 2000, p. 693-700).

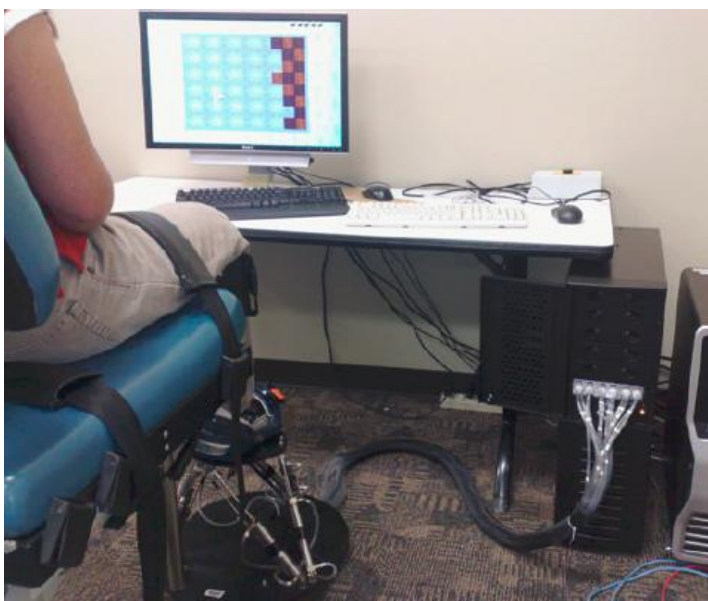
Lokomat využívá pohonů v kyčlích a kolenou pro automatizaci chůze na chodícím pásu (Stauffer et al., 2009, p. 40). Byl vyvinut pro zlepšení a automatizaci nácviku chůze na běžecském pásu v neurorehabilitaci (Colombo et al., 2000, p. 693-700). Skládá se ze dvou nožních ortéz, připevněných k nohám pacienta. Na každé ortéze jsou dva motory, jeden na kyčelní a druhý na kolenní kloub, jež jsou průvodci pacientových nohou podél fyziologického vzoru chůze. Ortéza je synchronizována s rychlostí pásu a spolu se systémem podpory tělesné hmotnosti umožňuje provádět pohyby chůze (Reiner, Harders, 2012, p. 164).

Užívání robotizovaných trenážerů přináší do terapie několik výhod. Mezi ně patří dávkování léčby, které je významným prvkem ovlivňujícím neuronovou plasticitu. Za druhé, terapie může probíhat v dynamických prostředích a za třetí, fyzická zátěž na terapeuta může být výrazně nižší. V neposlední řadě, výkon a průběh pacienta může být objektivně sledován pomocí čidel, zabudovaných do robota. Problém pro robota představuje napodobení dovedností zkušeného terapeuta. Většina robotů je nastavených tak, aby poskytovaly stálou asistenci, aniž by přihlíděly k funkčním schopnostem každého pacienta. Důsledkem toho není léčba přizpůsobena potřebě každého pacienta a schopnost robota indukovat neuronovou plasticitu je potenciálně negována. Jednou z možností překonání tohoto omezení je pacientovo aktivní zapojení do tréninkového procesu (Krishnan, 2013, p. 2-3).



**Obrázek č. 4** Lokomat (Reiner, Harders, 2012, p. 165)

Rehabilitace ortopedických a traumatických poruch následuje zlomeniny, částečné, nebo úplné ruptury ligament či operace kolena. Jedna z nejčastěji zranitelných částí těla, je kotník. Girono a jeho kolegové z Rutgers University, vyvinuli rehabilitační systém na bázi VR s názvem „Rutgers Ankle“ (obrázek č. 5), skládající se z kompaktní robotické platformy, elektropneumatického regulátoru a z PC simulačního systému. Robot byl vyroben s účelem poskytnutí dvojí činnosti, kterými jsou tlak a tah nohy ve všech jejích stupních volnosti (Girone et al. in Riener, Harders, 2012, p. 162-163).



**Obrázek č. 5** Rehabilitační VR systém „Rutgers Ankle“ (Riener, Harders, 2012, p. 162)



## 2. DISKUZE

### 2.1 Vliv VR na balanci, statické trenažéry

Balanční dysfunkce je jedním z hlavních faktorů vedoucích k omezení schopnosti pohybu, posturální kontroly a chůze. Předchozí studie ukázaly, že více jak 33% lidí s chronickou balanční dysfunkcí trpí zvýšeným rizikem pádu v každodenním životě a je příčinou více než poloviny úmrtí následkem úrazu (Agrawal et al., 2009, p. 938-944). Yurong et al., tvrdí že, některé metody pro trénink balance prokázaly lepší posturální kontrolu a zlepšení mobility. Účinnost stávajících intervencí je ale omezená, protože pacienti nemají tendenci být plně zapojeni a dodržovat tréninkový protokol (Yurong, et al., 2014, p. 1628-1634).

Jak uvádí Lange, k neurologickým poruchám, které mohou vyplynout z CMP, patří hemiparéza, problémy s koordinací, apraxie a postižení v posturální kontrole. Zejména pak poškození posturální kontroly, může mít vliv na rovnováhu a mobilitu při každodenních aktivitách. Jedním z hlavních úkolů v rehabilitaci po CMP je nácvik zatěžování a přenášení váhy přes postiženou dolní končetinu pro podporu lepší kinematiky chůze. Vědečtí a kliničtí odborníci začínají v posledních letech využívat her. Zároveň však chybí studie potvrzující efektivitu a také to, jakým způsobem lze hry využít. Studie, které existují, ukazují, že využití her je velmi slibné pro balanční rehabilitaci, ale také to, že komerčně dostupné hry mohou mít i negativní dopad. Pacienti po CMP, traumatickém poškození mozku, či páteře se nestíhají pohybovat dostatečně rychle a nedovedou vykonávat požadované pohyby. Nutno podotknout, že v současnosti dostupné komerční hry nejsou zcela vhodné pro dosahování terapeutických cílů. Některé hry jsou špatné pro úkoly na rovnováhu, protože nevyžadují přímou kontrolu přenášení váhy pro vycentrování těžiště těla. Technologie nejsou dostatečně citlivé, aby měřily výkonnost, a navíc vyžadují zapojení terapeuta. Na základě toho jsou vytvářeny hry speciální pro rehabilitaci, využívající PC a balanční plošiny. Tyto systémy mají redukovat posturální nestabilitu a zlepšovat rovnováhu a přenášení váhy (Lange et al., 2010, p. 345-346).

Do vytváření herního softwaru pro terapii a testování VR přístupu, byly zapojeny čtyři osoby po CMP, hodnotící jednotlivé aspekty VR přístupu. V průběhu byla kvalitativní i kvantitativní měření nahrávána. Pohyby pacientů na desce byly prostřednictvím senzorů lokalizovaných na spodních rozích desky předávány do PC. Po ukončení jednotlivých cyklů

testování by měl být tento VR přístup dále upravován a vylepšován, aby splňoval terapeutické cíle, byl zábavný, vhodný a poutavý, stejně jako jeho grafika (Lange et al., 2010, p. 345-346).

