

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Kamila Honsová

**Vliv fyzioterapie na stabilitu stoje a vybrané
klinické parametry u pacientů
s roztroušenou sklerózou**

Diplomová práce

Praha 2008

Autor práce: **Kamila Honsová**

Vedoucí práce: **Mudr. Martina Hoskovcová**

Oponent práce:

Datum obhajoby:

Hodnocení:

Bibliografický záznam

HONSOVÁ, Kamila. Vliv fyzioterapie na stabilitu stoje a vybrané klinické parametry u pacientů s roztroušenou sklerózou. Praha: Univerzita Karlova, 2.Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2008. 121 s. Vedoucí diplomové práce Mudr. Martina Hoskocová.

Anotace

Diplomová práce „Vliv fyzioterapie na stabilitu stoje a vybrané klinické parametry u pacientů s roztroušenou sklerózou“ se zaměřuje na problematiku narušení posturální stability u tohoto neurologického onemocnění. Zkoumá možnosti ovlivnění rovnováhy ve stoji, parametrů chůze a dalších souvisejících funkcí prostřednictvím dvouměsíční terapie na podkladě senzomotorického učení. Vzorek 6 pacientů s průměrným skóre disability EDSS = 5, věkovým průměrem 43 let a více než pětiletým trváním nemoci, byl podroben klinickým a paraklinickým testům. Dotazníková metoda zhodnotila parametry kvality života.

Annotation

Diploma thesis „Impact of physiotherapy on stability in stance and selected clinical parameters in Multiple Sclerosis patients” is aimed to study problems of disturbed postural stability in connection with this disorder. Research was made to evaluate the impact of two-month's physiotherapy, based on sensomotor learning, on the balance in stance, gait parameters and related functions. The sample of 6 patients with disability EDSS = 5, age 43 and more than five years course of MS on average, were undergoing a battery of clinical and paraclinical tests. Questionnaire method was used for assessing quality of life parameters.

Klíčová slova

Fyzioterapie, Roztroušená skleróza mozkomíšní, rovnováha, stoj, chůze, kvalita života.

Keywords

Physiotherapy, Multiple Sclerosis, balance, stance, gait, quality of life.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracovala samostatně a použila jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby tato diplomová práce byla umístěna v Ústřední knihovně UK a používána ke studijním účelům.

V Praze dne 25.dubna 2008

Kamila Honsová

Poděkování

Na tomto místě bych ráda poděkovala MUDr. Martině Hoskovcové z Neurologické kliniky VFN a 1.LF UK v Praze za odborné vedení, poskytnuté materiály a konzultace v průběhu přípravy a realizace diplomové práce. Děkuji zároveň i týmu RS centra při Neurologické klinice VFN a 1.LF UK, jmenovitě vedoucí centra doc. MUDr. Evě Havrdové, za pomoc při výběru pacientů a poskytnuté konzultace. Za technické zajištění měření na přístrojích a konzultace v souvislosti s vyhodnocením dat děkuji Ing. Františkovi Zahálkovi, vedoucímu Laboratoře sportovní motoriky při FTVS Praha.

Chtěla bych poděkovat i všem pacientům, kteří se rozhodli dvouměsíční program fyzioterapie absolvovat, za velmi milou spolupráci.

Obsah

OBSAH.....	6
1. ÚVOD.....	7
2. PŘEHLED POZNATKŮ.....	8
1. <i>Posturální systém a jeho řízení.....</i>	<i>8</i>
1.1. <i>Hlavní faktory posturální kontroly.....</i>	<i>10</i>
1.1.1. <i>Normální stoj – faktory ovlivňující stoj.....</i>	<i>15</i>
1.1.2. <i>Normální lokomoce – faktory ovlivňující chůzi.....</i>	<i>18</i>
2. <i>Roztroušená skleróza mozkomíšní.....</i>	<i>23</i>
2.1. <i>Charakteristika onemocnění.....</i>	<i>23</i>
2.1.1. <i>Epidemiologie.....</i>	<i>23</i>
2.1.2. <i>Etiopatogeneze.....</i>	<i>24</i>
2.1.3. <i>Typy onemocnění a prognóza.....</i>	<i>24</i>
2.1.4. <i>Diagnostika a farmakoterapie.....</i>	<i>25</i>
2.2. <i>Narušení posturální kontroly a motoriky u RS.....</i>	<i>26</i>
2.2.1. <i>Příznaky ovlivňující posturální stabilitu.....</i>	<i>27</i>
2.2.2. <i>Narušení rovnováhy ve stoji a stereotypu vstávání ze sedu.....</i>	<i>31</i>
2.2.3. <i>Narušení stereotypu chůze - kompenzační mechanismy.....</i>	<i>32</i>
2.3. <i>Teoretický podklad terapie.....</i>	<i>36</i>
2.3.1. <i>Aplikovaná řada cvičení.....</i>	<i>38</i>
3. CÍLE A HYPOTÉZY.....	43
1. <i>Základní hypotézy práce.....</i>	<i>43</i>
4. METODIKA.....	46
1. <i>Zadání a realizace studie.....</i>	<i>46</i>
2. <i>Klinické testy.....</i>	<i>47</i>
3. <i>Paraklinické testy.....</i>	<i>48</i>
4. <i>Intraindividuální studie.....</i>	<i>53</i>
5. VÝSLEDKY.....	89
1. <i>Souhrnné výsledky klinických testů.....</i>	<i>89</i>
2. <i>Souhrnné výsledky paraklinických testů.....</i>	<i>92</i>
6. DISKUSE.....	94
7. ZÁVĚRY.....	100
8. SOUHRN.....	102
9. SUMMARY.....	103
10. POUŽITÁ LITERATURA.....	104
11. SEZNAM PŘÍLOH.....	111

1 Úvod

Roztroušená skleróza mozkomíšní je závažným neurologickým onemocněním s velkou variabilitou klinických symptomů. Stejně tak mohou být různé i projevy narušení motorických funkcí, které u pacientů nalézáme.

Během svého studia fyzioterapie jsem měla možnost potkávat se s lidmi s touto diagnózou nejen jako s pacienty, ale i v osobnějším kontaktu. Poznala jsem především velmi aktivní mladé lidi, kteří nechtějí být ve svém životě projevy nemoci zásadně omezováni. Studují, pracují a svůj volný čas vyplňují i sportem. Poznala jsem také starší pacienty s různým stupněm postižení, chodící i odkázané na invalidní vozík po celý den. Každý z nich vnímá své problémy trochu jinak a každý z nich by rád, aby mohl lépe chodit, pohybovat se, stát či sedět. Shodně však téměř všichni uvádějí, že tím, co je v denních aktivitách nejvíce omezuje, je špatná stabilita. „Jsem nemotorný, bojím se, že spadnu a tak raději ven nechodím, už ani sám nevstanu.“ to jsou jedny z mnoha stesků, které můžeme od pacientů slyšet.

Poruchy stability ve stoji, při vstávání ze sedu či při chůzi (včetně celkového narušení jejího stereotypu), jsou skutečně nejzávažnějšími problémy, které jako fyzioterapeut u těchto pacientů rozpoznávám. V určité míře se s nimi potýkají i lidé s jinak minimálním klinickým projevem onemocnění - dle skóre disability EDSS. Myslím si, že pokud může terapie přispět k obnově funkcí - hlavně na počátku onemocnění RS, musíme se touto cestou vydat. Zároveň bychom ale měli stejnou péči věnovat pacientům, jejichž nemoc je ve stádiu progresu, a můžeme tak přispět prakticky „jen“ ke zlepšení kvality jejich života. Pro fyzioterapii v případě této „celoživotní“ diagnózy ale není nikdy pozdě a nikdy nepřestává mít smysl.

Proto bych ráda, aby moje práce byla náhledem do uvedené problematiky, přiblížila příčiny narušení stability u roztroušené sklerózy a nabídla i možný terapeutický přístup.

2 Přehled poznatků

V pohybovém chování člověka jsou zahrnuty dva typy motorických funkcí – posturální a lokomoční. Zatímco lokomoce slouží ke změně polohy organismu v prostoru, úkolem posturálního systému je určovat „rám“ tohoto pohybu: udržovat stálou polohu a stabilizovat tělesné segmenty v klidu, před započatím pohybu a v celém jeho průběhu. Oba systémy jsou součástí hrubé motoriky, tvoří jeden funkční celek, a zároveň i podpůrnou bázi pro motoriku jemnou - cílené ideomotorické pohyby (Véle, 2006).

Při chronickém neurologickém onemocnění, jako je roztroušená skleróza mozkomíšní (RS), bývá v různé míře postižena funkce posturální, která je vlastně základnou veškerého pohybu. Porušená posturální kontrola se navenek projeví špatnou stabilitou: nemocný má problémy s udržením rovnováhy v pozici statické (stoji, sedu) i při lokomoci (chůzi). To narušuje jeho samostatné aktivity a celkově může i negativně ovlivnit kvalitu života.

1. Posturální systém a jeho řízení

Pojem postura je definován jako aktivní držení jednotlivých segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová (Vařeka, 2002a, 116). Pro udržení správné postury je zásadní svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem (CNS), ovlivněná aferentními vstupy. Systém vzpřímeného držení má tedy 3 hlavní složky: řídicí (CNS: mozek – mícha), senzorkou (propriocepce, exterocepce, interocepce, vestibulární systém, zrak) a výkonnou (sval, kloub – pohybový systém). S posturou úzce souvisí i dýchání (především uplatnění bránice jako hlavního dechového svalu), psychický stav (limbický systém, reakce na bolestivý podnět apod.) a její nezbytnou součástí je i přiměřený svalový tonus.

Normální posturální kontrola (řízení) předpokládá ovládnutí pozice těla v prostoru pro zajištění posturální stability a posturální orientace. V těchto termínech jsou zahrnuty zásadní faktory pro udržení rovnováhy v pozici statické (stoji, sedu) a při lokomoci (chůzi).

Posturální orientace je schopnost zajistit odpovídající vzájemný vztah (kooperaci) mezi jednotlivými segmenty těla a celkové nastavení těla ve vztahu k okolí (Horak & Macpherson, 1996). Jejím ideálním základem jsou neporušené biomechanické vztahy (dané stavem pohybového aparátu, nervovým řízením) a neporušený multisenzorický vstup, který zprostředkuje dobrou orientaci v prostoru (vnímání vlastního těla, okolních objektů, odhad vzdálenosti..).

Posturální stabilita je schopnost kontrolovat těžiště těla - center of mass, COM ve vztahu k opěrné bazi - base of support, BS (Tabulka 1). Je také definována jako schopnost zajistit vzpřímené držení těla (posturu) a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (Vařeka, 2002a).

Jako rovnováha neboli balance je označován soubor strategií sloužící k zajištění posturální stability a ochraně před pádem. Vystihuje dynamiku udržování postury. Jde o neustálé přizpůsobování svalové aktivity a polohy kloubů funkčním požadavkům s cílem udržet tělo nad opěrnou bází (Véle, Čumpelík & Pavlů, 2001). Na udržení balance má vliv i dechový rytmus, aktivita srdeční a jiné vnitřní faktory. Rovnováhu dále dělíme na statickou (zachování stability na nepohyblivé ploše, bez lokomočních pohybů) a dynamickou (během lokomočních pohybů nebo na pohyblivé ploše).

Tabulka 1 Biomechanické faktory ovlivňující posturální kontrolu (* důležité vazby)
(vytvořeno dle Vařeka, 2002a; Véle 2006)

Těžiště těla (center of mass, COM)	Hypotetický bod, do něhož je soustředěna hmotnost celého těla
Opěrná plocha (area of support, AS) - je součástí plochy kontaktu	Plocha dotyku povrchu těla s podložkou využitá k aktivní opoře * převod zátěže na podložku přes klenbu nožní, kontakt plosky, propulze
Plocha kontaktu (area of contact, AC)	Celá plocha kontaktu těla s podložkou, využitá k vytvoření opěrné baze
Opěrná baze (base of support, BS) - tvar lichoběžníku: spojnice pat, laterální hrany nohou, vpředu spojnice hlaviček metatarzů	Celá plocha ohraničená nejvzdálenějšími hranicemi AS. (její součástí je AS, AC) * velikost opěrné baze
Průmět těžiště do roviny opěrné baze (center of gravity, COG) Popisováno také jako vertikální projekce COM	Ve statické poloze (stoj, sed) v dané BS V dynamické poloze se BS mění (při chůzi se COG dostává krátce mimo BS) * čím blíže okraji BS se promítá těžiště, tím je poloha labilnější
Střed tlakového působení na podložku (center of pressure, COP) - váhový průměr všech tlaků vyvíjených chodidly vůči podložce	COP přispívá k udržení těžiště těla v hranicích BS, jeho poloha je ovlivněna polohou těžiště, aktivitou svalů bérce

1.1. Hlavní faktory posturální kontroly

Normální posturální kontrola vyžaduje integraci senzoričkových informací ze zrakového, somatosenzoričkového a vestibulárního aparátu. Klíčová je přitom koordinace těchto získaných informací a motorické odpovědi. Pro zajištění posturální kontroly je proto nutná spolupráce mezi systémem muskuloskeletálním a nervovým.

Mezi komponenty muskuloskeletální patří možný rozsah pohybů v kloubech, svalový tonus (má i složku nervovou), kvalita měkkých tkání, vzájemné postavení segmentů těla a podobně. Například při klidném stoji můžeme zaznamenat zvýšenou aktivitu v tzv. antigravitačních svalech dolní končetiny, které plní ve zvýšené míře funkci posturální. Jde především o m. soleus a gastrocnemius, tibialis anterior (při pohybu těžiště vzad), m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae, m. iliopsoas (zabraňuje hyperextenzi kyčle). Pro posturální kontrolu je důležitá stabilizace (zpevnění) trupu jako celku, zajišťovaná svaly hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP). Tvoří jej autochtonní muskulatura v hloubce podél páteře: systémy m. erector spinae, svaly břišní: hlavně m. transversus abdominis, ale i mm. obliqui abdominis int.+ext., m. rectus abdominis, svaly pánevního dna - diaphragma pelvis: m. levator ani, m. coccygeus, mm. sacrococcygeus ventralis et dorsalis, hluboké flexory krku: m. semispinalis+m. splenius+m. longissimus (capitis et cervicis), m. longus colli et capitis, a bránice ve své posturální funkci. „Bránice reaguje velmi citlivě na posturální změny, a proto má i výrazný vliv na posturální aktivitu a držení těla.“ (Véle, 2006, 114). V souvislosti se stabilizací osového orgánu vyzdvihují shodně Kolář i Véle význam používaného dechového stereotypu: důležitost aktivace bránice jako hlavního dechového svalu. Dechové pohyby dle Véleho (2006) rytmicky mění tvar hrudníku a abdominální krajiny a tím i polohu průmětu těžiště do opěrné plochy. Tato vnitřní (pružná, segmentová) stabilita osového orgánu je tak základem stability vnější, celkové.

Klíčová je přitom synchronní aktivita (ko-aktivace) svalů s antagonistickou funkcí, jejíž start vidíme už přibližně v 6. týdnu života dítěte, kdy se do držení těla zapojují fázické svaly. Kolář (2005) udává, že za předpokladu fyziologického vývoje mozku uzrává stabilizační souhra svalů na konci čtvrtého měsíce. Pro vývoj posturální funkce je zásadní celý první půlrok života dítěte, kdy se vytvářejí svalové souhry, nutné ke stabilizaci osového orgánu. „Vyvážená souhra mezi hlubokými extenzory páteře na jedné straně a hlubokými flexory krku spolu se synergistickou aktivací mezi bránicí, břišními svaly a pánevním dnem na straně druhé, je určena motorickým programem mozku.“ (Kolář, 2006, 162). Zapojení

svalů do stabilizace je automatické. Jde o základní posturální vzor umožňující optimální biomechanické zatížení kloubů. (Kolář, 2007).