VR přístup vybízel pacienty k přenášení váhy z jedné strany na druhou. Délka terapie byla 4 až 10 minut, během kterých mohl terapeut pacientovi radit, pokud bylo třeba. Do testování byli zapojeni 4 terapeuti a 4 pacienti po CMP. Účastníci byli muži s průměrným věkem 60 let a s různým stupněm hemiparézy. Doba od počátku vzniku CMP se pohybovala od 4 měsíců do 7 let. Tři ze čtyř účastníků vyžadovali pomoc terapeuta při vstupu na desku, někteří i v průběhu hry. Někteřím účastníkům dělalo problém pochopit, jak plně přesunout svou váhu na jednu, či druhou stranu, v ten moment zasáhl terapeut. Lékaři však shledali VR přístup jako užitečný tréninkový nástroj, který působí na pacienty pozitivně. Jak uvádí tabulka č. 1., účastníci zhodnotili přístup jako velmi poutavý, avšak stejně náročný jako typické fyzické terapie pro balanční trénink. Tato studie podporuje vývoj VR přístupu, která vychází vstříc specifickým, klíčovým požadavkům balanční rehabilitace. Tento VR přístup má potenciál být využíván jako terapeutický nástroj v rámci domácího i klinického prostředí (Lange et al., 2010, p. 347-351).

**Tabulka č. 1** Hodnocení zásahu hry pacienty po CMP (Lange et al., 2010, p. 350)

Question	Participant				Average response rating
	101	102	104	105	
I would like to use these games in therapy.	1	1	1	3	1.5
The game was more engaging than typical OT/PT exercises I have done before.	3	1	1	3	2
The game was more strenuous than typical OT/PT I have done before.	3	3	3	4	3.25
I could see myself playing this game in the future.	3	1	1	4	2.25
It was hard to understand the directions for playing the game.	2	5	5	4	4
I felt frustrated while playing the game.	5	5	5	3	4.5
I was motivated to keep playing the game.	1	1	1	4	1.75
It was easy to understand how to use the controller to play the game.	2	1	2	2	1.75
I feel as though I would benefit from playing these games in therapy.	2	1	1	3	1.75
Borg Scale of perceived exertion	19	13	19	9	15

Legenda: 1-velmi souhlasím, 2-souhlasím, 3-neutrální, 4-nesouhlasím, 5-silně nesouhlasím, OT-pracovní terapie (z angl. occupational therapy), PT-fyzikální terapie (z angl. physical therapy)

Virtuálně balanční trénink byl předmětem studie i Yena et al., kteří ho srovnávali s klasickým balančním tréninkem. Svou studii soustředili na testování virtuálně balančního tréninku u pacientů s Parkinsonovou chorobou (dále jen PD) na smyslové integrační schopnosti pro posturální kontrolu. Úkolem pacientů bylo vykonávat somatosenzorické VR úkoly se současnou schopností udržet rovnováhu na balanční desce řízené přenosem váhy

pacienta. Autory byly zvoleny testy „smyslové organizace“ (the Sensory Organization Test, SOT 1-6). Jedná se o složku na bázi počítačové dynamické posturografie jež vyhodnocuje smyslové integrační schopnosti vestibulárního, somatosenzorického a vizuálního systému (Yen et al., 2011, p. 862-874).

Autoři srovnávali výsledky před a po tréninku u intervenční skupiny VR se skupinou podstupující klasický balanční trénink a s kontrolní skupinou, která nepodstoupila žádnou pohybovou terapii. Jak autoři uvádí, první dvě skupiny prokázaly po skončení tréninku velké zlepšení smyslových integračních schopností oproti třetí skupině a jsou proto stanoveny jako vhodné v rámci rehabilitace posturální kontroly (Yen et al., 2011, p. 862-874).

Podobně tak i Gil-Goméz et al., kteří měli ve svém zájmu srovnání terapie pomocí balanční plošiny eBaVir řízené počítačem a běžnou terapií u hemiparetických pacientů. Předpokladem výzkumníků byla odpovídající a bezpečná terapie, jež je schopna zlepšit statickou bilanci pacientů. Autoři v rámci studie měřili statickou i dynamickou bilanci pacientů. Konečným měřením bylo prokázáno zlepšení obou skupin v rámci všech testů. Zároveň ale, ve smyslu hodnocení testů statické balance, dosáhla lepších výsledků skupina experimentální a oproti tomu kontrolní i experimentální skupina dosáhla pozitivních výsledků při testech dynamické balance. Studie v končeném výsledku ukazuje, že plošina eBaVir má své kladné využití hlavně při tréninku statické rovnováhy. Mimo to, je na místě zmínit fakt, že VR si nese kladný ohlas jak u pacientů, kteří celou terapii shledali zábavnou a motivují, tak u terapeutů, kteří do popředí řadí rychlost a triviálnost manipulace se systémem (Gil-Goméz et al., 2011, p. 1-9).

Vedle Gil-Goméze et al., dosahují ve své studii kladných výsledků v terapii spolu s VR i Meldrum et al., kteří ve své studii zdůrazňují, že při tradiční terapii je obtížné získat kvalitní zpětnou vazbu, která se navíc opakuje stále dokola a bývá často i velmi nudná. Ve srovnání s běžnou balanční terapií VR nedosahuje lepších výsledků, její kladná stránka však spočívá pro terapeutu v triviálnosti užití a pacientům přináší zábavu (Meldrum et al., 2012, p. 2-8).

Riener, Harders uvádí systém „Rutgers Ankle“, který byl testován na pacientech s ortopedickými vadami. Součástí pilotní studie byli tři pacienti s poraněním kotníku. Prvním případem byl 14 - ti letý pacient, 2 týdny po podvrtnutí kotníku 1. stupně. Druhým případem byl 15 - ti letý pacient, 5 měsíců po podvrtnutí kotníku, 2. stupně a třetím případem byl 56 - letý pacient, 2 měsíce po bimaleolární zlomenině. Pacienti absolvovali pět ošetření během sezení, po dobu dvou týdnů. Sezení trvalo 30 minut a probíhalo dvakrát, až třikrát týdně. Případy 1 a 3 byly také současně léčeny fyzikální terapií, případ 2 obdržel pouze VR

terapii. Autoři uvádějí, že u všech tří případů bylo prokázáno zlepšení. Nicméně, pouze u případu 2, lze toto zlepšení přičíst léčení pomocí VR. Nejdůležitější zlepšení u všech tří účastníků, bylo v přesnosti úloh (Riener, Harders, 2012, p. 162 - 163).

Mirelman et al., porovnávali robotický zásah užívání systému Rutgers Ankle pro pacienty, kteří vykonávají cvičení s i bez připojeného VR systému. Výzkumníci nesrovnávali jen standardní neurologické testy pro obě strany skupiny, ale také vyšetřovali vzdálenost chůze a kroků každý den, s užitím akcelerometru. Skupina dostávající trénink rozšířený o VR, ukázala větší změnu v pěší rychlosti, vzdálenosti i počtu kroků (Mirelman in Riener, Harders, 2012, p. 162-163).

## **2.2 Vliv robotizovaných trenažérů**

Jedním z hlavních důvodů pro využití robotických intervencí, jsou schopnosti minimalizovat terapeutovu zátěž a zároveň poskytnout široké množství úkolů a specifických postupů v dynamickém prostředí. Umožňují také kontinuální monitorování výkonnosti a progresi pacienta (Reinkensmeyer et al. 2004, p. 497–525).

Existuje několik studií, které implementovaly vlastní zvolenou kontrolu rychlosti pro trenažér chůze při rehabilitaci. Von Zitzewitz et al., vyvinuli regulátor rychlosti adaptace na chodícím pásu s robotickou ortézou, Lokomat, který umožňuje povolit pacientem kontrolovanou kooperaci měřením horizontálních interaktivních sil napříč mechanickýmstrojem připojeným k trupu. Jelikož regulátor umožňuje simulaci různých podmínek chůze, jako je například sklon chůze, může být tato metoda použita pro zlepšení kooperace kontrolních strategií pacienta (Von Zitzewitz et al., 2007, p. 401-409).

Krishnan et al., se zabývali testováním provedení nového tréninkového přístupu s užitím motorické ortézy pro chůzi – Lokomatu. Předmětem testování byl muž ve věku 52 let, 7 měsíců po mrtvici s pravostrannou hemiparézou. Prošel aktivním robotickým tréninkem během 12 sezení (3 sezení týdně po dobu 4 týdnů), přičemž každý trénink trval 90 minut. Během této doby pacient nepodstupoval jinou léčbu, ani se neúčastnil jiných výzkumů. Během každého tréninku pacient chodil s pomocí a kooperací robota, kdy trénovaný vzor chůze vyžadoval větší exkurzi kolene a kyčle během švihové fáze krokového cyklu. Aktivní účast pacienta byla usnadněna cíleným sledováním úkolů pomocí zpětné vazby. Počáteční rychlost chůze, která byla 2 km/h, byla stanovena dle subjektivní tolerance pacienta, který získával v průběhu tréninku kontinuální zpětnou vazbu, a která byla

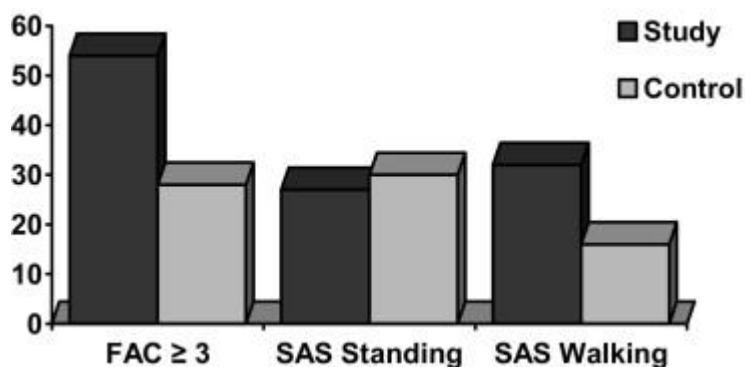
poté postupně snižována a poskytnuta pouze v případě, kdy se pacient odchýlil od cílové trajektorie. Výsledky měření byly hodnoceny na úrovni biomechanické, kdy byl hodnocen výkon a kinematická variabilita trajektorie, neuromuskulární a klinické. Neuromuskulární úroveň hodnotila svalovou koordinaci a kortikální motorickou excitabilitu. Klinické výsledky byly hodnoceny před tréninkem, po ukončení tréninku a 6 týdnů po tréninku. Krishnan et al., dosáhli závěru, že aktivní robotické cvičení vedlo k nárůstu přesnosti a snížení kinematické variability trajektorie, což se přeneslo na chůzi po běžném povrchu s charakteristickým zvýšením propulzních sil a symetrických pozemních reakčních sil. Trénink vedl i ke zlepšení svalové koordinace, která byla doprovázena snížením motorické kortikální excitability m. vastus medialis, mediálních hamstringů a m. gluteus medius během chůze na pásu (Krishnan et al., 2012, p. 2-13).

Westlake a Patten obohatili hodnocení Lokomatu o porovnání s ručně ovládaným chodícím pásem s podporujícím tělesnou hmotnost (dále jen BWSTT z angl. body weight support treadmill training). Zkoumali vliv pohybového tréninku s rychlostí odpovídající rychlosti chůze zdravých osob a rychlostí odpovídající rychlosti chůze u osob po mrtvici, s cílem zlepšení kinematiky chůze. Studii se podrobilo 16 dobrovolníků po iktu s chronickou hemiparetickou chůzí, kteří byli náhodně rozděleni na Lokomat a na BWSTT a dále byli rozděleni na skupiny podle rychlé, nebo pomalé tréninkové rychlosti. Rychlost tréninku byla u pomalých skupin udržována pod 0,69 m/s (2,5 km/h) v pomalých skupinách a nad 0,83 m/s (3 km/h) v rychlých skupinách, kdy byl trénink buď zahájen touto rychlostí, nebo k 0,83 m/s postupoval. Důležité bylo zachovat kvalitu držení těla, symetrii a délku kroku. Rychlost na pásu postupně progredovala po 0,2 km/h přibližně každých 5 minut. Pacienti absolvovali 3 sezení týdně po dobu 4 týdnů, během kterých 30 minut chodili, avšak byla jim poskytnuta po 15 minutách pauza alespoň na 2-3 minuty. Celý trénink nepřesáhl 1 hodinu. Účastníci na Lokomatu měli stehenní a nožní popruhy, motory na každém robotickém rameni, usnadňující pohyb kyčelních a kolenních kloubů s již naprogramovanou trajektorií. Účastníci skupiny BWSTT byli vedeni 1 až 2 terapeuty, kteří zajistili ruční vedení více postižené končetiny, stabilizaci a vyrovnání trupu, verbální a vizuální normalizaci kinematiky kroku. Konečný vzor chůze zahrnoval adekvátní vyrovnání trupu, přenesení váhy, akceptaci paretické končetiny a časovou symetrii mezi končetinami. Studii dokončilo všech 16 účastníků a až na dvě výjimky, bylo všech 12 tréninků dobře snášeno. Po 11. Tréninku na chodícím pásu, jeden z účastníků měl bolesti v kotníku na paretické straně, proto se poslední trénink nepodařilo dokončit. Závěr studie neodhalil žádné významné rozdíly u těchto dvou přístupů, nicméně však u Lokomat skupiny bylo prokázáno zlepšení rychlosti

chůze, nižší absolutní poměr délky kroku, což odráží zlepšení symetrie kroku. Na druhou stranu oba dva přístupy se ukázaly být pozitivními v rámci zlepšení běžných denních aktivit. Účastníci cítili menší omezení při zapojení do činností doma i ve společnosti a také při provádění úkolů, jako je oblékání, či chůze do schodů (Westlake, Patten, 2009, p. 1-11).

Swinnen et al., svůj zájem studie soustředili na srovnávání pohybů hrudníku a kinematiky pánve při chůzi u 18 zdravých pacientů na Lokomatu v porovnání s treadmill systémem. Během roboticky asistované chůze s 30% podporou tělesné hmotnosti byly použity tři různé podmínky ve vedení sil (dále jen GF z angl. ground forces). Prováděno bylo měření maximální amplitudy pohybu hrudníku a pánve a opakovaná měření. Trénink s Lokomatem s různými stupni GF prokázal výrazně nižší maximální pohybové amplitudy hrudníku a pánve. Jediné co se významně zvýšilo, byl předožadní náklon pánve. Z pohledu pohybů pánve a hrudníku se trénink na Lokomatu výrazně liší oproti treadmill tréninku. Je možno učinit závěr, že při užití robota, je hrudník stimulován jiným způsobem, než při chůzi bez něj. Klinicky zajímavý je fakt, že nebyly zjištěny žádné významné změny při porovnávání různých úrovní GF, což naznačuje, že změna byla způsobena robotickým zařízením a postroji závěsného systému spíše, než na úrovni GF. Další experimenty může odhalit klinický význam této věci (Swinnen et al., 2015, p. 254-259).

Roboticky asistovaný nácvik chůze (z angl. robotic-assisted gait training, dále jen RATG) zařízení Lokomat byl předmětem studie i Schwartze et al., který porovnávali s tradiční fyzioterapií. Studii soustředili na zkoumání a vyhodnocování časně a dlouhodobé pohybové léčby u pacientů po CMP v subakutním stádiu. Primárním výstupem studie byla schopnost samostatné chůze, dále potom neurologický stav, funkční motorické hodnocení a parametry chůze včetně rychlosti chůze a vytrvalosti. Pacienti byli náhodně rozděleni na skupinu RAGT (n=37) léčenou systémem Lokomat a kontrolní skupinu (n=30). Všichni pacienti obou skupin absolvovali pravidelnou 30 minutovou rehabilitaci, každý pracovní den po dobu 6 týdnů. Studie prokázala zlepšení schopnosti samostatné chůze i neurologického stavu u RAGT skupiny oproti kontrolní skupině. Co se týče však sekundárních výsledků, žádné významné rozdíly prokázány nebyly. Závěrem studie je na místě říci, že lokomoční terapie s technikou RAGT v kombinaci s pravidelnou fyzioterapií prokazuje slibné účinky při funkčních a motorických výsledcích (obrázek č. 6) pacientů ve srovnání s tradiční fyzioterapií (Schwartz et al., 2009, p. 516-523).