Vnitřní stabilita a z ní plynoucí stabilita vnější, na které se podílejí delší a silnější tzv.záběrové svaly, spojující jednotlivé páteřní sektory a připojující končetiny přes pletence k osovému orgánu, je zároveň i bází, z níž vychází účelově řízený pohyb. „Posturální aktivita předchází pohybu, pro který vytváří výchozí bázi, a spuštěný pohyb provází a zakončuje“ (Véle, 2006, 56). Hrudní koš, břicho, pletencové oblasti a páteř tak tvoří společný rám, který je podmínkou pro všechny pohybové činnosti. „Svaly hlubokého stabilizačního systému páteře jsou aktivovány i při jakémkoliv statickém zatížení, tj.stoji, sedu a podobně. Doprovází každý cílený pohyb horních respektive dolních končetin.“ (Kolář, 2005, 273). Posturální motorika slouží tedy k udržení nastavené polohy jednotlivých segmentů těla. To se děje neustálým vyvažováním zaujaté polohy (balancováním kolem střední polohy), kterým se zajišťuje pohotovost k rychlému přechodu z klidu do pohybu a naopak.

Udržování stabilní polohy řídí centrální nervový systém (CNS). Posturální kontrola bude přesná, pokud CNS bude dostávat přesné a neustále aktualizované informace o poloze a pohybu těla v prostoru, které budou podávat dobře fungující aferentní systémy: především somatosenzorický (propriocepce: polohocit a pohybovit, taktilní čítí), vestibulární a zrakový.

Funkčně můžeme rozlišit dvě kvality proprioceptivního čítí: statickou složku – statestézii, polohocit - registruje vzájemnou polohu jednotlivých částí těla a působení gravitace (váhu), kinetickou složku – kinestézii, pohybovit - registruje pohyb. Mezi specializované proprioceptory patří hlavně svalová vřeténka, reagující na změnu délky svalu, a Golgiho šlachová tělíska, odpovídající na změnu svalového napětí. V pohybovém aparátu je ale celá řada dalších receptorů s proprioceptivní funkcí - v kloubních pouzdrech, vazech, periostu a fasciích. Proprioceptivní funkci mají i Ruffiniho tělíska v kůži, která vnímají určité napětí tkáně při pohybu končetiny (Králiček, 2002). Taktilní čítí je vedeno z mechanoreceptorů v různých vrstvách kůže. Nejpovrchněji – v epidermis – jsou to Merkelovy disky reagující na dotek nebo lehký tlak a Meissnerova tělíska v papilách koria reagující na jemné mechanické chvění. Mezi taktilní receptory patří dále Ruffiniho a Vater-Paciniho tělíska. Propriocepce je spolu s taktilním čítím vedena dráhou zadních provazců míšních přes thalamus do somatosenzorické kůry, část vláken směřuje nejprve do mozečku. Část taktilního čítí (hrubý kožní dotyk) je vedena jinou dráhou – tzv. anterolaterálním systémem a při lézi zadních provazců míšních tak není taktilní čítí zcela porušeno.

Vestibulární systém detekuje polohu a pohyb hlavy v prostoru a podílí se tak na udržování vzpřímené polohy těla a rovnováhy při stoji i chůzi. Zajišťuje koordinaci pohybů hlavy a očí, tj. umožní udržet oči fixované na objekt i při změnách polohy hlavy a stabilizuje tak obraz z retiny (vestibulookulární reflex). Systém má dvě části: z periferní s receptory (vláskovými buňkami), uloženými v systému kanálků a váčků v labyrintu kosti skalní spolu se sluchovým aparátem, je informace o úhlovém nebo lineárním pohybu hlavy vedena statoakustickým nervem (n.VIII – vestibulocochlearis) do mozkového kmene. Zde začíná část centrální: komplex čtyř jader z nichž se signál šíří do různých míst CNS. Významné jsou spoje do mozečku pro kontrolu vzpřímené polohy těla (viz dále), k míšním motoneuronům a k jádrům hlavových nervů, zásobujícím okoohybné svaly (Ambler et al., 2004).

K udržení rovnováhy potřebujeme také informace o okolním prostředí a objektech, které pomáhají určit pozici (vnímání) vlastního těla v prostoru. Tyto informace jsou získávány zrakovým aparátem. Patří k němu složitý optický systém oka s fotoreceptory sítnice, který umožňuje vytvoření obrazu na sítnici, zraková nervová dráha a konečná projekční oblast (mediální strana okcipitálního laloku mozku). Zraková percepce navíc souvisí s vestibulární (viz výše). Poruchy zraku mohou narušit naši orientaci v prostoru a tím i rovnováhu.

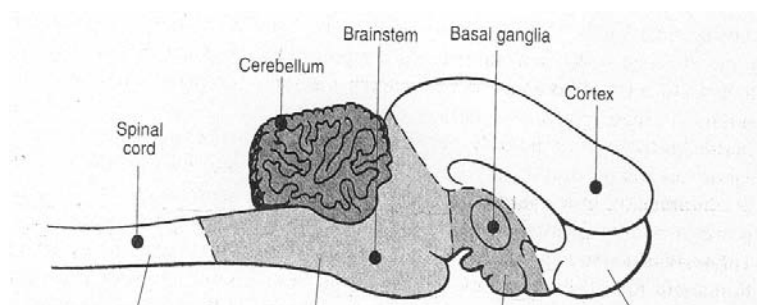
Všechny kvality percepce jsou pro posturální stabilitu důležité, určitá informace bývá ale do jisté míry nadřazená ostatním. Například pro klidný stoj je zraková (a vestibulární) informace o poloze, pohybech hlavy a postavení okolních objektů důležitá, ale ne zcela nezbytná. Při stoji se zavřenýma očima dochází sice i u zdravých lidí k větším výchyilkám těla než při stoji s vizuálním „kontaktem“, můžeme se však stále spolehnout na kvalitní somatosenzorickou informaci z chodidel (propriocepce, rozložení zátěže - taktilní kontakt plosky s podložkou) a ostatních částí těla, která je pro stabilní stoj rozhodující (Shumway–Cook&Woollacott,2007). Z toho vyplývá, že když je některá percepční kvalita nedostačující, může ji částečně nahradit kvalita jiná.

CNS využívá všech senzoričkových vstupů v kombinaci se znalostí biomechanických faktorů a aktuálního stavu pohybového aparátu, a vytváří tak určitý interní model, odpovídající situaci (zajištění polohy, pohyb). Podle tohoto modelu je pak vybrána vhodná strategie k provedení daného úkolu. Zároveň si CNS kopii této strategie uloží a na jejím základě očekává příchod dalších odpovídajících aferentních signálů. Pokud se tyto signály od předpokladu liší, CNS dále upravuje vybranou posturální strategii ve smyslu plus nebo minus, tak aby co nejlépe vystihla aktuální požadavek. Plán a provedení pohybu jsou tak neustále upřesňovány. Posturální strategie jsou navíc vylepšovány na základě předchozích zkušeností,

do jisté míry jsou tedy stereotypní, ale mohou se i rychle měnit (Mergner, Maurer & Peterka, 2003). Nervové řízení tedy zahrnuje i tzv. vyšší nervové procesy, které zajišťují určité přednastavení (anticipaci) v závislosti na předchozí zkušenosti a učení, a okamžitou adaptaci posturální kontroly vzhledem k aktuálním požadavkům (různý úkol, různé prostředí). Jde o tzv. kognitivní aspekt posturální kontroly, kam patří i motivace a pozornost. (Woollacott & Shumway-Cook, 2002; Lord & Rochester, 2007). Posturální kontrola předpokládá funkční spolupráci na úrovni míchy, subkortikálních oblastí: hlavně mozkového kmene (včetně vestibulárních jader), mozečku, bazálních ganglií a kortexu - vyšších nervových center mozku (Obrázek 1). Pokud je funkce všech těchto systémů zachována, je zachována i schopnost rychle přizpůsobit posturální nastavení měnícím se podmínkám. Důležitou roli pro posturální motoriku hrají přitom zejména podkorové struktury, které modulují konečný výstup (aktivitu motoneuronů předních rohů míšních) díky množství svých aferentních a eferentních spojů.

Obrázek 1 Posturální kontrola na úrovni CNS – anatomická poloha struktur

Spinal cord = mícha, Cerebellum = mozeček, Brainstem = mozkový kmen, Basal ganglia = bazální ganglia, Cortex = mozková kůra (Shumway-Cook & Woollacott, 2007)



Složitý systém spojů bazálních ganglií (skupina jader v hloubce mozkových hemisfér) má vliv na vrozené pohybové vzorce i naučené pohybové stereotypy, které se kombinují do esenciálních pohybových činností. Bazální ganglia se podílejí na výběru vhodných pohybových vzorců a naopak potlačují nevhodné synergistické projevy, zodpovídají za způsob provedení a iniciaci pohybů. Mohou tak ovlivnit chůzi či držení těla. Funkčně se do značné míry „doplňují“ s důležitou podkorovou strukturou – mozečkem (viz dále).

Mozeček – cerebellum, ležící na dorzální straně mozkového kmene, je jednou z rozhodujících nervových struktur posturální kontroly. „Mozeček je klíčovým orgánem pro řízení svalového tonu, pro držení těla, vzpřímené postavení, rovnováhu ve stoji a při chůzi a pohybovou koordinaci jednotlivých tělesných segmentů.“ (Ambler et al., 2004, 143). Největší a fylogeneticky nejmladší část mozečku: laterální strany jeho hemisfér (část cerebrální,

neocerebellum), se podílí spolu s bazálními ganglii a mozkovou kůrou na plánování pohybu. Dostává proto aferentní spoje z mnoha oblastí, včetně premotorické kůry, asociační parietální oblasti a somatosenzorické kůry, kde probíhá integrace sensorických informací a motorické odpovědi. Informace jsou „doladěny“ cestou zpětnovazebních okruhů vedoucích přes thalamus opět do mozkové kůry. Mozeček se také podílí na procesu motorického učení – vypracování nového pohybového stereotypu. Je zřejmě schopen uchovávat různé pohybové vzorce, naučené v průběhu života, které jsou pak připraveny k okamžitému spuštění.

Nejstarší část mozečku - archicerebellum (část vestibulární) funkčně zodpovídá za udržování vzpřímené polohy těla a rovnováhy. To dokáže integrací informací získaných z mozkové kůry, vestibulárního aparátu a propioceptivní signalizace. Část spinální – paleocerebellum, zahrnující vermis a oblasti hemisfér v těsném okolí, pracuje jako komparátor průběhu pohybu. Srovnává informace z mozkové kůry o pohybovém záměru, tzv. kopii motorického plánu: informace o plánu, zahájení, průběhu a cíli pohybu, s aktuálním stavem (informace hlavně z proprioceptorů). Pokud objeví nesoulad, zasáhne do aktivity neuronů sestupných motorických drah a rozdíl upraví - vliv mozečku je přitom převážně inhibiční. Tato funkce je nutná pro cílený pohyb s přesným začátkem a koncem, pro plynulost – koordinaci pohybu (Folsch, Kochsiek & Schmidt, 2003).

Pro posturální funkci je klíčová hlavně neporušená aktivita vermis, která kontroluje tzv. ventromediální systém motorických drah, tedy soustavu ovládající spinální motoneurony axiálního: šíjového, zádového a pletencového svalstva. Okolní oblasti pak kontrolují dorsolaterální systém drah a mají vliv na funkci distálních končetinových svalů (Králíček, 2002). Podstatou regulace svalového tonu je právě ovlivnění neuronů těchto sestupných drah, které náležejí k tzv. retikulární formaci (RF) mozkového kmene, odkud dále pokračují dráhy ke spinálním motoneuronům. Retikulární formace má z funkčního pohledu dvě části: facilitační - zvyšuje reflexní tonus antigravitačních svalů a tlumí aktivitu alfa i gama-motoneuronů flexorů a inhibiční, která má funkci přesně opačnou. Vestibulární mozeček aktivuje facilitační systém, spinální zase inhibiční systém RF. Pro správné nastavení svalového tonu musí být oba systémy v rovnováze, což přímo souvisí s neporušenou funkcí mozečku. Nastavení dráždivosti buněk předních rohů míšních přes retikulární formaci ovlivňují také spoje z vestibulárních jader kmene, bazálních ganglií a mozkové kůry (nepřímé motorické dráhy korové). Mají vliv na posturální nastavení před započítím pohybu. Svalový tonus je základem postojových (posturálních) a vzpřimovacích reflexů, které probíhají na spinální úrovni a jsou tak vlastně nejnižším článkem posturální motoriky (Trojan et al., 2001).

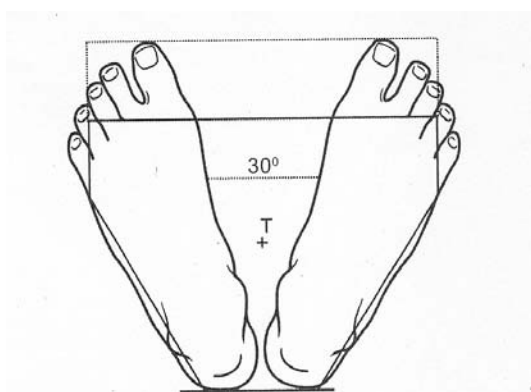
1.1.1. Normální stoj – faktory ovlivňující stoj

Lidské tělo ve vertikále je z biomechanického pohledu nestabilním systémem. Model stojícího člověka bývá vyjádřen pomocí převráceného kyvadla s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm. Právě celkové těžiště těla úzce souvisí s udržováním stability v jednotlivých polohách a během pohybu. V základním anatomickém postoji (stoj spatný, paže podél těla, dlaně vpřed) se celkové těžiště těla nachází přibližně ve výši 2. křížového obratle, u žen o zhruba 1-2% níže než u mužů kvůli rozdílným rozměrům pánve (Otáhal et al., 2000). V průběhu ontogenetického vývoje se těžiště posouvá níže. „Těžiště se zákonitě poprvé mění ve věku šesti týdnů se vznikem první vizuální orientace... změna těžiště je součástí pohybu vpřed a je to schopnost automatická.“ (Vojta & Peters 1995, 25).

Člověk se nachází ve stabilní poloze po dobu, kdy směr působení vektorů sil na něj působících se promítá do opěrné baze. Opěrnou bazi tvoří plochy nohou v kontaktu s podložkou, na které působí reaktivní síla. Báze má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou, tvořící spojnici pat. Boční strany tvoří laterální hrany nohou. Osy nohou se uchylují od střední čáry 15-20 stupňů laterálně. Přední část lichoběžníku tvoří spojnice hlaviček metatarzů. Do plochy opěrné baze se promítá těžiště přibližně do jejího středu, většinou mírně doprava a dozadu, podle toho, kterou nohu vyšetřovaný více zatěžuje (Véle, 2006). Opěrná baze se hodnotí jako normální, pokud jsou paty vzdáleny o sebe asi o stopu chodidla a špičky svírají úhel cca 30 stupňů (Obrázek 2a). Zátěž planty navíc není symetrická v bodech, o které se opírá nožní klenba (hlavice metatarzu malíku, palce a pata). Celá polovina zátěže je na patě a zbytek na přednoží s maximem na palci. Kostní struktura těchto bodů odpovídá danému rozložení zátěže (Obrázek 2b).