**Obrázek č. 6** Zlepšení motorických funkcí a schopností chůze (Schwartz et al., 2009, p. 520)

Legenda: FAC – Functional Ambulation Category, SAS – Stroke Activity Scale

S cílem zhodnotit biofeedback pomocí RATG zařízení Lokomat v klinickém prostředí pro různé neurologické poruchy přišel ve své studii Stoller et al. V zájmu autorů bylo prozkoumat změny v biologické zpětné vazbě s cílem možného zřízení rozdílů v průběhu rehabilitace za účelem podpory rozvoje vhodných biofeedback systémů pro klinické účely. Do výsledků měření byly zahrnuty hodnoty biofeedbacku, rychlosti chůze, doba trvání tréninku, čas mezi tréninky a celková doba léčby. Výsledky ukazují silně korelovaný pokles flexe kyčle a zvýšení činnosti kolene v průběhu švihové fáze. Nutno zmínit limity studie, mezi které patří retrospektivní design, který vede k normalizační zaujatosti a dále to, že výsledky jsou založeny výhradně na kinematickém vzoru pro každého jedince a každé sezení, proto by použití stávající metody biofeedbacku mohlo vést ke zkreslení. Tato studie je první, která hodnotí integrovaný biofeedback v několika neurologických onemocněních v klinické praxi (Stoller et al., 2012, p. 595-600).

### 2.3 VR a treadmill trénink

Technologie VR spolu s tréninkovým chodícím pásem efektivně zajistit cílené provedení pohybu a podpořit lepší motorické učení u pacientů s neurologickými poruchami. Kromě toho může tento režim zlepšit kognitivní angažovanost pro efektivnější rehabilitaci chůze (Yoon et al., 2012, p. 1-4).

Walker et al., zkoumali, zda je užití VR systému spolu s BWSTT schůdné a efektivní pro terapii chůze a rovnováhy u pacientů po CMP. Studie zahrnovala vzorek 7 pacientů

po CMP v průběhu 1 roku, jež měli dokončenou tradiční rehabilitaci, avšak stále vykazovali deficity chůze. Systém VR generoval virtuální prostředí na obrazovce před pacienty. 6 pacientů, kteří studii dokončili, vykazovali značné zlepšení ve schopnosti chůze. Skóre funkčního posouzení chůze se zvýšilo z průměru 13,8 až na 18, balanční skóre se zvýšilo v průměru ze 43,8 na 48,8 a rychlost chůze se zvýšila z průměru 0,49 m/s na 0,68 m/s. Studie se tedy setkala s kladnými výsledky v užití BWSTT spolu s VR, které poukazují na zlepšení chůze a rovnováhy u pacientů po CMP (Walker et al., 2010, p. 115-122).

Ačkoliv spousta studií poskytla důkazy o pozitivních účincích tréninku na chodícím pásu spolu s VR na rovnováhu a schopnost chůze u pacientů po mrtvici, vzhledem k malé velikosti vzorku, nedostatku homogenity subjektů a nedostatku srovnávacích skupin, je obtížné výsledky zobecnit. Z toho důvodu Cho a Lee chtěli prokázat úlohu chodícího pásu při výcviku založeném na nahrávání videa v reálném světě (dále jen TBRVR z angl. treadmill training based real-world video recording) pro zlepšení rovnováhy a chůze u pacientů u chronických pacientů po mrtvici. Cho a Lee tvrdí, že TBRVR je účinnější než chodící pás samotný. 32 osob účastnících se studie bylo náhodně rozděleno na skupinu TBRVR, nebo chodící tréninkový pás (dále jen TT z angl. treadmill training). Účastníci byli hodnoceni dvakrát, týden před a den po šestidenní intervenci. Během tréninku na sobě měli postroje, které nepodporovaly tělesnou hmotnost. Všichni pacienti zařazení do této studie se účastnili i standardního rehabilitačního programu (5 krát týdně, po dobu 6 týdnů). Experimentální skupina TBRVR a kontrolní skupina TT se podílela na tréninku chůze 30 minut denně po dobu 6 týdnů. Všichni účastníci na TT, začínali na vlastní stanovené rychlosti chůze, která se stanovila před zahájením tréninku. Studie prokázala významné časové rozdíly v dynamické rovnováze a chůzi u TBRVR a kontrolní skupiny s výjimkou statické rovnováhy. Časové interakce zaznamenaly výrazné zlepšení dynamické rovnováhy a chůze (Cho and Lee, 2013, p. 523-526).

Dle Fulka jsou poruchy schopnosti chůze, rovnováha a únava, běžné problémy u lidí s roztroušenou sklerózou (dále jen RS). Ve své studii se zabýval pohybovým tréninkem s použitím BWSTT a VR intervence, pro zlepšení schopnosti chůze, rovnováhy a vytrvalosti pro jedince s RS. Studie se účastnila žena ve věku 48 let s 10 roční diagnostikou RS, která se prezentovala poruchami chůze, rovnováhy, motorických funkcí a zvýšenou únavou. Plán péče byl formulován na základě cílů pacienta. Trénink probíhal 2 dny v týdnu, po dobu 12 týdnů, po jejichž uplynutí bylo prokázáno zlepšení rychlosti chůze, vytrvalosti a balance a toto zlepšení bylo udrženo po následující 2 měsíční sledování (Fulk, 2005, p. 34-42).



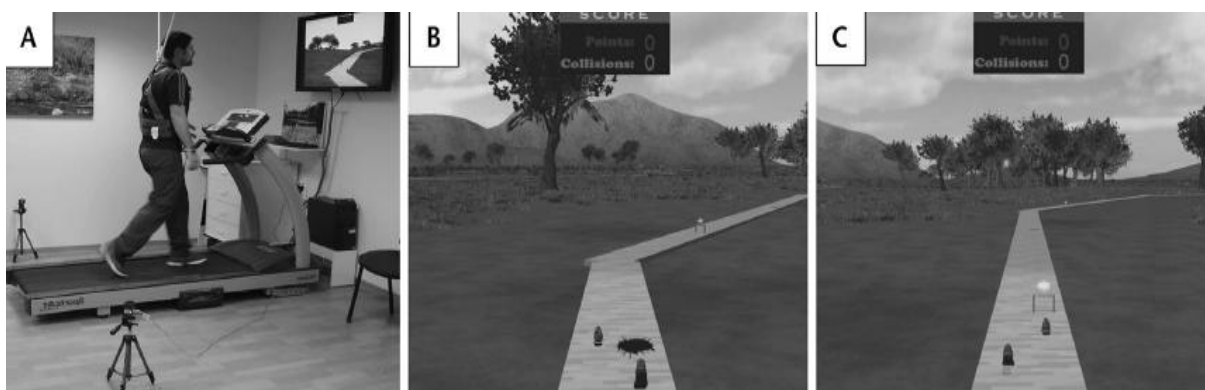
Zlepšení rychlosti chůze po VR zásahu u pacientů s RS prokázal i Baram a Miller. Svou studii soustředili na 16 pacientů, u kterých došlo k průměrnému zlepšení rychlosti chůze o 24% ve srovnání s výchozí hodnotou po výkonu. Autoři tedy VR přístup hodnotí kladně, nutno však podotknout, že se jednalo o zlepšení krátkodobé (Baram, Miller, 2006, p. 179).