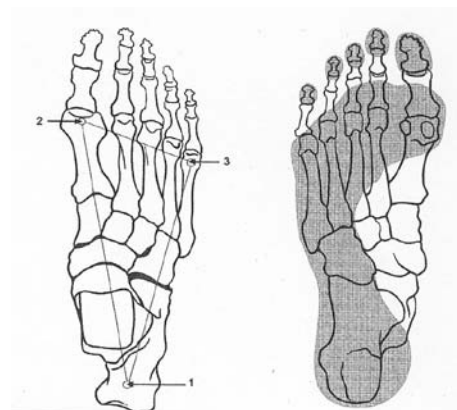
Obrázek 2a Opěrná baze

(T= ideální průmět těžiště)



Obrázek 2b Rozložení zátěže na opěrné bazi

(Véle, 2006)



Vařeka (2002) uvádí, že ve skutečnosti se řídicí systém snaží udržet COG v přední části nohy a neriskovat tak pád vzad. Pouze v případě, že je COG před osou hlezenních kloubů, je možné využít momentu síly, vznikajícího kontrakcí m.triceps surae, k udržení posturální stability. Při ideálním nastavení ve stoji, které vyžaduje jen minimální svalovou aktivitu, spadá vertikální průmět těžiště při pohledu ze strany od processus mastoideus, ventrálně od ramenního kloubu, 1cm před tělem obratle L4, těsně za středem kyčelního kloubu (0.6cm), těsně před středem kloubu kolenního a 1,5 až 5cm před středem kloubu hlezenního. Na celkové nastavení má vliv zejména mobilita kolene a kotníku (Perry, 2002). Pokud pacient využívá kompenzační pomůcku na jedné straně (např. hůl pravostranně), rozšiřuje se BS směrem vpravo, ale také se posouvá pozice COP více laterálně - vpravo. Pomůcka tak sice sníží výkyvy v předozadním i bočním směru nutné k zajištění stabilního stoje, ale zároveň přináší asymetrické nastavení těla ve stoji, což ovlivní i užití balančních strategií (Shumway–Cook & Woollacott, 2007).

Udržení posturální stability ve stoji či v sedu se nazývá statickou rovnováhou, protože se nemění opěrná база. Zároveň je ale i v klidném stoji dynamickým dějem, závislým na nastavení segmentů těla, svalovém tonu, stálém přísunu a vyhodnocování sensorických informací. Nikdo nestojí absolutně klidně, tělo se ve stoji neustále mírně vychyluje, kolísá hlavně v předozadním směru. Stranová stabilita stoje je výrazně lepší než stabilita předozadní – anatomicky daná volnost pohybu dolních končetin i trupu je do stran více omezená. Ke zvládnutí výchylek těžiště těla používá člověk určité pohybové (balanční) strategie: kotníkovou („ankle strategy“) a kyčelní („hip strategy“) v případě kdy se nemění opěrná база, a strategii kroku („step strategy“) při změně opěrné базы (Cesarani, 1999). Při stoji spojném, kdy je opěrná plocha stabilní a působí podnět jen malé intenzity ve směru předozadním, stačí pro zajištění rovnováhy zapojení kotníkového mechanismu (plantárních i dorzálních flexorů). Mechanismus kyčelního kloubu je zvolen v případě, kdy působí silnější, rychlejší podnět nebo je opěrná plocha nestabilní, zúžená apod., a také jako hlavní mechanismus dolní končetiny při zajištění stability v medio-laterálním směru. Výběr příslušné strategie vzhledem k velikosti působícího podnětu vychází z toho, že účinnost svalů hlezna je kvůli omezené ploše chodidel a kratší páce podstatně menší než je tomu při zapojení svalů kyčle. Hlezenní a kyčelní kloub jsou nejdůležitějšími klouby pro zajištění stability ve stoji a během chůze, ke své funkci jsou také vybaveny velkým množstvím proprioreceptorů. Na udržení stability se však současně podílí celý posturální systém (musí být zajištěna kontrola postavení hlavy, trupu i paží) a člověk ke zvládnutí dané situace nejčastěji využívá kontinuálně různé strategie

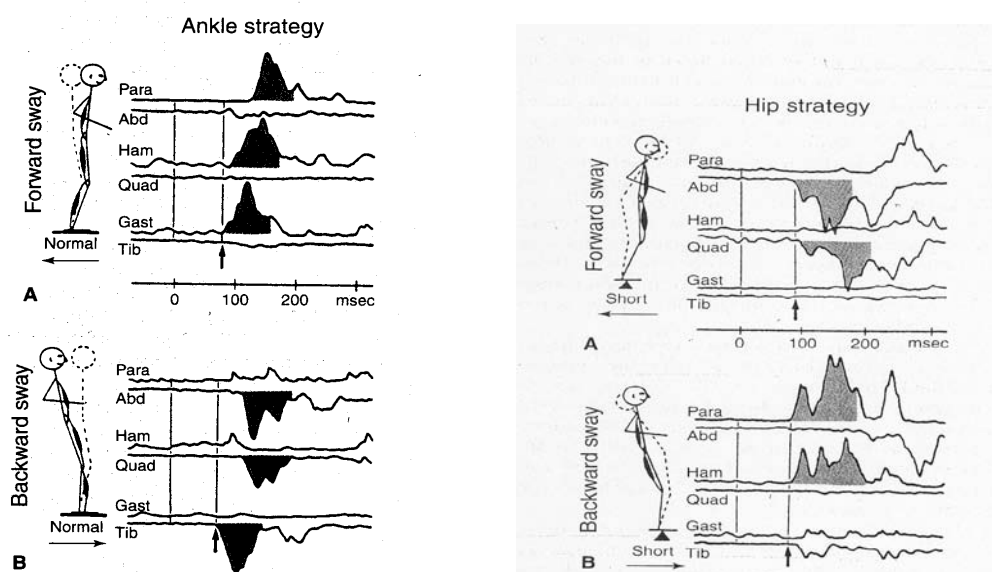
– od kotníkové přes kyčelní až po strategii kroku (úkroku do strany apod.). Například při elektromyografických studiích (EMG) bylo prokázáno, že se zvyšující se rychlostí podnětu se zvyšuje i aktivita svalů zajišťujících kotníkovou strategii a zároveň plynule nastupuje aktivita svalů náležejících ke strategii kyčelní (Runge, 1999).

Nábor motorických jednotek tedy při zajištění stability v předozadním směru přechází od distálních svalů dolní končetiny směrem proximálně. Zapojení svalů do synergistické funkce je různé při kontrole výchylky těžiště těla vpřed nebo vzad (Obrázek 3). Pro zajištění stability v medio-laterálním směru je důležitá aktivita svalů v oblasti kyčelního kloubu (abduktorů: m.gluteus medius, m.tensor fasciae latae), ale také svalů trupu a šíje. Při vyrovnávání laterálních výchylek těla při klidném stoji nejprve vidíme pohyb hlavy (opačný směr vzhledem ke stranovým pohybům dolní končetiny), poté pohyb pánve do strany, a následně minimální stranový pohyb v kloubu hlezenním. Velmi omezený pohyb do strany je možný také v kloubu kolenním. Na rozdíl od svalové aktivity při výchylkách v předozadním směru, je zapojení svalů při laterálním směru proximo-distální.

Obrázek 3 Svalové synergie při kotníkové (ankle) a kyčelní (hip) strategii.

(Shumway–Cook&Woollacott, 2007, převzato z: Horak F., Nashner L. Central programming of postural movements. J Neurophysiol 1986)

A – vyrovnávání výchylky těla vpřed, B – vyrovnávání výchylky těla vzad



Zkratky: Para = paravertebrální svaly, Abd = břišní svaly, Ham = hamstringy, Quad = m.quadriceps femoris, Gast = m.gastrocnemius, Tib = m.tibialis anterior

Protože svaly při těchto synergiích pracují společně jako funkční jednotka, usnadňuje se tak i řízení pohybu – požadavky kladené na centrální nervový systém jsou menší. (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Jak dále tyto autorky upozorňují, pohyb se neodehrává jen v jednom směru a posturální kontrola musí být zajištěna při všech možných variantách (nikoliv jen vpřed – do stran, ale plných 360 stupňů, v diagonále, při různé rychlosti pohybu), proto může být ve skutečnosti jeden sval více či méně zapojen v různých synergiích. Schopnost koordinovaného zapojení svalů je přitom nejdůležitějším aspektem pro zajištění posturální stability. Všechny strategie jsou využívány k zajištění rovnováhy při tzv. feedback kontrole: odpověď posturálního systému na sensorický vjem (vizuální, vestibulární, somatosenzorický) na základě vnějšího (rušivého) podnětu a při feedforward kontrole: přednastavení posturálního systému před pohybem, který může být potenciálně destabilizující – pohyb COM (neočekávaný podnět, nastavení před pohybem). Dokážeme tak přizpůsobit lépe posturální odpověď dané situaci i na základě motorického učení: u dospělých jedinců bylo prokázáno, že při několikrát opakovaném vnějším podnětu postačí pro zajištění stability menší posturální odpověď, tj. menší amplituda nutná pro vyrovnání těžiště těla. (Woollacott & Shumway-Cook, 2002). Když nestačí ke zvládnutí situace ani strategie kroku, nastupuje program preventivního řízení pádu. K tomu patří pohyby horních končetin ve směru pádu – tzv. protektivní extenze, za účelem zmírnit dopad a ochránit hlavu a obličej (Vařeka, 2002).

1.1.2. Normální lokomoce – faktory ovlivňující chůzi

Chůze je základním lokomočním stereotypem člověka, fixovaným na základě ontogeneze i fylogeneze, který je charakteristický pro každého jedince. Je do jisté míry přeneseně i naším obrazem a bývá proto nazývána „motion self portrait“. Lidská lokomoce je definována jako alternující cyklický pohyb dolních končetin s doprovodnými synchronizovanými pohyby celého těla za účelem přesunu z místa na místo (Dvořák, 2003). Normální lokomoce musí splňovat tři požadavky: pohyb (z místa na místo, vpřed), zajištění posturální kontroly před i v průběhu pohybu a adaptaci na danou situaci a prostředí (překážky, nerovnost terénu apod.). Pohyb je vykonáván na základě lokomočního vzoru, zahrnuje reciproční rytmické střídání svalové aktivity končetin a trupu, důležitá je i schopnost správné iniciace pohybu a jeho ukončení (Patla, 1997). Lokomoční princip charakterizuje obdobně Vojta (Vojta & Peters 1995, 24): „Pro všechny vzory pohybu vpřed, které se rozvinou v lidské motorické ontogenezi, jako je otáčení, tulenění, lezení po čtyřech, volná bipedální chůze, platí jisté zákonitosti: vyvážené automatické řízení polohy těla, změna těžiště trupu a

vzpřímení trupu proti gravitaci, fázická aktivita svalů s daným úhlovým pohybem mezi segmenty končetin a osovým orgánem.“ Z posturálního hlediska můžeme chůzi chápat jako pohyb z místa jedné opory k opoře druhé (Janura et al., 1998). Posturální kontrola v průběhu chůze se liší od zajištění stability při statickém stoji. Těžiště těla se při chůzi pohybuje v sinusoidě, když se tělo vychyluje kolem stojné končetiny. Stejně jako se při chůzi cyklicky mění opěrná база, nezůstává těžiště (COM) a tedy ani COG – stále v opěrné bazi, a proto je chůze popisována jako stav kontinuální nerovnováhy nebo řízeného pádu těla vpřed. „Výslednice vnějších sil může v určitých fázích lokomoce směřovat mimo BS (base of support), ale BS musí být cíleně a plánovaně zajištěna tak, aby do ní výslednice vnějších sil vzápětí opět směřovala a v BS se nacházela i COP.“ (Vařeka, 2002a, 121)

Při pohybu těla vpřed slouží jedna dolní končetina jako stojná (opěrná) a druhá se pohybuje vpřed - váha těla se tak přenáší k novému bodu opory. Poté si končetiny svoji funkci vymění, stojná se stává švihovou a naopak. Při popisu chůze používáme termín krokový cyklus. Jeden krokový cyklus (gait cycle, GC) je čas mezi prvním a druhým počátečním kontaktem ipsilaterální dolní končetiny s podložkou (heel strike – úder patou). Krokový cyklus dělíme na dvě základní fáze: fázi stoje – opory (stance, support) a fázi švihu (swing) a tyto se ještě dále rozdělují (Tabulka 2). Fáze stoje zahrnuje čas, kdy je noha v kontaktu s podložkou, začíná počátečním kontaktem nohy – úderem paty (heel strike) a je dělena na pět fází: počáteční kontakt (initial contact), propulze nohy (loading response), fáze mezistoje (midstance), konečného stoje (terminal stance) a předšvihová fáze (pre-swing). Fáze švihu začíná, když noha opouští podložku – odrazem palce (toe off) a má tři podfáze: počáteční švihová fáze (initial swing), fáze mezišvihu (mid swing) a konečná švihová fáze (terminal swing). Z hlediska opory bývá fáze stoje popisována následovně: první fáze dvojí opory (initial double stance/ limb support), kdy jsou obě nohy v kontaktu s podložkou (zahrnuje fázi počátečního kontaktu a propulzi nohy), jednooporová fáze (single limb support) když je druhá končetina ve fázi švihu (zahrnuje fázi mezistoje a konečného stoje) a druhá fáze dvojí opory (terminal double stance), která začíná počátečním kontaktem kontralaterální dolní končetiny a pokračuje dokud se původně stojná noha nedostane do fáze švihu. V různých fázích stoje se dolní končetina nachází po 60 procent svého krokového cyklu, ve fázi švihu zbylých 40 procent, jednotlivé intervaly jsou však individuálně variabilní, závisí i na rychlosti chůze. Rychlá chůze zkracuje fázi dvojí opory, ve které se dolní končetina nachází přibližně prvních a posledních 10 procent stojné fáze (Perry, 1992; Craik & Oatis, 1995; Pease, Bowyer & Kaftan, 2005).

Tabulka 2 Fáze krokového cyklu z pohledu funkce dolní končetiny

(vytvořeno dle Perry, 2002)

Fáze krokového cyklu - trvání	Základní charakteristika	Pohyb v kloubu kolenním	Pohyb v kloubu hlezenním	Pohyb v kloubu kyčelním
INITIAL CONTACT 0-2% GC	noha se dotkne podložky – kontakt patou – heel strike, stabilní přenos váhy těla	EXT (variabilně flexe do 5st.)	neutrální –DF 90st.	FLEX 30st.
LOADING RESPONSE 0-10% GC	zátěž nohy se přesouvá vpřed – začíná propulze nohy, přednoží se pokládá na podložku (celá ploska nohy v kontaktu s podložkou - foot flat)	FLEX 15-18st. trvá i na počátku následující fáze	směr PF 10st.	FLEX pohyb je minimální - stabilizace trupu, přenos COM vpřed
MID STANCE 10-30% GC	Stále kontakt celou plochou chodidla na podložce, váha těla se přesouvá z oblasti střední části nohy více vpřed	směr EXT – stabilita– přenos těžiště těla vpřed	neutrální (20% GC) - - poprvé směr DF cca 4st.	Směr EXT (FLEX ze 30 do 10st.)
TERMINAL STANCE 30-50% GC	Pata se zvedá od podložky a těžiště těla se dostává přes opěrnou bazi – „pád“ vpřed	zvětšení EXT - konec fáze směr FLEX	DF 10st.	Plná EXT
PRE-SWING 50-60% GC	Rychlý přenos váhy těla na kontralaterální končetinu, PF hlezna iniciuje flexi kolene	FLEX 40st. - nutná pro fázi švihů	PF 20st. *dorzální flexe MP kl.	Směr FLEX – neutrální postavení
INITIAL SWING 60-73% GC	Noha se zvedá od podložky, toe-off (odraz palce) iniciuje začátek dorzální flexe hlezna	FLEX 60st. (variabilně 65 – 70st.)	opět směr DF (zmenšení PF na 10st.)	FLEX 20st.
MID SWING 70-85% GC	Švihový pohyb dolní končetiny dopředu ovlivňuje především zvětšující se flexe v kyčli	Začátek EXT (zmenšení flexe na 30st.)	DF-neutrální postavení	FLEX 30st.
TERMINAL SWING 85- 100% GC	Přechod mezi fází švihů a fází stoje – příprava na opětovný přenos váhy těla (švihová končetina se stane končetinou stojnou = fáze initial contact)	EXT (variabilně flexe do 5st.) *zabránění hyperextenze	DF-neutrální postavení (variabilně PF do 5st.)	EXT zabránění další flexe

Kinematický popis chůze se zaměřuje na pohyby v kloubech a nastavení segmentů těla v prostoru. Pro normální přesun těžiště vpřed při chůzi je nutná dobrá koordinace pohybů ve všech zúčastněných kloubech, zejména pohybů pánve, kyčle, kolene, hlezna a kloubů nohy (Craig R.L. & Oatis C.A., 1995). Chůzi ovlivní i postavení hlavy, trupu a pohyb horních končetin – tj. flexe v rameni doprovázející pohyb kontralaterální švihové dolní končetiny. Rozsah pohybů v kloubech dolní končetiny, zajišťovaný aktivitou svalů, je pro různé fáze krokového cyklu charakteristický, i když předpokládáme určitou individuální variabilitu (Tabulka 2, Obrázek 4). Ucelený přehled kinematiky chůze není předmětem této práce. Další text je zaměřen zejména na dílčí parametry pohybu dolních končetin při krokovém cyklu. Právě ty se v patologických souvislostech odrážejí na celkovém obrazu chůze a narušení dynamické stability u pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní (viz kapitola 2.2.3.).

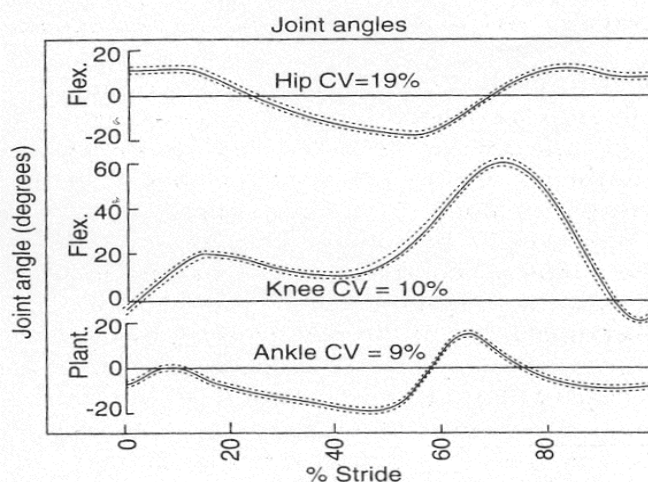
Obrázek 4 Rozsah pohybů v kloubech dolní končetiny v průběhu krokového cyklu

(Shumway–Cook&Woollacott,2007, převzato z: Winter D.A. Kinematic and kinetic patterns of human gait: variability and compensating effects. Hum Mov Sci 1984)

hip = kyčelní kloub, knee = kolenní kloub, ankle = hlezenní kloub

osa x: stride = krok: procenta trvání krokového cyklu, osa y: stupně kloubního rozsahu

* CV = coefficient of variation – koeficient variability (individuální odlišnost od průměru v %)



Ve fázi počátečního kontaktu se má noha dotknout podložky úderem paty (heel strike). Z hlediska pohybů v kloubech dolní končetiny je k tomu nutná extenze kolene (současná aktivita m.quadriceps femoris – QF a hamstringů), dosažení neutrálního postavení v kloubu hlezenním (aktivita m.tibialis anterior – TA a dlouhých extenzorů: m.extensor halucis longus, m.extensor digitorum longus) a určitá flexe v kloubu kyčelním, bržděná aktivitou extenzorů kyčle (hamstringy, gluteus maximus, adductor magnus). Moment dotyku nohy s podložkou –

- kontakt paty je také považován za moment, kdy dojde k pasivnímu „odemčení“ kolene, protože jmenovaní svaloví antagonisté, pracující současně, zabrání hyperextenzi kolenního kloubu. Správné postavení v kolenním kloubu je klíčové pro stabilitu ve stojné fázi a heel strike pro celý přenos těžiště (váhy těla) vpřed při chůzi. Ve fázi počátečního kontaktu dochází k „volnému pádu“ těla vpřed o zhruba jeden centimetr a v dalších fázích poté přenos těžiště (COM) vpřed pokračuje. K absorpci nárazů na zatíženou dolní končetinu a zajištění posturální stability při přenosu váhy těla vpřed je v druhé fázi – loading response - nutná flexe v koleni a naopak brždění další flexe v kyčli a stabilizace pánevní oblasti aktivitou extenzorů kyčle i extenzorů v oblasti Lp, které zamezí většímu předklonu trupu při pohybu vpřed, než je žádoucí (Perry, 1992). V této fázi jsou také výrazně aktivní abduktory kyčle, zabraňující poklesu pánve na kontralaterální straně.

Ve fázi mezistoje – mid stance – se váha těla přesouvá vpřed přes stojnou končetinu (propulze nohy) a kritické místo dynamické stability se tak přesunuje z kolenního kloubu na kloub hlezenní. To platí i v následující fázi – terminal stance. Důležitou roli při stabilizaci kolene i kotníku (přes vliv na postavení tibie) přitom má aktivita m.triceps surae.

Ve fázi pre-swing dochází k rychlému přenosu zátěže (váhy těla) na druhostrannou končetinu. To je předpokladem, aby se s narůstající flexí v koleni dostala původně stojná končetina do fáze švihů (přes „odlepení“ paty od podložky po konečný odraz palce). Tzv. foot clearance, neboli správné zvednutí plosky nohy nad podložku, je závislá na adekvátní flexi v koleni více než na postavení v kotníku, protože když se tělo pohybuje vpřed, napomáhá tak vlastně spontánně i plantární flexi – správné zátěži plosky nohy, která se přesouvá směrem k palci (Perry, 2002). Zároveň je však předchozí aktivita plantárních flexorů hlezna pro následnou flexi v koleni nezbytná (určité napětí a aktivita m.gastrocnemius vede k tzv. pasivní flexi v koleni – s dopomocí m.popliteus, kterou později vystřídá aktivita m.rectus femoris, m.gracilis, m.sartorius a hamstringů – hlavně krátké hlavy m.biceps femoris a flexe v koleni tak pokračuje aktivně). Výraznou část „oblouku“ flexe v koleni dosahuje končetina už ve fázi pre-swing a pokud v této fázi k iniciaci flexe v dostatečném rozsahu nedojde, je ovlivněna celá švihová fáze. Aby bylo dosaženo zvednutí palce nad podložku (toe-clearance), musí být rozsah flexe v koleni v průběhu initial swing 60-65 stupňů.

V další z fází švihů – mid swing – je foot clearance ovlivněna rozsahem flexe v kyčli i aktivním nastavením hlezenního kloubu z plantární flexe do neutrální pozice, která je nutná i v konečné fázi – terminal swing a následně opět ve fázi počátečního kontaktu nohy s podložkou. V konečné švihové fázi – terminal swing – je svalová aktivita směřována

k dosažení takové pozice dolní končetiny, která bude výhodná pro následný přenos těžiště těla ve fázi stoje: pokračuje extenze v koleni, dorzální flexe hlezna a je omezována flexe v kyčli. Tu brzdí aktivita hamstringů (m.semimembranosus, semitendinosus a dlouhá hlava m.biceps femoris), která zároveň zabráňuje hyperextenzi v kloubu kolenním (antagonisté m.quadriceps femoris). Končetina se tak ocitá opět na začátku krokového cyklu a je připravena k počátečnímu kontaktu nohy s podložkou v iniciální fázi stoje.

2. Roztroušená skleróza mozkomíšní

Roztroušená skleróza mozkomíšní (sclerosis multiplex, RS, MS, SM) je závažným autoimunitním neurologickým onemocněním, které jen v České republice postihuje přibližně 13 tisíc lidí. RS jako samostatnou nosologickou jednotku popsal již v roce 1860 pařížský profesor medicíny Jean-Martin Charcot.

Chronický průběh nemoci vede postupně k narůstání neurologického deficitu a disability. Tento fakt je o to závažnější, že onemocnění propuká většinou mezi 20.-40.rokem věku (Havrdová, 2002; Warren S. & Warren K.G., 2001). Podkladem onemocnění RS je autoimunitní zánět bílé hmoty centrálního nervového systému, vedoucí ke ztrátě myelinu v zánětlivých ložiscích a k difúzní ztrátě axonů (Nevšimalová et al., 2002). Přesná příčina nemoci ani kauzální léčba nejsou známy.

Narušení funkce centrálního nervového systému se projeví celou řadou symptomů v závislosti na místech výskytu zánětlivých plak. Jedním z důsledků je právě zhoršení posturální kontroly a tím i celkového motorického projevu u nemocných.

2.1. Charakteristika onemocnění RS

2.1.1. Epidemiologie

Vlastní příčiny RS nejsou známy. Při vzniku onemocnění hrají roli faktory vnitřní (prokázána existence tzv. genů vnímavosti) a vnější: například geografický gradient (růst rizika s rostoucí zeměpisnou šířkou), rasový faktor (větší vnímavost bílé rasy k onemocnění), prodělané virové infekty či celkové stresové ladění organismu.

V oblastech vyššího rizika výskytu onemocnění, kam patří i Česká republika, je prevalence mezi 50-150 na 100 000 obyvatel (Nevšimalová et al., 2002). Onemocnění začíná hlavně u mladých dospělých (mezi 20.-40.rokem), může se však objevit i v dětském věku, či kolem 60.roku věku. U žen je počátek choroby v průměru o 1-2 roky časnější a výskyt

celkově 2-3x vyšší než u mužů. Rizikové je přitom období porodu či menopauzy, kdy dochází k rozkolísání hladin sexuálních hormonů. Epidemiologické studie poukazují i na další faktory, například 2x častější výskyt RS u kuřáků oproti nekuřákům (Havrdová & Horáková, 2004).

2.1.2. Etiopatogeneze

Roztroušená skleróza je autoimunitním onemocněním, v němž cílovými antigeny pro imunitní systém jsou části molekul CNS, hlavně obalu nervových vláken - myelinu. Autoagresivní T-lymfocyty (typu CD4+) se dostávají přes hematoencefalickou bariéru, vzniká a šíří se zánět. Perivaskulární zánětlivé infiltráty v bílé hmotě se nazývají plaky. Uvnitř těchto ložisek se rozpadají myelinové pochvy a zanikají oligodendrocyty (ty mají schopnost regenerace - zejména v časných fázích onemocnění). Demyelinizací axonů je narušen především rychlý, efektivní nervový přenos. Destrukci myelinu ztrácí axon „ochranný plášť“ proti různým noxám.

V zánětlivém ložisku dochází však nejen k destrukci myelinu, ale také přímo k ničení axonů, a to již v časně fázi choroby. (Havrdová & Horáková, 2004b). Právě vývoj atrofie CNS, periventrikulární i korové, v průběhu let začíná dominovat. To souvisí s ústupem zánětu na okraj plak, kdy v jejich centru naopak nastává jizvení a množí se astroglie. V posledních letech je v neurodegenerativní složce patogeneze přisuzována velká role i cytotoxickým T-lymfocytům typu CD8+, které byly původně považovány hlavně za supresorické buňky (Havrdová, 2007). „Míra axonální ztráty rozhoduje o tíži klinického stavu, neboť axon je nositel funkce v nervovém systému.“ (Nevšímalová et al., 2002).

2.1.3. Typy onemocnění a prognóza

Dnešní klinická medicína rozlišuje u roztroušené sklerózy celkem 4 subtypy onemocnění dle charakteristického průběhu (De Lisa et al., 2005):

Remitentní forma (R-R) je nejčastější – onemocnění začíná až u 85% pacientů manifestací právě této formy, typické střídáním atak neurologické symptomatologie a období remisí. Ataka (klinicky vždy průkaz zánětlivé aktivity nemoci) je definována jako nově vzniklé příznaky nebo výrazné zhoršení již existujících příznaků (bez souvislosti s horečkou při infekčním onemocnění) trvající více než 24 hodin. První příznak u remitentní formy mívá podobu optické neuritidy. Druhá ataka může následovat po delší době, i po několika letech.

Relabující - progredující forma (P-R) je naopak nejméně častá, propuká zhruba u pěti procent pacientů. Typické je, že neurologický deficit po prodělané atace přetrvává a na něj

časem „nasedá“ další neurologické zhoršení stavu. Progrese je definována jako zhoršení stavu přetrvávající alespoň 3 (spíše 6) měsíců bez tendence k úpravě stavu.

Sekundárně progresivní forma (SP) je charakterizovaná postupným nárůstem neurologického deficitu po předchozím (i dlouholetém) období střídání atak a remisí. Do tohoto stadia přechází zhruba po 10 letech trvání onemocnění přibližně polovina pacientů s remitentní formou.

Primárně progresivní forma (PP) je ze všech variant RS nejzávažnější a objevuje se u 10-15% nemocných. Neurologický deficit narůstá již od počátku nemoci, chybí jinak „klasický“ průběh atak a remisí. Dominuje časná ztráta oligodendrocytů a axonů, zánětlivý projev není tak výrazný. Pacient mívá spastickou paraparézu dolních končetin. Jako jediná z uvedených typů je PP častější u mužů (Havrdová, 2002).

Prognóza onemocnění je dána typem nemoci a její aktivitou. Určitý vztah k prognóze má i počet atak na počátku nemoci a jejich charakter. Platí, že čím více atak v prvním roce nemoci, tím horší je prognóza. Motorické příznaky v prvních atakách znamenají zároveň horší prognózu než první příznak ve formě optické neuritidy.

Po 15 letech onemocnění RS chodí zhruba polovina pacientů, délka onemocnění je v průměru 25-35 let. Maligní forma RS, kterou trpí asi tři procenta nemocných, se vyznačuje rychlou ztrátou hybnosti do dvou až tří let (Havrdová & Horáková, 2004b).

2.1.4. Diagnostika a farmakoterapie

Detailní popis diagnostiky a léčby u RS přesahuje rámec této práce. Určení či ověření diagnózy je v rukou odborného lékaře – neurologa. Pro léčbu onemocnění jsou zřízena specializovaná RS centra, u nás mimo jiné i ve Fakultní nemocnici Motol. Mezinárodně platná McDonaldova kritéria umožňují stanovit diagnózu již po první atace nemoci, tj. 3-6 měsíců od prvních příznaků (Havrdová, 2004a). Klinickou diagnózu doplňují pomocné metody. Patří mezi ně magnetická rezonance (MRI) zobrazující zánětlivá ložiska a umožňující sledovat i aktivitu nemoci, vyšetření likvoru (průkaz oligoklonálních pruhů), periferní krve, evokované potenciály, ukazující zpomalené vedení vzruchů, či oftalmologické vyšetření (průkaz retrobulbární neuritidy).