Výrazné zlepšení chůze bylo prokázáno i ve studii Chernga et al., kteří zkoumali vliv BWSTT u dětí se spastickou formou DMO. Do studie zahrnuli 8 účastníků, u kterých došlo ke zlepšení některých parametrů chůze i hrubé motoriky. Nebylo však prokázáno žádné významné zlepšení na svalový tonus (Cherng et al., 2007, p. 548-550). Van der Krogt et al., zkoumal změny parametrů chůze u dětí s DMO ve třech podmínkách. Těmi byl VR treadmill trénink, konvenční laboratorní chůze (z angl. conventional gait laboratoř, dále jen CGL) a běžná chůze mimo laboratorní prostředí na speciální podložce. Srovnávány byly časoprostorové parametry a subjektivní hodnocení všech tří podmínek a kinematické parametry chůze. Výsledky ukázaly pomalejší chůzi s kratšími kroky v obou laboratorních podmínkách, Několik rozdílů v kinematické křivce se projevilo i mezi CGL a TT, ty však mohou být důsledkem zvýšené únavy na TT, kvůli dlouhé době chůze. Výsledky studie hodnotí rozdíly mezi CGL a TT jako obecně malé (Van der Krogt et al., 2014, p. 587-593).

Fung et al., použili chodící pás nastavený na 6 stupňů volnosti pohybu plošiny, čili 6 stupňů rychlosti otáčení, s připojeným VR systémem. Vyšetřovali nejen chůzi, ale i otáčivé pohyby. Tento systém reagoval i sluchovou a vizuální zpětnou vazbou na výkon chůze, jehož výsledkem bylo zvýšení rychlosti chůze (Fung, Richards et al., 2006, p. 157-162).

Shema et al., svou studii treadmill VR tréninku soustředili na zlepšení chůze a mobility u osob po prodělaném pádu, se špatnou pohyblivostí, či s posturální nestabilitou. Z celkových 82 pacientů bylo do analýzy dat zařazeno 60, absolvujících tréninkový program a všechna hodnocení před i po tréninku. Účastníci způsobilí k výcvikovému programu museli být schopni samostatné chůze po dobu nejméně 5 minut, s nebo bez pomůcky, nesměli mít srdeční kontraindikace pro střední tréninkovou intenzitu, těžké ztráty zraku, které by mohly zasahovat do schopnosti vidět VR simulaci. Účastníci docházeli na kliniku 3 krát týdně po dobu 5 týdnů a zúčastnili se celkem 15 tréninků. Každé sezení trvalo asi 1 hodinu a zahrnovalo 3 chození na pásu. Účastníci měli na bočních stranách bot připevněné světelné diody, aby byl zachycen průběžný pohyb a z každé strany pásu byla kamera (Obrázek č. 7A). Toto nastavení umožnilo přenos pohybu nohou do počítače generujícího VR simulaci, která byla promítnuta na obrazovce umístěné před pásem. Virtuální prostředí simuluje různé cesty s překážkami, lišící se délkou trvání, počtem křižovatek a náročností úseků. Pro zvýšení

vůle kroku byly zdolávány překážky v rovině vertikální a v rovině horizontální pro zlepšení délky kroku. Změny prostředí zavedené do simulace zvyšovaly úroveň obtížnosti, protože vyžadovaly zvýšení motorického plánování. Simulace poskytla i zpětnou vazbu a seskupení poznatků o výkonnosti, symetrii a překážkách užívající okamžité zrakové a sluchové podněty. Po ukončení 15 sezení, účastníci hlásili vysokou míru spokojenosti z tréninku, byli schopni „chodit lépe“, věnovat větší pozornost případnému nebezpečí, lépe se soustředit a obecně se cítili bezpečněji při chůzi venku. Studie potvrzuje trénink samotný jako vysoce poutavý, poskytující výzvy, které přispívají k motivaci a až 95% přílnutí pacienta k programu. Je však limitována faktem využití retrospektivní analýzy bez kontrolní skupiny a nedostatkem objektivního, kognitivního hodnocení (Shema et al., 2014, p. 1319 – 1324).



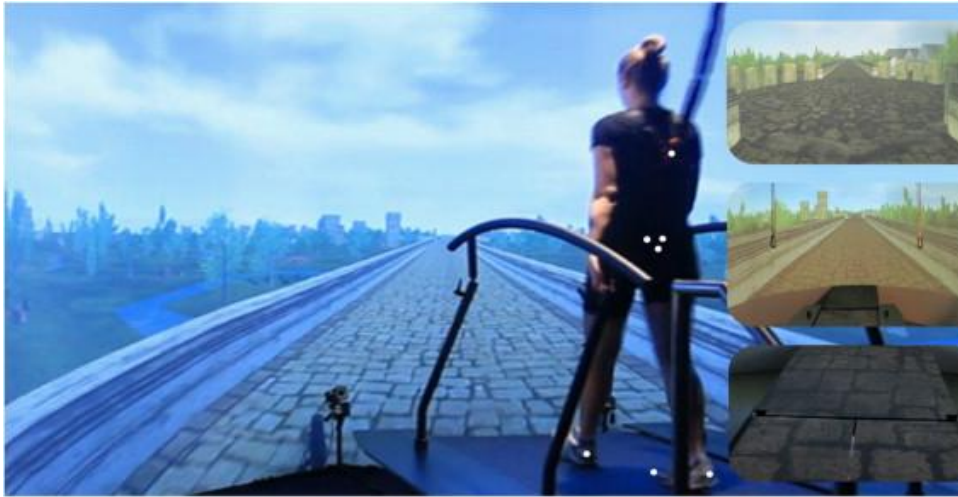
**Obrázek č. 7** Tréninkový chodící pás, spolu s VR (Shema et al., 2014, p. 1322)

Na obrázku je zobrazen tréninkový systém (A) skládající se z chodícího pásu s bezpečnostním postrojem a počítačem, který generuje VR simulaci, zobrazující se na obrazovce. Kamery zachycující pohyb jsou po stranách pásu a propojené s počítačem. Byly použity dvě různé virtuální překážky. Louže (B), vyzívající účastníky ke zvětšení délky kroku a udržení vůle. Překážky (C) vyžadují přizpůsobení ve vertikální rovině a zvýšení vůle kroku (Shema et al., 2014, p. 1322).

Nácvik chůze po amputaci dolní končetiny, je důležitou součástí rehabilitace, jelikož abnormální vzor chůze často přetrvává u jedinců, kteří znovu dosáhli vysokého výkonu funkce. To vedlo Dartera a Wilkena ke studii, jež využila VR pro výcvik chůze, v reálném čase za pomoci zpětné vazby s cílem zlepšit biomechanický a fyziologický výkon u osob po transfemorální amputaci. Studie trávající 12 týdnů se účastnil muž ve věku 24 let po transfemorální amputaci. Pacient chodil po 5 metrů dlouhém chodníku a byl snímán systémem 24 kamer. Hodnoceny byly především pohyby kyčlí, pánve a trupu ve frontální rovině. Trénink byl proveden pomocí jednoho z VR systémů a tím je tzv. CAREN (Computer

Assisted Rehabilitation Environment), zahrnující 8 projektorů promítajících VR prostředí. Zpětná vazba zahrnovala reálný čas, virtuální reprezentaci účastníka a stopu trupových pohybů ve frontální rovině. Rychlost chůze byla upravena terapeutem k zabránění únavy pacienta, či schopnosti modifikovat kinematiku chůze. Po dokončení 3 týdenní biomechanické analýzy chůze došlo ke zlepšení pohybu kyčlí, pánve a trupu ve frontální rovině. Nicméně, kinematické změny neprobíhaly zároveň. Na konci tréninku byla pozorována téměř 50% korekce pohybů trupu, zatímco zlepšení pozice pánve ve frontální rovině během středního stoje, nebylo pozorováno dříve než po uplynutí 3 týdnů. Vysvětlením může být neadekvátní přetrénování silných abduktorů kyčle, které je společné následované amputaci a je považováno za důkaz kinematických abnormalit ve frontální rovině. V souhrnu, tato studie označuje VR se zpětnou vazbou jako příslib pro zlepšení rehabilitace u jedinců s transfemorální amputací (Darter, Wilken, 2011, p. 1386-1393).