Včasné nasazení léčby přitom může ovlivnit CNS v době, kdy má ještě funkční rezervy, tedy možnost reparace – remyelinizace axonů (Havrdová, 2005). Obecně platí, že léčba u RS je odlišná pro jednotlivá stadia nemoci, liší se farmakoterapie v případě vzplanutí zánětu – ataky a v období remise a dále dle subtypu onemocnění. Například u nejčastější

formy onemocnění – remitentní - jsou nasazovanými léky první volby interferon beta a glatiramer acetát (Havrdová & Horáková, 2004b). Patří do skupiny léků DMD – disease modifying drugs, které ovlivňují aktivitu nemoci a mohou vést ke snížení počtu relapsů. Dále se k léčbě využívají intravenózně podávané imunoglobuliny (IVIG) s imunosupresivním účinkem. Ke zlepšení trofiky a regenerace nervové tkáně jsou pacientům podávány vazoaktivní preparáty a vitamíny skup.B, C v rámci doplňkové léčby. Je také třeba, aby ošetřující lékař zhodnotil riziko osteoporózy, související s léčbou protizánětlivými kortikoidy (např. prednison, methylprednisolon). Důležitá je i symptomatická léčba, ovlivňující například sfinkterové potíže či spasticitu, která v určitých stádiích nemoci provází většinu pacientů (Havrdová, 2002). Zásadní je i včasná léčba akutních infekcí (infekcí močových cest, zánětů kůže apod.) či virových onemocnění, protože jakákoliv zvýšená aktivace imunitního systému může vést ke zhoršení RS. Farmakoterapii by měly doplňovat i další složky terapie: psychoterapie a rehabilitace, včetně sociálního poradenství.

2.2. Narušení posturální kontroly a motoriky u RS

Jednotlivé symptomy roztroušené sklerózy mozkomíšní jsou vázány na topologii zánětlivých ložisek: vyskytují se v různých částech mozku, kmene, mozečku a míchy, postiženy mohou být i mozkové nervy. U pacientů s RS nalzáme hlavně kombinaci různých senzitivních a motorických symptomů, které negativně ovlivňují posturální řízení i motorický projev. Narušená posturální kontrola má zpětně negativní vliv na kvalitu života lidí s neurologickým postižením: znamená snížení aktivit denního života, často i ztrátu soběstačnosti, zvyšuje pravděpodobnost pádů. Ty se objevují hlavně při přesunech, během běžné chůze či za ztížených podmínek (do schodů, při pohybu v přeplněných ulicích města apod.). Příčiny výskytu pádů se u nemocných s roztroušenou sklerózou liší a bývá jich více najednou. Vyplývají z poruchy centrálních nervových struktur zasažených zánětem (mozek, mozeček, kmenové struktury - vestibulární jádra a jejich dráhy, mícha), poruchy čítí (zejména propriocepce) a z obrazu centrální parézy, včetně narušení svalového tonu. Specifickým problémem u RS je narůstání svalové slabosti v průběhu pohybu, například při chůzi. To je projevem narušeného nervového řízení při demyelinizaci drah (De Lisa et al., 2005).

Častý výskyt osteoporózy u diagnózy RS zvyšuje riziko fraktur při pádu. Podle autorů studie, která analyzuje příčiny pádů u 50 pacientů s roztroušenou sklerózou se nedá nalézt spojitost s věkem, pohlavím, ani dobou trvání nemoci. Dá se pouze předpokládat, že riziko pádů roste v závislosti na míře poruchy rovnovážných strategií, narušení chůze a nutnosti

využívat kompenzační pomůcku (Cattaneo et al., 2002). Je proto nutné pacienty hodnotit individuálně. Vliv jednotlivých příznaků na poruchu rovnováhy také nelze přesně vymezit. Rozhodující může být i porucha kognitivních funkcí, zraku, pro RS specifická únava, alterace psychiky či další symptomy.

2.2.1. Příznaky ovlivňující posturální stabilitu

Mezi hlavní faktory, ovlivňující rovnováhu a pohybový projev u RS, patří porucha funkce mozečku. Bývá popisována odděleně v několika syndromech dle přesné anatomické lokalizace postižení. U roztroušené sklerózy však může být lézí více, a to v různých částech mozečku. Proto je podstatný pohled funkční, který shrnuje klinické příznaky pod syndrom tzv. mozečkové ataxie (Králíček, 2002). Syndrom je charakterizován zejména hypermetrií – tj. přestřelováním pohybu (mění se rychlost, směr i síla), pohyb má větší amplitudu než je třeba a je proto nepřesný. Příčinou je opožděný nebo nedostatečný stah antagonistů daného svalu, který má normálně pohyb ukončit. Dochází k tzv. rebound fenomenu, což je neschopnost rychle zabrzdit započatý pohyb. Stejně tak je porušena iniciace pohybu (začíná příliš pozdě nebo naopak brzy) a postrádá plynulost – tzv. asynergie (inkoordinace). Jejím hlavním projevem je adiachokinesa (neschopnost rychle za sebou provádět alterované pohyby – pronace/supinace apod.) a dekompozice (trhavý pohyb – rozložení na jednotlivé fáze). Dále do mozečkové symptomatologie patří poruchy artikulace (zvláštní druh dysartrie zvaný „scanning speech“ – skandovaná řeč s typickým vyražením první slabiky a celkově zpomalené tempo řeči) i poruchy jemné motoriky – při psaní (velká, kostrbatá písmena). Zatímco typicky se jednostranné postižení mozečkové hemisféry a jejích spojů projeví (v důsledku dvojitého křížení drah) na stejnostranné polovině těla, závažnější asynergie uvidíme oboustranně – typicky na svalech trupu, naruší proto výrazně posturální stabilitu ve stoji i při chůzi. Pacient špatně „odměřuje“ pohyb i při změně polohy (sed – stoj) a podobně.

Typickým projevem je také intenční třes – oscilace končetiny před cílem je tím větší, čím vzdálenější cíl má nemocný před sebou a čím je pohyb složitější. Může se objevit i při započatí pohybu. Ataxii trupu doprovází často třes hlavy a horní části trupu, převážně v předozadním směru – titubace (pojem je odlišný od označení pro celkové výchylky těla ve stoji a při chůzi). U poruch mozečku se může objevit i hrubší nepravidelný třes, který je přítomen už v klidu a zvýrazní se při jakékoliv zátěži končetiny a volním pohybu. Protože na horních končetinách připomíná mávání ptačích křídel, nazývá se „wing-beating“ tremor (Ambler, 2002). Do obrazu mozečkové ataxie patří typicky ještě pasivita – hypotonie, na

podkladě sníženého odporu antagonistů. Pasivitě se někdy přičítá zvýšení abnormálních synkinéz, například souhybu horních končetin při chůzi. U chronických postižení jako je roztroušená skleróza mozkomíšní, nebývá pasivita tolik vyjádřena.

Dalším významným příznakem, narušujícím posturální stabilitu a její řízení, je porucha vestibulárních funkcí (Vrabec et al., 2002, Patla, 2003). V případě RS nebývá typicky porušen periferní vestibulární systém, ale jeho centrální část: jádra mozkového kmene a příslušný systém drah. Jedná se tedy o tzv. centrální vestibulární syndrom. Může se objevit závrať (vertigo), kdy nemocný udává pocit „opilsti“, podlamování dolních končetin, celkové slabosti, točení hlavy například při změně polohy a podobně. „Jak pocit skutečné závratí s točením hlavy, tak pocit nejistoty v prostoru výrazně omezuje dosah pacientovy samostatné chůze...“ (Havrdová, 2002, 39). Charakteristický je také nystagmus, tj. mimovolní kmitavý pohyb očních bulbů, který může mít různý směr (horizontální, rotační apod.), směr se může i měnit. Síla vertiga nemusí odpovídat intenzitě nystagmu, pacient také nemusí trpět závratí vůbec. Ani nystagmus nemusí být vždy přítomen. Dochází i k tonickým úchylkám končetin, hlavy a trupu, k titubacím ve stoji a při chůzi, které mohou vést až k pádu. Směr úchylek je obvykle (ne však výlučně) v jednom směru, a ten může být jakýkoliv (není zde závislost mezi směrem úchylek a směrem nystagmu - tzv. disharmonický syndrom). Uvedené příznaky mají za následek neschopnost udržet rovnováhu ve stoji a při chůzi, to bývá označováno jako vestibulární ataxie (Králíček, 2002).

Při lézích v oblasti míchy může dojít k porušení propriocepce, obvykle současně polohocitu i pohybecitu. Porušeno bývá i hluboké vibrační cití (palestezie) a diskriminační cití. Jde o syndrom zadních provazců míšních, který se projeví spinální ataxií. Charakterizuje ji pozitivní Rombergův příznak (výchylky ve stoji se zavřenýma očima a zúženou bází), při lehčím stupni má chůze nejistý, „opilecký“ ráz, při těžkém stupni postižení není nemocný vůbec schopen stoje a chůze při zavřených očích. Porucha hlubokého cití se projeví zřetelně právě při vyřazení zrakových podnětů. Také při cílených zkouškách (prst–nos, pata–koleno) se ataxie zhoršuje nebo je přítomna výlučně při zavřených očích, kdy se vyšetřovaný musí spoléhat na propriocepci. Vnímání tlaku je postiženo jen málo a vnímání hrubého kožního dotyku zůstává zachováno. K symptomům patří parestezie (píchání, brnění).

Běžným příznakem u RS jsou různě vyjádřené poruchy exterocepce, zejména taktilního cití. Jde o poruchy citlivosti: hypestézie nebo naopak hyperestézie a parestézie, které nesledují distribuci nervových kořenů ani periferních nervů, ale mohou se vyskytovat kdekoli na těle a pacienta velmi obtěžovat. Parestézie na akrech končetin mohou výrazně

narušovat obratnost i bez přítomnosti parézy. Navíc se objevují pro RS typické paroxysmální symptomy: pocit projetí elektrického proudu při předklonu hlavy někdy s paresteziemi do končetin – tzv. Lhermittův příznak neboli décharge électrique, spojený s podrážděním ložiska v krční míše. Dále Unthoffův fenomén – zhoršení příznaků fyzickou námahou (především zamlženého vidění). Mohou se objevit bolestivé tonické záchvaty (spasmy) postihující většinou svaly jedné poloviny těla nebo dokonce i epileptické záchvaty, hlavně motorického charakteru (Havrdová, 2002). Uvedené faktory narušují i pohybový projev.

Nemocní RS také často mají potíže se zrakem. Při poruše zrakové dráhy nebo primární zrakové kůry vznikají charakteristické výpadky v zorných polích obou očí. Pro RS je typický ostrůvkovitý výpadek uvnitř zorného pole nazývaný skotom. Mezi nejčastější iniciální syndromy onemocnění patří retrobulbární optická neuritida, postihující jeden nebo oba zrakové nervy. Její projev může být různě závažný, od sníženého vnímání ostrosti barev po zamlžené vidění, výpadky zorného pole až úplnou ztrátu zraku. V průběhu onemocnění se mohou příznaky opětovně objevovat. Obraz někdy doplňují i parézy okohybných nervů (strabismus, diplopie). Nemocní mohou zároveň mít i optické vady, běžné v normální populaci, a celkové narušení zrakové informace tak může rovnováhu negativně ovlivnit.

Mezi nejzávažnější symptomy, které narušují celkový motorický projev, patří porucha svalového tonu – spasticita, která je projevem centrální parézy. U roztroušené sklerózy může být spasticita způsobena demyelinizačním procesem v míše i vyšších etážích CNS. Postižení dolních končetin je u RS častější, a to z důvodu rozsáhlých zánětlivých ložisek v míše a prodloužení délky vedení nervového vzruchu. Častým obrazem je tak spastická paraparéza dolních končetin hlavně extenčního typu, ale i hemiparéza či jiné typy paréz. Na počátku onemocnění může dojít k jejich plné úpravě, později jsou častá rezidua. Objektivně nalzáme vyšší svalový tonus, zvýšené šlacho-okosticové reflexy, iritační jevy pyramidové (pozitivní Babinského příznak) a zánikové jevy jako projev parézy. Centrální paréza má za následek omezení volního pohybu. Spasticita může být invalidizujícím faktorem a vést až ke vzniku kontraktur (Vacek, 2000). Bývá provázena bolestivými spasmy, hlavně nočními. Slabost svalů, spasticita a špatná koordinace pohybů přispívají k porušení rovnováhy.

S postupujícím onemocněním a ojedinele už v jeho počátku se objevují také poruchy kognitivních funkcí (Havrdová, 2002). Týkají se hlavně paměťových funkcí, plánování úkolů a soustředění. Jejich podkladem je ztráta axonů v asociačních korových oblastech a poruchy nervového přenosu. Odhaduje se, že různě těžkou formou poruchy kognitivních funkcí trpí

45-65% nemocných RS, hlavně ve stádiu sekundární progresy (R.I.M.S., 2004). Posturální stabilita je přitom úzce spojena s úrovní kognitivních funkcí, hlavně pozornosti a motivace.

Jedním z nejčastějších příznaků u roztroušené sklerózy mozkomíšní, který se objevuje až u 80 procent pacientů, je únava. Je spojena se sníženou kapacitou nervových vláken pro vedení vzruchu. Její příčiny jsou multifaktoriální, objevuje se ale často v souvislosti s intolerancí tepla, sfinkterovými poruchami, spasticitou, depresí či inaktivitou. Při únavě je proto pacientovi doporučována úprava denního režimu, a to především zavedením pravidelné fyzioterapie včetně aerobního tréninku, před kterým bývali pacienti dříve naopak varováni. Ztráta kondice a inaktivita přispívá ke zhoršení neurologického nálezu i ke svalovým atrofiím.

Denní aktivity pacienta může také ovlivnit bolest: od neuralgické a neuropatické, po sekundární či vertebrogenní. Někdy stačí úprava nebo správné používání ortopedických pomůcek, přidání ortéz, opěrek na vozík, cvičení zaměřené na odstranění svalových dysbalancí při asymetrických parézách, nácvik stereotypu chůze a podobně. Pro vliv bolesti na kvalitu života pacienta je vždy třeba se touto problematikou pečlivě zabývat (Havrdová & Horáková, 2004b).

K celkovému klinickému obrazu RS patří i psychické poruchy – depresivní ladění a jiné. Depresi trpí 45-50% pacientů v některé z fází nemoci (Rickards, 2005). Euforii, která bývá v souvislosti s RS také zmiňována, vidíme jen u několika procent pacientů s rozsáhlým postižením frontálních laloků či atrofií CNS u dlouhotrvajícího, neléčeného onemocnění. Depresi lékaři vysvětlují jak chronicitou neléčitelného a progresivního onemocnění, tak i přítomností zánětlivých faktorů (cytokinů) v CNS, které ovlivňují neurotransmisi.

Mezi další typické symptomy pro RS se řadí poruchy sfinkterů: močení (nejčastěji úměrné poruše hybnosti dolních končetin – výskyt až u 75 procent pacientů), vyprazdňování a sexuální dysfunkce. Tyto symptomy sice rovnováhu nebo pohybový projev přímo neovlivňují, ale pacienta obtěžují a omezují jeho denní aktivity. Stejně jako bolest, mohou mít vliv i na psychiku a prohlubovat únavu. K celkovému obrazu patří i různě vyjádřené postižení mozkových nervů (n.facialis, n.trigeminus, postranní smíšený systém), osteoporóza, interní příznaky včetně respirační insuficience, nežádoucí reakce na léčbu a další.

Protože příznaky u diagnózy RS mohou být opravdu různé, pro posouzení disability pacienta se využívá řada škál a testovacích baterií. Mezinárodní federace společností pro RS (MSIF) doporučuje standardně hodnocení dle Kurtzkeho stupnice (Expanded Disability Status Scale – EDSS), která umožňuje určit míru funkčního postižení u pacienta (viz Příloha č.1).

2.2.2. Narušení rovnováhy ve stoji a stereotypu vstávání ze sedu

V důsledku abnormální posturální kontroly a spastické parézy svalů především dolních končetin může být narušena stabilita ve statické situaci – stoji. Pacient odlehčuje parétickou dolní končetinu a spoléhá se více na končetinu zdravou či méně postiženou. To může být provázeno vychýlením trupu a celkově narušeným posturálním držením. Při stabilometrickém vyšetření vidíme nadměrné výchylky center of pressure (COP) v antero-posteriorním či latero-laterálním směru, sloužící k vyrovnávání pozice těžiště těla a znovunabytí stability.

Také ataktický stoj u poruch mozečku je nestabilní, o široké bazi, nemocný má tendenci padat v různých směrech – bez predilekce (směr výchylek není závislý na poloze hlavy a jejich velikost se nezvětší při zavření očí). Pacient vyrovnává oscilace těžiště úkroky do stran a vzad, trup má také tendenci k náklonu vzad (Ambler, 2002). Spinální ataxie s poruchou hlubokého čítí, zejména propriocepce, může být další z příčin narušené stability stoje. U centrální poruchy vestibulární jsou potom tendence k pádu ve stoji typicky v jednom směru, a to v jakémkoliv.

Pacienti s větší tíží postižení mívají také potíže s přechodem ze sedu do stoje a zpět. Stereotyp vstávání ze sedu vyžaduje plynulé přenášení těžiště těla vpřed a vertikálně, dostatečnou svalovou sílu dolních končetin i dobrou koordinaci pohybových úkonů. Jde o vysoce automatizovaný sled pohybů, závislý převážně na informacích ze somatosenzorického aparátu (Smékal et al., 2005a). Tento stereotyp bývá také definován jako pohyb těžiště těla směrem nahoru z pozice vsedě do pozice vstoje bez ztráty rovnováhy. Pro ovlivnění stability je proto nutné s pacientem tyto fáze přechodu pohybů nacvičovat, stejně jako je tomu například u nemocných s hemiparézou po cévní mozkové příhodě (CMP). „Trénink vstávání ze sedu je bezesporu také preventivním opatřením, které u pacientů s poruchou řízení motoriky umožní snížit množství pádů, ke kterým u nich dochází při změnách polohy těla. Takovým příkladem může být nejen vstávání ze sedu, ale i posazování se, přesun z lůžka na vozík a přechod ze stoje do chůze.“ (Smékal et al., 2005b, 62).

Nemocný s RS často vstává a sedá si těžko, protože nedokáže koordinovaně flektovat kolena a kyčelní klouby a přiměřeně se předklonit. Při zvedání ze židle neposouvá obě dolní končetiny dostatečně vzad, jeho těžiště se tak ocitá za kotníky a pacient „padá“ opět na sedadlo. Hlavně v těžších stádiích nemoci je přítom nedostatečná i stabilita v sedu. Pacienti mají při provedení stereotypu vstávání ze sedu také problém s generováním a timingem dostatečné svalové síly extenzorů dolních končetin. Zapojení těchto svalů (m.gluteus maximus, hamstringy, m.quadriceps femoris) je nutné k zabezpečení posunu těžiště těla

vertikálním směrem. Dalším omezením je nemožnost dosažení dostatečné dorzální flexe nohy, u paraparézy často oboustranně. Z příčin bývá jmenována slabost dorzálních flexorů, spasticita m. soleus i zpomalený nástup aktivity m. tibialis anterior. Přenášení těžiště těla je také ovlivněno psychicky, strachem z pádu vpřed.

Nemocný s roztroušenou sklerózou využívá i při stereotypu vstávání ze sedu kompenzačních mechanismů, typických opět i pro pacienty po CMP (Smékal et al., 2005b). Jde o přesun momentů síly ke „zdravé“ dolní končetině, kdy hmotnost těla je ve fázi odlepení stehien přenášena na méně postiženou stranu. Na straně slabší dolní končetiny si přitom pacient pomáhá addukcí a vnitřní rotací v kyčelním kloubu. To má napomoci stabilizaci při provedení extenze paretickou dolní končetinou. Zvládnutí stereotypu vstávání ze sedu ovlivňuje i výška židle (vyšší židle při flexi v koleni menší než 90stupňů vstávání usnadňuje) a hloubka sedu (čím větší hloubka, tím větší svalová síla je nutná k přenosu těžiště těla nad opěrnou bázi dolních končetin). Při opětném posazování se musí pacient zvládat plynulé přenášení těžiště těla vzad a pohyb je ztížený i nemožností zrakové kontroly (Gúth, 2004).

2.2.3. Narušení stereotypu chůze – kompenzační mechanismy

Stejně jako v případě stoje a stereotypu vstávání ze sedu, ovlivňují spasticita, paréza, ataxie a přidružené potíže spojené s RS charakter chůze u nemocných. Chůze se i kvůli celkovému narušení posturálního řízení zároveň stává více nejistou a energeticky náročnou. Odchytky od fyziologického stereotypu mohou mít přitom více podob. Například ataxie chůze je obdobou ataxie stoje a u RS se vyskytuje typicky při postižení spinálním (syndrom zadních provazců), mozečkovém (léze střední části mozečku - vermis a jeho spojů: paleocerebelární syndrom) či vestibulárním. Ataktická chůze mozečková znamená, že nemocný chodí o širší bazi, nejistým krokem a nedaří se mu ani udržet směr chůze. Kroky nemají stejnou délku, mohou být hypermetrické, pacient vlastně vybočuje do stran – úchytky jsou nepravidelné, obvykle bez stranové převahy. Při chůzi se může projevit i tremor v oblasti trupu, analogie k intenčním tremoru (Ambler, 2002). V případě roztroušené sklerózy bývá mozečkové postižení kombinováno s postižením vestibulárním, různým stupněm parézy a spasticitou a proto má chůze ještě mnoho dalších patologických charakteristik.

Spasticita se slabostí a inkoordinací se projeví narušením volního pohybu. Těžká spasticita volní pohyb zcela znemožňuje, střední omezuje jeho rychlost, sílu a přesnost, při mírné spasticitě je narušena pohybová koordinace. Elektromyografické vyšetření ukáže redukováný nábor motorických jednotek (Kaňovský, 2004). V průběhu krokového cyklu

zároveň vidíme, že v určité fázi nemusí být daný sval aktivován vůbec (oproti „požadavku“ pro normální chůzi) nebo je sice aktivován, ale inadekvátně: tj. opožděně, ale i dříve, po delší dobu než je třeba, ale s nižší amplitudou a podobně. Příkladem může být abnormálně dlouhá aktivace spastického m.triceps surae ve fázi stoje, která ovlivní úhlové nastavení v koleni a tím i celkový průběh krokového cyklu (Obrázek 5a). Odpověď čistě paretického svalu na EMG je obdobná: pomalejší a s nižší amplitudou, což platí pro chůzi i pro relativně statickou situaci ve stoji (Obrázek 5b). Přestože uvedené studie nebyly prováděny přímo u pacientů s roztroušenou sklerózou, obraz oslabených a spastických svalů je zde (u spastické hemiparézy či paraparézy dolních končetin) obdobný.

Spasticita také znamená narušení ideálních biomechanických parametrů – rozsah pohybů v kloubech je snížen. Spasticita svalů dolní končetiny tak v důsledku vede k vytváření charakteristických vzorců, kterými se pacient snaží kompenzovat pohybový deficit, daný i svalovou slabostí a inkoordinací. Do stereotypu chůze vstupují určité patologické souhyby, které více či méně změni charakter chůze ve všech fázích krokového cyklu, tj. jak ve fázi stojné, tak i švihové. Nejvíce narušené mohou být právě fáze závisející maximálně na kvalitní kortikospinální kontrole: iniciace švihu a celá propulze plosky nohy (Mayer, 2002).

Například spasticita plantárních flexorů (zejména m.triceps surae) ovlivní stabilitu už na počátku stojné fáze, jelikož omezuje dorzální flexi v hleznu a nedovolí tak správný počáteční kontakt nohy – „heel strike“. Na tomto obrazu se samozřejmě může zároveň podílet paréza dorzálních flexorů nohy. Pokud pacient provádí nášlap v plantární flexi nohy nebo nášlapuje na celou plosku nohy – „foot flat“, musí pro vyrovnání balance (přenosu váhy těla na stojnou dolní končetinu) použít náhradní mechanismy. Jsou jimi hyperextenze v kolenním kloubu a/nebo předklon trupu. Současně také bude zkrácena délka kroku druhé – švihové dolní končetiny a celkově i rychlost chůze. Který kompenzační mechanismus u pacienta převáží, závisí na řadě faktorů. Pro hyperextenzi v koleni musí být zachován pohyb v kolenním kloubu, pro flexi trupu musí být aktivní i extenzory trupu a kyčle (Perry, 1992).

Spastické plantární flexory také ovlivní fázi švihovou, kdy nevidíme dostatečný odraz palce – „toe-off“, což je dáno už přetrvávající extenční pozicí v koleni při fázi konečného stoje a v předšvihové fázi krokového cyklu. Neschopnost dosáhnout dostatečné flexe v koleni při švihu dolní končetiny má za následek větší zapojení flexorů kyčle, aby se noha zvedla od podložky. Nutnost této kompenzace je vysvětlována hlavně narušenou funkcí – tzv.paradoxem m.triceps surae. Například Mayer zdůrazňuje, že sval je sice spastický a hyperaktivní, má určité zvýšené napětí, ale zároveň je zkrácen, což výrazně snižuje jeho sílu

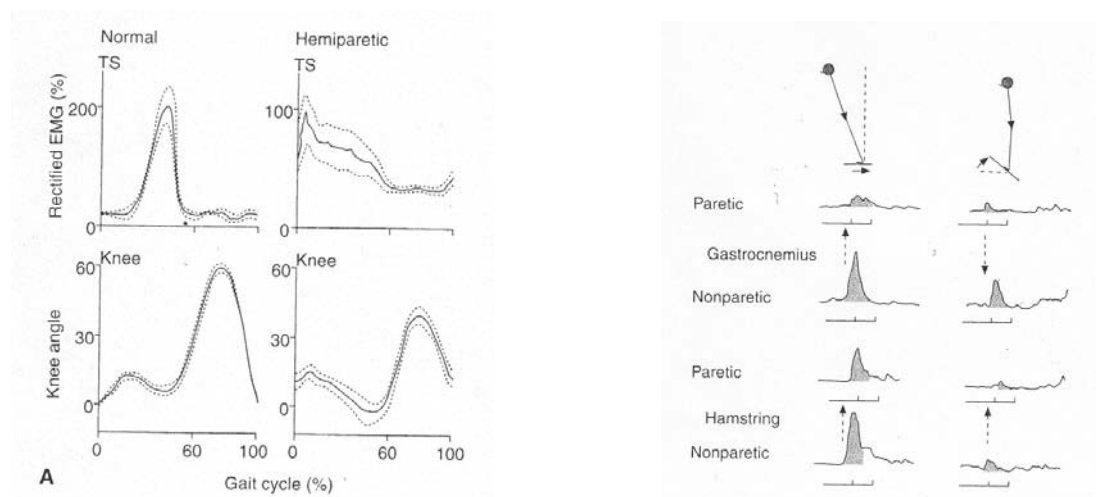
(sval v protažení může obecně při stahu generovat větší sílu než sval zkrácený). Jak bylo prokázáno v případě hemiparézy po CMP, sval je tak ve skutečnosti oslaben nejen z důvodu centrální parézy, ale i funkčně oproti dorziflexorům nohy, které mají větší výchozí délku (hlavně m.tibialis anterior). Tím se z funkčního hlediska mění výrazně poměr sil v krokovém cyklu, hlavně při propulzi nohy. „U spastických pacientů tak prudce klesá dopředná síla vyvíjená m.triceps surae, což bývá částečně kompenzováno v odrazové fázi abnormální činností flexorů kyčle.“ (Mayer, 2002, 63).

Při větší míře spasticity plantárních flexorů nemusí tato kompenzace postačit a noha bude „zadržávat“ o podložku palcem – tzv. „toe drag“, zkrátí se krok a v extrémním případě bude pacient táhnout dolní končetinu za sebou. K patologickému mechanismu hyperextenze v koleni při chůzi, který můžeme vidět u pacientů s roztroušenou sklerózou, přispívá i spasticita m.quadriceps femoris. Ta má za následek omezení flexe během přenosu váhy na dolní končetinu ve stoji – „loading response“ a podporuje udržení nadměrné extenze kolene.

Obrázek 5a, b Abnormální aktivace spastických a paretických svalů na EMG

5a: m. triceps surae (TS) v průběhu krokového cyklu – ovlivnění úhlu v kolenním kloubu (Shumway–Cook&Woollacott, 2007, převzato z: Knutson E. et al., Scan J Rehab Med 1994)

5b: m.gastrocnemius, hamstringy ve stoji – při pohybu vpřed a vzad na nakloněné rovině (Shumway–Cook&Woollacott, 2007, převzato z: DiFabio R.P. et al., Brain Res 1986)



Spastický m.quadriceps femoris bývá také někdy považován za hlavní příčinu omezené flexe v koleni během švihu. Ta však souvisí i s narušením dynamiky pohybu v kotníku a oslabením flexe v kyčli. Při chůzi tak jde vždy o porušenou svalovou koordinaci,

a nikoliv funkci jen jednoho jediného svalu. Někteří autoři zdůrazňují, že aktivace svalů při chůzi (časování, zařazení do pohybového automatismu) je složitější a proto i mnohdy slabší než volní aktivace při jednoduchém pohybu (Shumway-Cook & Woollacott, 2007).

Pro onemocnění RS bývá typická paraparéza dolních končetin provázená spasticitou adduktorů kyčle, což může vést až k obrazu tzv. nůžkovité chůze – „scissors gait“. Vidíme různou míru addukce a vnitřní rotace v kyčli, pacient chodí se semiflekčním držením v koleni. Paraparetická chůze je popisována takto (Kaňovský, 2004, 105): „Pohyb dolních končetin se děje kolenem dopředu a mediálně, takže stehna o sebe třou a vzniká typický obraz „stříhání“ stehen, rozsah pohybu v kyčli i koleni je omezen. Kroky jsou krátké a rychlé.“ Patologii mohou doplňovat kompenzační pohyby proximální části těla a horních končetin. Také tento typ chůze je náročný na udržení stability – zejména ve fázi švihů, kdy při flexi v kyčli dojde k nadměrné addukci a celá dolní končetina se tak přiblíží více mediálně. U těžší spasticity může addukovaná švihová končetina i narážet do končetiny stejné. Naopak pro RS není zcela typická spasticita hamstringů, která by vedla k flekčnímu postavení v koleni při chůzi.

Obraz chůze u RS se liší také dle převahy paretických svalů. Většinou je paretická dolní končetina celkově jakoby „ztuhlá“, chůze tvrdší, pacient končetinu těžko odlepí od podlahy – vážne hlavně švihová fáze, má problém flektovat končetinu v koleni a kyčli. Protože končetinu těžko zvedá, má tendenci k různým kompenzačním mechanismům napomáhajícím švihů. Jsou jimi cirkumdukce pánve (zvednutí pánve vzhůru, její rotace vpřed a pohyb kyčle do abdukce), klopení pánve vzad se současnou aktivací břišních svalů, úklon trupu ke straně stejné dolní končetiny (kompenzace pomocí laterálního přenosu těžiště) nebo nášlap na špičku a přenos váhy vpřed také na kontralaterální končetinu. Uvedený typ bývá popisován jako chůze spasticko-ataktická, může souviset i se slabostí abduktorů kyčle (Ambler, 2004). Při oslabení extenzorů kyčle je narušeno vzpřímené postavení trupu, včetně pletenců ramenních a hlavy. Pacient se pohybuje vpřed s předklonem trupu a ve stejné fázi krokového cyklu se snaží kompenzovat slabost extenzorů záklonem trupu, což napomůže přenosu těžiště mírně vzad za úroveň kyčelních kloubů a tím i získání stability.