Dle Sloota et al., dosud není známo, jaký vliv VR prostředí, byl v rámci jednotlivých druhů chodících pásů. Tedy jaký byl vliv VR v režimu fixované rychlosti (dále jen FS z angl. fixed speed), proti vlastnímu tempu chůze (dále jen SP, z angl. self-paced), na časoprostorové, kinematické a kinetické parametry chůze. Proto se zabývali zkoumáním hlavního vlivu VR prostředí, promítaném na obrazovce (obrázek č. 8), interakcí efektů VR a chodícího pásu. 19 zdravých jedinců, mužů, ve věku 24 – 34 let, chodilo nejprve po dobu 3 minut v režimu SP, pro stanovení výhodné rychlosti chůze a následným nastavením v režimu FS chůze. Opakovaným měřením, byl vyšetřen účinek chůze s, nebo bez VR prostředí, v různém režimu chodícího pásu, na rychlost chůze. Výsledným měřením bylo zjištěno, že chůze s VR, byla lepší a více připomínala běžnou chůzi po zemi, než chůze bez VR. Při subjektivním hodnocení byla VR hodnocena jako více podobná normální nadzemní rychlosti. Rychlost chůze byla vyšší během SP režimu, ve srovnání s FS chůzí, a to i přesto, že FS byl nastaven na preferovanou rychlost chůze podle základní SP zkoušky. Výsledky studie říkají, že v režimu FS spolu s VR byla délka kroku větší o 6,5 mm, oproti režimu bez VR, zatímco v režimu SP s VR se délka kroku snížila o 9,1 mm. Doba kroku u FS spolu s VR se zvýšila o 5 ms a šířka kroku se snížila o 6,5 mm, zatímco doba kroku u SP byla o 7 ms kratší a šířka kroku se zvýšila o 2,6 mm. Kinematické parametry prokázaly při FS režimu, větší úhel flexe a rozsah v kolenní, větší rozsah flexe v kyčli. V režimu SP se flexe kolene i rozsah flexe v kyčli snížila. Můžeme říci, že režim FS spolu s VR, zlepšuje vzor nadzemní chůze. V rámci klinické analýzy chůze jsou však účinky VR příliš malé na to, aby byly relevantní, a jsou převáženy zisky z přidání VR, jako např. více stimulující zážitek a možnost jeho rozšíření v reálném čase zpětnou vazbou (Sloot et al., 2013, p. 939 – 942).



**Obrázek č. 8** Treadmill trénink s VR prostředím zobrazeném na obrazovce (Sloot et al., 2013, p. 940)

Je třeba uvést i limity studií, které jsem vyhledala. V některých případech byl do studie zapojen nízký počet sledovaných subjektů, nebo subjekty neměli tendenci být plně zapojeni do terapie a dodržovat tak řádně tréninkový protokol. Na druhou stranu je na místě zmínit, že nebyly nalezeny studie, které by neprokázaly žádné pozitivní výsledky.

## ZÁVĚR

Zlepšení stereotypu chůze a minimalizace kompenzačních mechanismů, je jedním z hlavních cílů terapie, jelikož kompenzační mechanismy, které přetrvávají, mohou v konečném důsledku vyústit až v kloubní degeneraci. Právě u těchto pacientů si VR rehabilitace nachází své místo. Výsledky studií ukazují VR jako přínosný prostředek pro rehabilitaci chůze, který přispívá k přesnosti trajektorie a snížení kinematické variability, vedoucí ke zvýšení propulzních a reakčních sil, které dále zlepšují svalovou koordinaci. Svůj přínos pro terapii zaznamenává i v celkovém zlepšení samostatnosti chůze. Jedním z přínosů využití robotických VR intervencí, je schopnost minimalizovat zátěž terapeuta, zároveň však poskytnou široké množství úkolů a specifických postupů v dynamickém prostředí. Také VR treadmill trénink si nachází v rehabilitaci chůze své uplatnění, a to jak svou schopností zajistit cílené provedení pohybu, tak podporou lepšího motorického učení. Využití VR spolu s BWSTT se ukazuje jako schůdný přístup pro zlepšení rovnováhy a funkčního posouzení chůze u pacientů po CMP. Existuje spousta studií poskytujících důkazy o pozitivních účincích treadmill tréninku spolu s VR, přesto však je těžké výsledky zobecnit, z důvodu malé velikosti vzorku, nedostatku homogenity subjektů a malého počtu srovnávacích skupin.

Dalším návrhem pro zkoumání v budoucích studiích by dle mého názoru mohlo být prozkoumání VR systémů s citlivější technologií, které jsou schopné měřit i výkonnost pacientů a kdy je možný menší zásah terapeuta. Přínosné by bylo i prozkoumání studií s větším počtem zapojení sledovaných subjektů s co nejrozmanitějšími poruchami chůze.

Závěrem lze říci, že využití VR při reedukaci chůze, se zdá být přínosným prvkem do rehabilitace, kterým je dosaženo pozitivních výsledků u pacientů s poruchami chůze různorodé etiologie. Zároveň by však nemělo dojít k omezení terapie pouze na VR systémy a zařízení, neboť hlavním bodem rehabilitace je spolupráce pacienta s terapeutem.

## REFERENČNÍ SEZNAM

AGRAWAL, Y., CAREY, J. P., DELLA SANTINA, C. C., SCHUBERT, M. C., MINOR, L. B. Disorders of balance and vestibular function in US adults: data from the National Health and Nutrition Examination Survey, 2001-2004. *Archives of Internal Medicine* [online]. 2009, vol. 169, no. 10, p. 938-944. [cit. 20. 4. 2015]. ISSN 0003-9926.

BARAM, Y., MILLER, A. Virtual reality cues for improvement of gait in patients with multiple sclerosis. *Neurology* [online]. 2006, vol. 66, issue 2, pp. 178-181. [cit. 15. 3. 2015]. ISSN 0028-3878.

Biodex Medical Systems. Bring Patients up to speed with the right step length. [New York]: BIODEX, ©2014.

BURDEA, G., COIFFET, P. *Virtual reality technology*. 2nd ed. Hoboken, N.J.: J. Wiley-Interscience, 2003; 444 pp. ISBN 0471360899.

CARLSOO, S. The initiation of walking. *Acta Anatomica* [online]. 1996. Vol. 65, no. 1-3, pp. 1-9. [cit. 1. 4. 2015] ISSN 1422-6405.

COLOMBO, G., JOERG, M., SCHREIER, R., DIETZ, V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development* [online]. 2000, vol. 37, issue 6, p. 693-700. [cit. 20. 4. 2015]. ISSN 0748-7711.

CRENNA, P., FRIGO, C. A motor programme for the initiation of forward-oriented movements in humans. *Journal of Physiology* [online]. 1991, vol. 437: pp. 635-653. [cit. 2. 12. 2014]. ISSN 0022-3751.

DARTER, B. J., WILKEN, J. M. Gait Training With Virtual Reality-Based Real-Time Feedback: Improving Gait Performance Following Transfemoral Amputation. *Physical Therapy* [online]. 2011, vol. 91, no. 9, p. 1385-1394. [cit. 6. 4. 2015]. ISSN 0031-9023.

DE JOODE, E. A., VAN BOXTEL, M. P. J., VERHEY, F. R., VAN HEUGTEN, C. M. Use of assistive technology in cognitive rehabilitation: Exploratory studies of the opinions and expectations of healthcare professionals and potential users. *Brain Injury* [online]. 2012, vol. 26, no. 10, pp. 1257-1266. [cit. 21. 4. 2015]. ISSN 0269-9052.

ENOKA, R. M. *Neuromechanics of human movement*. 4. Vyd. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008; 549 pp. ISBN 9780736066792.

*Encyclopædia Britannica Online*, s. v. "virtual reality (VR)", accessed únor 13, 2015. [cit. 10. 3. 2015]. Dostupné z. <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/630181/virtual-reality-VR>.

FEASEL, J., WHITTON, M. C., KASSLER, L., BROOKS, F. P., LEWEK, M. D. The Integrated Virtual Environment Rehabilitation Treadmill System. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* [online]. 2011, vol. 19, issue 3, p. 290. [cit. 13. 4. 2015]. ISSN 1534-4320.

FULK, G. D. Locomotor Training and Virtual Reality-based Balance Training for an Individual with Multiple Sclerosis: A Case Report. *Journal of Neurologic Physical Therapy* [online]. 2005, vol. 29, no. 1, p. 34-42. [cit. 1. 3. 2015]. ISSN 1557-0576.

FUNG, J., RICHARDS, C. L., MALOUIN, F., MCFADYEN, B. J., LAMONTAGNE, A. A treadmill and motion coupled virtual reality system for gait training post-stroke. *CyberPsychology & behavior* [online]. 2006, vol. 9, no. 2, p. 157-162. [cit. 15. 4. 2015]. ISSN 1094-9313.

GIL-GOMÉZ, J. A., LLORÉNS, R., ALCANIZ, M., COLOMER, C. Effectiveness of a Wii balance board-based system (eBaViR) for balance rehabilitation: a pilot randomized clinical trial in patients with acquired brain injury. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2011, vol. 8, no. 1, p. 1-9. [cit. 13. 2. 2015]. ISSN 1743-0003.

GRILLNER, S., HELLGREN, J., MÉNARD, A., SAITOH, K., WIKSTRÖM, A. Mechanisms for selection of basic motor programs—roles for the striatum and pallidum. *Trends Neurosci* [online]. 2005, vol. 28, issue 7, pp. 364–370. [cit. 16. 2. 2015]. ISSN 0166-2236.

HESSE, S., WERNER, C., SEIBEL, H., VON FRANKENBERG, S., KAPPEL, E-M., KIRKER, S., KÄDING, M. 2003. Treadmill training with partial body-weight support after total hip arthroplasty: a randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2003, vol. 84, no. 12, p. 1767 – 1773. [cit. 20. 11. 2014]. ISSN 1532-821X.

HOLDEN, M. K., Virtual Environments for Motor Rehabilitation: Review. *CyberPsychology* [online]. 2005, vol. 8, issue 3, pp. 187-211. [cit. 15. 11. 2014]. ISSN 1094-9313.

HORAK, F. B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control to prevent falls? *Age and Ageing* [online]. 2006, vol. 35, p. 7-11. [cit. 20. 4. 2015]. Dostupné z: <https://www.cs.cmu.edu/~cga/legs/chamr1.pdf>.

CHO, K. H., LEE, W. H. Effect of treadmill training based real-world video recording on balance and gait in chronic stroke patients: a randomized controlled trial. *Gait & posture* [online]. 2014, vol. 39, no. 1, p. 523-528. [cit. 14. 4. 2015]. ISSN 0966-6362..

IJSPEERT, A. J., NAKANISHI, J., HOFFMANN, H., PASTOR, P., SCHAAL, S. Dynamical movement primitives: learning attractor models for motor behaviors. *Neural Comput* [online]. 2013, vol. 25, issue 2, pp. 328–373. [cit. 18. 4. 2015]. ISSN 0899-7667.

JOHNSON, M. J., Recent trends in robot-assisted therapy environments to improve real-life functional performance after stroke. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2006, vol. 3, pp. 1-6. [cit. 21. 4. 2015]. ISSN 1743-0003.

KESTENBAUM, A., 2000, New Revision of ANSI Z136.1 (Laser Safety Standards) [online]. 2000, vol. 8, no. 3. [cit. 2. 3. 2014]. Dostupné z: <http://www.hps.org/hpspublications/articles/ansiz136.1.html>.

KIM, S. J., MUGISHA, D. Effect of explicit visual feedback distortion on human gait. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2014, vol. 11, issue 1, pp. 1-8. [cit. 2. 4. 2015]. ISSN 1743-0003.

KRISHNAN, CH., RANGANATHAN, R., DHAHER, Y. Y., RYMER., W. Z. A Pilot Study on the Feasibility of Robot-Aided Leg Motor Training to Facilitate Active Participation. *PLoS ONE* [online]. 2013, vol. 8, issue 10, pp. 1-8. [cit. 21. 4. 2015]. ISSN 1932-6203.

KRISHNAN, C., RANGANATHAN, R., KANTAK, S. S., DHAHER, Y. Y., RYMER, W. Z. Active robotic training improves locomotor function in a stroke survivor. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 9, no. 57, p. 1-27. [cit. 3. 11. 2014]. ISSN 1743-0003.



LANGE, B., FLYNN, S., PROFFITT, R., CHANG, C. Y., RIZZO, A. S. Development of an interactive game-based rehabilitation tool for dynamic balance training. *Topics in stroke rehabilitation* [online]. 2010, vol. 17, no. 5, p. 345-352. [cit. 22. 4. 2015]. ISSN 1074-9357.

LLORENS, R., NOÉ, E., NARANJO, V., BORREGO, A., LATORRE, J., ALCAÑIZ, M. Tracking Systems for Virtual Rehabilitation: Objective Performance vs. Subjective Experience. A Practical Scenario. *Sensors* [online]. 2015, vol. 15, issue 3, pp. 6586-6606. [cit. 10. 1. 2015]. ISSN 1424-8220.

LATASH, M. L. *Neurophysiological basis of movement*. 2 vyd. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008; 427 pp. ISBN 9780736063678.

LATASH, M. L. *Progress in motor control: Bernstein's traditions in movement studies*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004; 325 pp. ISBN 0736044000.

LAVER, K., GEORGE, S., THOMAS, S., DEUTSCH, J. E., CROTTY, M. Cochrane review: Virtual reality for stroke rehabilitation. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine* [online]. 2012, vol. 48, issue 3, pp. 523–530. [cit. 20. 4. 2015]. ISSN 1469-493X.

MAO, Y., CHEN, P., LI, L., HUANG, D. Virtual reality training improves balance function. *Neural regeneration research* [online]. 2014, vol. 9, no. 17, p. 1628- 1624. [cit. 15. 3. 2015]. ISSN 1673-5374.

MAYER, M. 2000. Některé metody a prostředky technické podpory rehabilitace chůze. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2000, č. 2, s. 66 – 73. ISSN 1805-4552.

MELDRUM, D., HERDMAN, S., MOLONEY, R., MURRAY, D., DUFFY, D., MALONE, K., MC CONN-WALSH, R. Effectiveness of conventional versus virtual reality based vestibular rehabilitation in the treatment of dizziness, gait and balance impairment in adults with unilateral peripheral vestibular loss: a randomised controlled trial. *BMC Ear, Nose and Throat Disorders* [online]. 2012, vol. 12, no. 1, p. 2-8. [cit. 22. 4. 2015]. ISSN 1472-6815.