Pacienti s RS mohou mít také narušené souhyby horních končetin při chůzi, nebo naopak u ataktické chůze se objevují nadměrné, inkoordinované pohyby paží. Chůze často postrádá i plynulost, což se akcentuje s přibývajícím únavou.

2.3. Teoretický podklad terapie

Terapie použitá u vzorku pacientů s roztroušenou sklerózou, sledovaných v této diplomové práci, vychází z integrace několika fyzioterapeutických přístupů. Základem je princip senzomotoriky doplněný o pohled vývojové kineziologie na posturální nastavení těla, u nás rozvíjený fyzioterapeuty Kolářem a Švejcarem (viz dále). Byly také použity prvky Bobathova konceptu při nácviku vstávání ze sedu a jako příprava na cvičení (Bobath, 1997).

Podkladem metodiky senzomotorické stimulace, rozpracované neurologem a rehabilitačním lékařem Vladimírem Jandou spolu s terapeutkou Marií Vávrovou, jsou teoretické poznatky o existenci dvou stupňů motorického učení a důležitosti senzorického vstupu. Nejprve učení pohybu probíhá pod výraznou volní kontrolou, se zapojením kůry mozkové (center senzorických a motorických), častým opakováním však můžeme dosáhnout toho, že k řízení pohybu postačí centra podkorová, a jeho provedení je tak méně náročné a efektivnější. „Cílem senzomotorické stimulace je právě dosažení reflexní, automatické aktivace žádaných svalů a to v takovém stupni, aby pohyby nebo pracovní úkony nevyžadovaly výraznější kortikální, resp.volní kontrolu.“ (Janda & Vávrová, 1992, 16). Autoři zdůrazňují, že vedle „nastartování“ lepší koordinace při pohybu, hraje důležitou roli i rychlost a celková aktivace svalové kontrakce, tolik potřebné pro svalovou ochranu kloubů. Terapie je založena především na možnosti změny proprioceptivní a taktilní signalizace, která následně vyvolá změnu motorického výstupu. Ovlivňuje nejen posturální držení, ale i základní pohybové vzory – stoj a chůzi, vede k udržení rovnováhy přes aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah. (Pavlů, 2003). Skladba cvičení může být různorodá, postup je volen individuálně, ale v určitém sledu: od cvičení na rovném stabilním podkladu směrem k náročnějším postupům - s využitím balančních pomůcek. Janda a Vávrová uvádějí, že senzomotorický přístup není rigidním programem a může být přizpůsoben téměř pro každého pacienta. Podle nich je vhodné cvičení co nejvíce modifikovat: například jednou jej zaměřit více na nácvik přenášení „váhy“ těla (COG) a podruhé na svalovou koordinaci. Pravidlem zůstává postup od periferie proximálně s důrazem na stimulaci proprioceptorů chodidel, pokračující přes korekci nastavení kolene, pánve, hlavy a pletenců ramenních (Page, 2006).

Zatímco Janda s Vávrovou začínají terapii striktně vymodelováním tzv.malé nohy, s cílem zvýraznění klenby nožní a zvýšení propriocepce z m.quadratus plantae, speciálně u těžších neurologických pacientů je tento postup pro vytvoření vhodného posturálního nastavení do jisté míry diskutabilní (Švejcar, 2006). Konkrétně pacienti s RS mají pro

spasticitu svalů dolní končetiny a celkově výraznou instabilitu při stoji i v nižších polohách, problém tohoto postavení vůbec dosáhnout a nahrazují ideální vzor nadměrnou flexí prstců nohy, což je nežádoucí pro kvalitní opěrnou funkci nohy. Proto byla při terapii využita modifikovaná facilitace propriocepce a exterocepce: uvědomění si tří ideálních bodů opory plosky nohy, tj. hlavičky prvního, pátého metatarsu a pata (Janda & Vávrová 1992), přitom prstce včetně palce jsou volně v kontaktu s podložkou. Pacienti byli opakovaně instruováni, aby cvičení začínali zaměřením pozornosti na dané body a aktivní realizací této opory dolních končetin. A to nejdříve s mírnou taktilní dopomocí terapeuta, navádějící k opoře (ale nikoliv pasivním modelováním malé nohy), později zcela samostatně. Poté bylo posturální nastavení korigováno v souladu s postupem senzomotoriky – disto-proximálně.

Terapie byla vždy započata v aktivním sedu, postupovala dle vytvořené řady (viz dále) od základního cvičení přes využití labilních ploch, z nichž jako nejnáročnější byl zařazen posturomed (Rašev, 2007). Měla za cíl dosažení lepší posturální stability pomocí zaujmutí aktivní polohy a přenášení těžiště těla všemi směry. Princip volby cvičení dle terapeutické řady byl následující: po správném zaujmutí aktivního sedu následoval nácvik vstávání ze sedu, stoj, a zpětné posazení. Po zvládnutí stabilního postoje byly zařazeny cviky na labilních plochách a zároveň i aktivace nároku paretické (slabší) dolní končetiny, tj. „nastartování“ chůzového automatismu. Všechny prvky řady trénoval pacient naboso, byla tak facilitována opěrná funkce nohy. Pacient se dostal tak daleko ve cvičební řadě, jak to umožňovaly jeho aktuální schopnosti.

Terapie v aktivním sedu v základu vycházela z nastavení polohy těla, doporučeného v konceptu senzomotoriky a Brügger koncept (Pavlů, 2000). Přístup byl modifikován s cílem aktivace stabilizační funkce páteře, která je klíčová nejen pro stabilitu trupu, ale i stabilitu celkovou, vnější. Zapojení hlubokého stabilizačního systému, které se mj. projeví napřimením hrudního úseku páteře, bylo dosaženo úpravou tohoto (Brüggerova) sedu, dle principu terapie vycházející z původní práce Koláře (Kolář, 2007), tedy hlavně navedením dolních žebek do kaudálního postavení a zabráněním nadměrné anteverze pánve v sedu. Shodně byl respektován princip tzv. aktivní segmentální centrace dle terapeuta Švejcar (Švejcar, 2006). Tento dosud v odborné literatuře podrobně nepopsaný terapeutický směr se snaží aktivním nastavením polohy – tzv. attitudy a následnou facilitací v určitých specifických bodech dosáhnout centrovaného postavení jednotlivých segmentů těla. Toto nastavení v kloubech je fyziologicky i mechanicky výhodné a zároveň facilituje svalovou funkci, vede rovněž k zapojení hlubokého stabilizačního systému páteře. Také shodně s principem aktivace HSSP

dle Koláře má vliv i na funkci dechovou – aktivace bránice jako hlavního dechového svalu. Oba terapeutické přístupy (Kolář, Švejcar) jsou samozřejmě složitější a navíc stále rozvíjené. V základu však vycházejí z vývojové kineziologie a využívají ke stimulaci stabilizační funkce i jistých prvků (polohy, zón) shodných s Vojtovou reflexní lokomocí (Vojta, 1995).

Terapie pro tuto práci byla tedy stavěna na různých poznatcích, ale se shodným záměrem: především zesílit příliv kvalitních podnětů do centrálního nervového systému, jehož funkce byla v průběhu onemocnění RS opakovaně narušována.

2.3.1. Aplikovaná řada cvičení

Terapeutická řada, použitá pro tuto práci, byla sestavena celkem z deseti na sebe navazujících částí. Podrobněji bude popsán začátek terapie, tj. aktivace sedu. Protože využívaný princip senzomotorické stimulace se v dalších částech terapeutické řady nemění a dále odpovídá výše uvedeným teoretickým zásadám, budou následné prvky vyjmenovány co nejstručněji.

Při volbě terapeutické řady byla využita i předchozí osobní zkušenost autorky práce s pacienty s RS a nastínění základního postupu v publikaci Fyzioterapie u neurologicky nemocných (Řasová, 2007). Byl respektován postup, prokázáný u pacientů s hemiparézou při nácviku přenášení těžiště těla vpřed (Davies 2000, Smékal, 2005b). Ke cvičení byl pacient instruován tak, aby byl schopen dané posturální nastavení za čas vnímat a cvičit samostatně.

I. Příprava na aktivní cvičení

Pro zmírnění spastického hypertonu a lepší zapojení paretických svalů při následném cvičení, byl jako příprava na terapii prováděn placing na dolních končetinách, doprovázený aproximací do kloubů (Davies, 2000).

II. Terapeutická řada

1. Poloha: aktivní sed

Sed na židli (lehátku), hýždě ve výšce cca 1cm nad koleny dolních končetin, DKK – abdukce v kyčli zhruba na šíři ramen, flexe v koleni do pravého úhlu, bérce kolmo k podložce, celá ploska nohy v kontaktu s podložkou a akcentací tří bodů opory. Pánev už volbou vyšší sedací plochy lehce klopena vpřed (symfýza se pohybuje směrem dolů, zvětší se bederní lordóza) - terapeut může napomoci pasivním navedením pohybu tak, aby hlavní kontakt pánve se sedací plochou byl na tuber ossis ischii. Osvědčilo se navedení kontaktem na

spina iliaca anterior superior nebo pasivní dopomocí mírného pohybu vpřed za crista iliaca. Pacienta však nevedeme do nadměrné antevertze v pánvi, ale spíše do mírného rovného předklonu celým trupem, tak aby cítil dobře oporu na dolních končetinách. Horní končetiny spočívají volně dlaní vzhůru na horní části stehen nebo volně podél těla, aby si pacient nemohl při následném vstávání ze stoje dopomáhat tlakem dlaní a také se zabránilo elevaci ramen. Napřímení hrudní páteře je dosaženo výzvou k ponechání pánve v dosaženém postavení (případně i pasivní dopomocí) a napřímení horní části trupu (taktilním kontaktem můžeme vymezit místo opory). Poté korigujeme postavení hrudníku pasivním navedením dolních žeber kaudálně, aby byla umožněna přední stabilizace páteře, a následně postavení hlavy a šíje do prodloužení trupu (zabránění reklinaci). Dochází tak k napřímení celého osového orgánu. Pacientovi můžeme říci, aby si představil, že roste vzhůru z opěrných bodů na plošce nohy – přes celou hrudní páteř přímo na vrchol hlavy a ještě výš, čímž facilitujeme oporu a svalovou souhru v jednotlivých segmentech těla.

K zesílení aktivace sedu využíváme taktilních a propioceptivních stimulů prostřednictvím tlaku o různé intenzitě na místa často odpovídající známým reflexním zónám: tlak na akromion ve směru vzad a mírně dolů, tlak na vnitřním okraji lopatky na hranici mezi střední a dolní třetinou ve směru dopředu a mírně nahoru, tlak na spina iliaca anterior superior dorzálně a dolů, tlak na gluteální fascii dopředu mírně nahoru a podobně. Pro podporu přední stabilizace páteře se osvědčil mírný tlak na hrudníku v mamilární linii v místě úponu bránice.

Stejně tak můžeme využít tlaku na laterální epikondyl femuru pro dosažení ideálního nastavení v kolenním kloubu a udržení dolních končetin v abdukci (u RS pro parézu a spasticitu často dolní končetiny „padají“ do addukce a vnitřní rotace). Používáme nejčastěji malého, ale zesilujícího se tlaku v daném bodě, pacient je vyzván, aby se zhruba stejnou (tj. jen malou silou) snažil o udržení dosažené pozice, tedy reagoval v daném místě proti našemu tlaku. Stimuluje přitom slovně v negativním významu: „nenechte si zvednout nohu, nenechte si jí natáhnout, nenechte si dát kolena k sobě, nenechte se vychýlit vpřed, vzad“ a podobně. V ideálním případě cítí terapeut přímo pod rukama určité „zpevnění“ těla, které začíná reagovat jako celek, zlepšuje se opora a nastavení v kloubech dolních končetin, prohlubuje se dýchání apod. Když je reakce nedostatečná, volíme silnější, rychlejší taktilní stimul a opět přizpůsobíme dle odpovědi pacienta.

2. Přejchod sed - stoj

Výchozí poloha aktivní sed – rovný předklon – horní končetiny spojené v předpažení (jemným tahem za paže zavěšené za náš palec navádíme pohyb vpřed a vzhůru do stoje, ale pacienta nezvedáme), poté pacient provádí pohyb samostatně. Nacvičujeme tak práci s těžištěm: pohyb nesmí být prováděn švihem, jde o plynulý přechod z jedné stabilní polohy do druhé. Facilitace taktilními stimuly, např. udržení postavení kolen při zvedání do stoje (zabránění vnitřní rotace v kyčli).

3. Stoj

Korigovaný stoj s dolními končetinami mírně od sebe (zpočátku možné ponechat více rozšířenou bazi). Posturální nastavení odpovídá principu senzomotoriky, kolena míří lehce zevně nad hrany chodidel, jsou v mírné flexi. Plosky v kontaktu s podložkou, pohyb: náklon těla vpřed v hlezenních kloubech (kotníkový mechanismus). Pacient nacvičuje práci s těžištěm, oporu nohou. Facilitace taktilními stimuly, důraz na zabránění hyperextenze v koleni, vychylování pacienta ze zaujeté polohy mírným tlakem nebo rychlejšími taktilními stimuly.

4. Přejchod stoj – sed

Výchozí poloha korigovaný stoj, pohyb: pomalé klesání zpět na sedací plochu, postavení trupu je v předklonu, HKK předpažené – shodné s přechodem sed – stoj. Pacient nacvičuje práci s těžištěm, musí odhadovat výšku sedací plochy bez vizuálního kontaktu. Dopomoc, facilitace dle potřeby.

Do dalších fází terapie přecházíme pouze pokud pacient zvládá výše uvedené čtyři body. Zároveň nyní můžeme pro již zvládnuté polohy použít další facilitace, a to pomocí cvičení na labilní ploše.