MILGRAM, P., TAKEMURA, H., UTSUMI, A., KISHINO, F. Augmented reality: A Class of Displays on the Reality-Virtuality Continuum. *Telem manipulator and Telepresence Technologies* [online]. 1995, vol. 2351, pp. 282-292. [cit. 20. 11. 2014]. ISBN 0-8194-1686-X.

ÖBERG, T., KARSZNIA, A., ÖBERG, K. Basic gait parametres - reference data for normal subjects, 10-79 years of age. *Journal of rehabilitation research and development* [online]. 1993, vol. 30, issue 2, pp. 210-223. [cit. 1. 4. 2015]. ISSN 0007-506X.

PERRY, J., BURNFIELD, J. M. 2010. *Gait analysis: normal and pathological function*, 2nd ed., Thorofare: SLACK incorporated, 2010, 576 pp. ISBN 978-1-55642-766-4.

REINKENSMEYER, D. J., EMKEN, J. L., CRAMER, S. C. Robotics, motor learning, and neurologic recovery. *Annual Review of Biomedical Engineering* [online]. 2004, vol. 6, p. 497-525. [cit. 1. 4. 2015]. ISSN 1523-9829.

RIENER, R., HARDERS, M. *Virtual reality in medicine*. London: Springer, 2012, 294 pp. ISBN 14-471-4011-7.

SHEMA, S. R., BROZGOL, M., DORFMAN, M., MAIDAN, I., SHARABY-YESHAYAHU, L., MALIK-KOZUCH, H., YANNAI, O. W., GILADI, N., HAUSDORFF, J. M., MIRELMAN, A. Clinical Experience Using a 5-Week Treadmill Training Program With Virtual Reality to Enhance Gait in an Ambulatory Physical Therapy Service. *Physical Therapy* [online]. 2014, vol. 94, issue 9, pp. 1319-1326. [cit. 1. 4. 2015]. ISSN 0031-9023.

SHOTTON, J., FITZGIBBON, A., COOK, M., SHARP, T., FINOCCHIO, M., MOORE, R., KIPMAN, A., BLAKE, A. Real-time Human Pose Recognition in Parts from Single Depth Images. In Proceedings of the 2011 IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Colorado Springs, CO, USA [online]. 2011; pp. 1297–1304. [cit. 15. 3. 2015]. ISSN 1063-6919.

SCHWARTZ, I., SAJIN, A., FISHER, I., NEEB, M., SHOCHINA, M., KATZ-LEURER, M., MEINER, Z. The effectiveness of locomotor therapy using robotic-assisted gait training in subacute stroke patients: a randomized controlled trial. [online]. 2009, vol. 1, no. 6, p. 516-523. [cit. 10. 4. 2015]. ISSN 1934-1482.

SLOOT, L. H., VAN DER KROGT, M. M., HARLAAR, J. Effects of adding a virtual reality environment to different modes of treadmill walking. *Gait & posture* [online]. 2014, vol. 39, no. 3, p. 939-945. [cit. 17. 4. 2015]. ISSN 0966-6362.

SOUMAN, J. L., GIORDANO, P. R., FRISSEN, I., DE LUCA, A., ERNST, M. O., Making virtual walking real. *ACM Transactions on Applied Perception* [online]. 2010, vol. 7, issue 2, p. 3-5. [cit. 13. 4. 2015]. ISSN 1544-3558.

STOLLER, O., WASER, M., STAMMLER, L., SCHUSTER, C. Evaluation of robot-assisted gait training using integrated biofeedback in neurologic disorders. *Gait & posture* [online]. 2012, vol. 35, no. 4, p. 595-600. [cit. 22. 4. 2015]. ISSN 0966-6362.

SWINNEN, E., BAEYENS, J. P., KNAEPEN, K., MICHIELSEN, M., CLIJSEN, R., BECKWÉE, D., KERCKHOFS, E. Robot-assisted walking with the Lokomat: The influence of different levels of guidance force on thorax and pelvis kinematics. *Clinical Biomechanics* [online]. 2015, vol. 30, no. 3, p. 254-259. [cit. 22. 4. 2015]. ISSN 0268-0033.

ŠIMŠÍK, D., PORADA, V., RAK, R., MAJERNÍK, J., GALAJDOVÁ, A. *Analýza pohybu človeka pri identifikácii osôb v kriminalistike*. 1. vyd. Košice: TU, Sjf, 2008. 272 s. ISBN 978-80-553-0023-8.

VAN DER KROGT, M. M., SLOOT, L. H., HARLAAR, J. (2014). Overground versus self-paced treadmill walking in a virtual environment in children with cerebral palsy. *Gait & posture* [online]. 2014, vol. 40, no. 4, p. 587-593. [cit. 5. 4. 2015]. ISSN 0966-6362.

VÉLE, F. (2006). *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.

VON ZITZEWITZ, J., BERNHARDT, M., RIENER, R. A novel method for automatic treadmill speed adaptation. *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on* [online]. 2007, vol. 15, no. 3, p. 401-409. [cit. 3. 11. 2014]. ISSN 1534-4320.

WALKER, M. L., RINGLEB, S. I., MAIHAFER, G. C., WALKER, R., CROUCH, J. R., VAN LUNEN, B., MORISSON, S. Virtual Reality-Enhanced Partial Body Weight-Supported Treadmill Training Poststroke: Feasibility and Effectiveness in 6 Subjects. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 2010, vol. 91, no. 1., p. 115-122. [cit. 5. 2. 2015]. ISSN 0003-9993.

WESTLAKE, K. P., PATTEN, C. Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. *Journal of neuroengineering and rehabilitation* [online]. 2009, vol. 6, no. 18, p. 1-11. [cit. 7. 4. 2015]. ISSN 1743-0003.

WHITTLE, M. 2007. Gait analysis: an introduction. 4th ed. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-0-7506-8883-3.

WINTER, D. A. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. 4th ed. Hoboken, N.J.: Wiley, 2009, 370 pp. ISBN 04-703-9818-3.

YEN, C. Y., LIN, K. H., HU, M. H., WU, R. M., LU, T. W., LIN, C. H. Effects of virtual reality–augmented balance training on sensory organization and attentional demand for postural control in people with parkinson disease: a randomized controlled trial. *Physical therapy* [online]. 2011, vol. 91, no. 6, p. 862-874. [cit. 12. 12. 2014]. ISSN 0031-9023.

YOON, J., PARK, H. S., DAMIANO, D. A novel walking speed estimation scheme and its application to treadmill control for gait rehabilitation. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation* [online]. 2012, vol. 9, issue 1, pp. 1-13. [cit. 20. 11. 2014]. ISSN 1743-0003.

ZATSIORSKY, V. M. *Kinetics of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2002; 652 pp. ISBN 0-7360-3778-0.

## SEZNAM ZKRATEK

DMO	dětská mozková obrna
CMP	cévní mozková příhoda
EBM	evidence based medicine
CNS	centrální nervová soustava
DK	dolní končetina
COP	centre of pressure
COM	centre of mass
CPG	central pattern generator
DPG	dynamic pattern generator
angl.	anglického
m.	musculus
VR	virtuální realita
p.	page
č.	číslo
obr.	obrázek
atp.	a tak podobně
atd.	a tak dále
NASA	National Aeronautics and Space Administration
LCD	liquid crystal display
VIVED	Virtual Visual Environment Display
tab.	tabulka
BWSTT	body weight support treadmill training
GF	ground force
RAGT	Robotic-assisted gait training
TBRVR	treadmill training based real-world video recording

TT	treadmill training
RS	roztroušená skleróza
CGL	conventional gait laboratoř
CAREN	Computer Assisted Rehabilitation Environment
tzv.	tak zvaný
FS	fixed speed
SP	self-paced