5. Labilní plochy - 1.fáze:

Cvičení na velkém rehabilitačním míči: výchozí poloha aktivního sedu – přenášení těžiště vpřed, vzad, do stran, plosky nohou v kontaktu s podložkou (uvědomění si polohy pánve)

Cvičení s podložkami Theraband: korigovaný stoj - udržení stability za ztížených podmínek včetně taktilní stimulace, přenášení váhy v bočním směru – střídavé zatížení dolních končetin

6. Labilní plochy – 2.fáze:

Korigovaný stoj na posturomedu: udržení stability za ztížených podmínek, taktilní stimulace (nejprve přístroj nastaven na nejnižší bilanci, brzdy uzavřeny, poté nastavení vyšší balance)

Nácvik chůze na místě na posturomedu: střídavé nadzvednutí nohou, udržení stabilního stoje

7. Facilitovaný nárok

Výchozí poloha korigovaný stoj, pohyb: terapeut nečekaným stimulem vyvolá startovací pohyb pro nárok (strategii kroku). Pokud chceme vyvolat nárok levou dolní končetinou, aplikujeme prudší nepředpokládaný tah za levé rameno (taktilní stimul v místě vnitřního okraje lopatky na hranici mezi střední a dolní třetinou ve směru pohybu), nebo tah za levou horní končetinu ve směru vpřed, nebo za levou gluteální fascii. Odpovědí je nárok stejnostranné končetiny. U neurologických pacientů s obrazem hemiparézy (nebo různě vyjádřené paraparézy DKK) se nám zpočátku nemusí podařit vyvolat nárok více postižené dolní končetiny. Po opakované stimulaci však aktivitu pomalu přestane přebírat jen končetina zdravá, či méně postižená. Facilitujeme tak švihovou fázi krokového cyklu dané končetiny, stejně jako přenášení těžiště těla při chůzi. Postupně má být pacient schopen ustálit rovnováhu v nově nalezené poloze nároku a můžeme tak plynule facilitovat i druhou polovinu těla – vytváříme tak obraz chůze. Nakročená dolní končetina musí být mírně pokrčená v kolenní (úhel cca 45st.), opřená celou ploskou o podložku, která směřuje mírně zevně. Stojná dolní končetina nesmí být v hyperextenzi v kolenní, pánev není rotována, trup je napřimý, hlava a šíje v prodloužení trupu, horní končetiny volně spuštěny podél těla. Těžiště se pacient snaží udržet v úrovni symfýzy, není tedy ani na stojné ani na nakročené dolní končetině (správnou polohu může nalézt opakovaným přenášením těžiště směrem vpřed a vzad).

V dalších fázích terapie už zařazujeme ztížené varianty cvičení na principu sensomotoriky, vycházející z korigovaného stoje na obou, případně jedné dolní končetině. Je nutné, aby si pacient dříve prvek osvojil ve statické situaci (na rovném, stabilním povrchu) a poté teprve přešel k jeho cvičení na zvolené labilní ploše.

8. Nácvik přivíjení a odvíjení chodidla v předním půlkroku na pevné podložce

Z výchozí polohy mírného stoje výkročného, pomalé přenášení těžiště těla směrem dopředu s odvíjením chodidla vykročené nohy od paty, přes vnější okraj chodidla, po hlavičku 1.metatarsu a prstce.

9. Korigovaný stoj na jedné dolní končetině na pevné podložce:

Pohyb začíná z pozice stabilního korigovaného stoje. Posturální nastavení odpovídá principu senzomotoriky, roviny ramenní a pánevní jsou navzájem rovnoběžné, nedochází k rotaci pánve. Pohyb: přenos váhy na jednu dolní končetinu, druhá mírná flexe v kyčli cca 20st., v koleni do 90st. – koleno se dostává před osu těla. Po zvládnutí základního postavení můžeme přidat taktilní stimulaci, vychylování pacienta ze stabilní pozice.

10. Labilní plochy – 3.fáze:

Korigovaný stoj na jedné dolní končetině na posturomedu (zařazujeme po zvládnutí korigovaného stoje na obou dolních končetinách na posturomedu, pacient také musí zvládat chůzi na místě v labilní poloze posturomedu).

Základní nastavení stejné jako na pevné podložce. Pohyb stejný jako na pevné podložce nebo varianta s facilitací dorzální flexe v hlezenním kloubu: pacient zvedá jednu dolní končetinu ideálně do postavení 10-15cm nad labilní plochu – až do flexe v kyčli cca 45st., dolní končetina mírně v abdukci, koleno má být níže než kyčel, noha směřuje do dorzální flexe - nesmí být v plantární flexi. Pacient cvičí opakovaně stejnou dolní končetinou, pokud zvládá dobře, může dolní končetiny plynule při pohybu střídat.

Korigovaný stoj na jedné dolní končetině na posturomedu s rotací trupu na stranu stojné končetiny: stejné postavení jako předchozí, jen v konečné fázi pohybu přidána pomalá plynulá rotace trupu (pacient může např. držet oběma rukama overball v úrovni hrudní kosti nebo očí). Návčik s míčem můžeme uplatnit už při stoji na obou dolních končetinách na posturomedu (pohyby do stran, pohyb vzhůru do vzpažení a opět k hrudníku).

3 Cíle a hypotézy

Výchozím předpokladem praktické části této práce je existence neuroplasticity CNS a možnost jejího ovlivnění terapeutickým vstupem (Véle, 2006; Lippertová-Grunerová, 2005). Nervový systém i u tak závažného onemocnění jako je roztroušená skleróza mozkomíšní má schopnost průběžné adaptace na vnitřní a vnější podněty. Může dojít až k remyelinizaci postižených částí centrálního nervového systému (Kesselring & Beer, 2006). Změna vstupních signálů za pomoci fyzioterapie může ovlivnit kvalitu motorického výstupu, řízeného CNS, a přispět tak i ke zlepšení stability.

1. Základní hypotézy práce

Základních hypotéz této práce je formulováno celkem pět. Mají však společný cíl: prokázat souvislost mezi terapií na podkladě senzomotorického učení a ovlivněním daných funkcí - zachytit efekt terapie pomocí zvolených klinických a paraklinických parametrů.

Při stanovování hypotéz bylo vycházeno z faktu, že klinický projev onemocnění roztroušenou sklerózou u pacientů není a ani nemůže být naprosto identický. Pro ověření hypotéz je proto vždy nutné kvalitativní, intraindividuální srovnání hodnocených parametrů.

Hypotéza č.1

Dvouměsíční cyklus individuální fyzioterapie, založený na principu senzomotorického učení, povede k následné pozitivní změně parametrů hodnotících prostorovou stabilitu:

- klinický test Berg Balance Scale – změna celkového skóre testu

předpokladem je nárůst celkového skóre po terapii

- paraklinický test stability stoje na FootScan - změna max.výchylek COP

testovací baterie hodnotí 4 typy stoje před a po terapii

předpokladem je pokles maximálních výchylek COP minimálně u jednoho typu stoje

Předpokladem pro ověření hypotézy č.1 je zlepšení v klinickém i paraklinickém testu min. u nadpoloviční většiny, tj.4 pacientů. Statistické hodnocení dat Wilcoxonovým párovým testem musí prokázat signifikantní zlepšení u výsledné hodnoty Berg Balance Scale a maximálních výchylek COP (boční i předozadní) na FootScan min. u jednoho typu stoje.

Hypotéza č.2

Pozitivní posun bude po terapii zaznamenán i v parametrech nepřímo stabilitu ovlivňujících: svalové síly a spasticity.

- svalová síla u paretických svalových skupin hodnocené dolní končetiny

(Motricity Index)

předpokladem je nárůst svalové síly minimálně u jedné z hodnocených svalových skupin (hodnocena je změna celkového skóre testu pro jednu dolní končetinu)

- spasticita u svalových skupin hodnocené dolní končetiny

(Modified Ashworth Scale)

předpokladem je pokles spasticity minimálně u jedné z hodnocených svalových skupin

Změna bude prokázána pomocí klinických testů a jejich statistickým hodnocením: Wilcoxonovým párovým testem. Předpokladem pro ověření hypotézy č.2 je zlepšení obou parametrů min. u nadpoloviční většiny, tj.4 pacientů. Pro ověření hypotézy budou oba tyto parametry hodnoceny u více paretické dolní končetiny. U pacienta č.6 vzhledem ke stupni parézy (až plegii jedné končetiny) může být hodnocena končetina více pohyblivá.

Hypotéza č.3

Terapie, při níž byl aktivován nárok a cvičební řada obsahovala i prvky, uplatňující se při krokovém cyklu, bude mít pozitivní vliv na kinematické parametry pacientovy chůze. Změna parametrů po terapii bude prokázána metodou 3D kinematické analýzy.

- dosažený stupeň flexe v koleni při švihové fázi cyklu u hodnocené dolní končetiny

předpokladem je nárůst úhlu flexe v koleni oproti prvnímu měření

- plynulost chůze – průběh prostorových rychlostí 3 bodů na hodnocené dolní končetině

předpokladem je zlepšení plynulosti chůze, dané menším rozpětím rychlostí všech 3 bodů

Předpokladem pro ověření hypotézy č.3 je zlepšení ve všech těchto paraklinických parametrech, zjišťovaných při 3D kinematické analýze, a to minimálně u nadpoloviční většiny, tj.4 pacientů. Pro ověření hypotézy budou tyto parametry hodnoceny u více paretické dolní končetiny. U pacienta č.6, vzhledem ke stupni parézy, bude hodnocena končetina více pohyblivá. Hodnocení je výhradně intraindividuální.

Hypotéza č.4

Pacient bude po terapii méně pociťovat nepříjemné faktory provázející onemocnění, jako je únava a bolest. Proto budou také i méně omezovat jeho denní aktivity. Bude zároveň i více motivován k aktivitě, což přispěje ke zlepšení jeho subjektivního hodnocení duševního zdraví. Změna parametrů bude prokázána intraindividuálně pomocí dotazníkové metody.

- Modifikovaná škála dopadu únavy – Modified Fatigue Impact Scale: MFIS

předpokladem je snížení celkového skóre při hodnocení po terapii

- Škála dopadu bolesti – Pain Effect Scale: PES

předpokladem je snížení celkového skóre při hodnocení po terapii

- Přehled ukazatelů duševního zdraví – Mental Health Inventory: MHI

předpokladem je zvýšení celkového skóre při hodnocení po terapii

Celkovým předpokladem pro ověření hypotézy č.4 je pozitivní změna všech souhrnných skóre u všech parametrů, prokázaná minimálně u nadpoloviční většiny, tj.4 pacientů. Zároveň musí být také v jednotlivých testovacích bateriích prokázáno zlepšení průměrné výsledné hodnoty (za všech 6 pacientů) a tato změna podrobena statistickému testu.

Hypotéza č.5

Terapie na principu senzomotoriky ovlivní i vyšší nervové funkce, které souvisejí s posturální kontrolou. Dojde proto ke zlepšení kognitivního deficitu, resp. jeho vnímání pacientem. Změna parametru bude prokázána intraindividuálně pomocí dotazníkové metody a zároveň statisticky ověřena.

- Dotazník vnímaných deficitů – Self Reported Cognitive Dysfunction: PDQ

předpokladem je snížení celkového skóre při hodnocení po terapii

Předpokladem pro ověření hypotézy č.5 je pozitivní změna souhrnného skóre parametru, prokázaná min. u nadpoloviční většiny, tj.4 pacientů. Zároveň musí být prokázáno zlepšení průměrné výsledné hodnoty (za všech 6 pacientů), a statisticky ověřeno.

Podrobné intraindividuální srovnání parametrů je uvedeno v části práce Metodika, souhrnné výstupy testování v části Výsledky a ověření hypotéz shrnuto v přehledu v části práce Závěry.

4 Metodika

Tato práce je založena na intraindividuálním srovnání vybraných klinických a paraklinických parametrů u pacientů s diagnózou roztroušená skleróza mozkomíšní (RS). Pacienti, kteří jsou dlouhodobě sledováni v RS centru VFN a 1.LF UK Praha, spolupracovali na intenzivním dvouměsíčním programu fyzioterapie, cíleném na ovlivnění stability. Dané parametry byly shodně hodnoceny před a po terapii a změna podrobně zaznamenána.

1. Zadání a realizace studie

Pro intraindividuální studii bylo původně ve spolupráci s lékaři RS centra vybráno celkem 8 probandů (4 muži, 4 ženy), kteří mají dlouhodobé potíže se stabilitou a vyhovují stanoveným kritériím (viz dále). Jedna z pacientek nakonec odmítla program absolvovat z důvodu jeho délky, další nemohla vyhovět požadavku dojíždění na ambulantní terapii.

Do studie bylo tak zahrnuto 6 pacientů (2 ženy, 4 muži). Věkový průměr vybrané skupiny pacientů byl 43 let (rozmezí 27 – 67 let). Průměrná tíže postižení ve skupině dle EDSS byla 5 stupňů škály (rozmezí 3,5 – 6,5 stupňů).

Stanovená kritéria výběru pacientů:

- diagnóza RS dle platných mezinárodních kritérií, verifikovaná MRI
- doba aktivity onemocnění minimálně 5 let s předpokladem progresu
- stabilizace stavu před terapií min. půl roku (potvrzeno neurologickým vyšetřením)
- tíže postižení dle stupnice Kurtzke - EDSS: stupeň 3,5 – 6,5
- potíže se stabilitou ve statické i dynamické situaci, pády v anamnéze
- klinický projev: spastická paraparéza DKK a minimálně jeden další symptom
stojící za narušením rovnováhy: mozečková symptomatologie, syndrom zadních provazců míšních, centrální vestibulocerebellární syndrom, jejich kombinace
- předpoklad aktivní spolupráce pacienta – maximální absence v programu: 2 terapie

Individuální fyzioterapie probíhala po dobu 8 týdnů s frekvencí 2x týdně, délka jedné terapie byla 45 minut. V jejím průběhu byly zařazeny kratší přestávky, aby nedocházelo k únavě a dyskomfortu pacienta. Všichni probandi absolvovali minimálně 14 terapeutických sezení. Obsahem terapie byla řada cvičení na principu senzomotoriky, příprava zahrnovala uvolnění spastického hypertonu (viz 2.3.1.). Pacienti neměli akutní ani chronické postižení

pohybového aparátu, pro které by byl postup kontraindikován, terapeut provedl vstupní kineziologické vyšetření. Jeho popis není součástí této práce, protože cílem práce bylo podrobné hodnocení parametrů souvisejících s prostorovou stabilitou a kvalitou života.

Testování pomocí klinických a paraklinických testů bylo prováděno vždy v týdnu před započatím terapie a po jejím ukončení, tedy maximálně do sedmi dnů. Longitudinální sledování pacienta umožňuje srovnání parametrů v odstupech dvou měsíců. Žádnému z probandů, zařazených do studie, nebyla po dobu jejího průběhu měněna farmakoterapie. Pacienti podepsali informovaný souhlas, který jim zaručuje důvěrné nakládání s jejich osobními údaji, a jejich použití výhradně v rámci této diplomové práce.

2. Klinické testy

Pro hodnocení pacientů před a po terapii byly sledovány klinické parametry přímo či nepřímo související se zajištěním posturální stability - pomocí standardních testovacích baterií, užívaných u neurologických pacientů. Jejich vyhodnocení bylo prováděno dle pokynů, popsanych jednotlivými autory a dle doporučení National Multiple Sclerosis Society pro užití testů u pacientů s RS. Výsledky byly podrobeny statistickému srovnání – Wilcoxonovým párovým testem (Altman, 1991), v rozsahu daném v rámci stanovených hypotéz.

Klinické testy – vyšetření fyzioterapeutem:

A) Funkční klinické testy:

Hodnocení svalové síly: Motricity Index (Demeurisse, Demol & Robaye, 1980; Řasová 2007)

- vyšetřujeme sílu při pohybu vybraných svalových skupin na horních a dolních končetinách
- výstup hodnocení zaznamenán v tabulce, statistické srovnání (hypotéza č.2)

Hodnocení spasticity: Modified Ashworth Scale (Bohannon & Smith, 1987; Kaňovský et al., 2004; Řasová 2007)

- opakovaným pasivním pohybem vyšetřujeme tonus vybraných svalových skupin na horních a dolních končetinách
- výstup hodnocení zaznamenán v tabulce, statistické srovnání (hypotéza č.2)

Hodnocení rovnováhy: Berg Balance Scale (Berg, Wood-Dauphinee & Williams, 1995; Řasová 2007)

- vyšetřujeme rovnováhu z hlediska funkčních schopností pacienta (při běžných činnostech)

- výstup hodnocení zaznamenán v tabulce, statistické srovnání (hypotéza č.1)

B) Dotazníková metoda

Pacienti v odpovědích sami hodnotí, jaký vliv má daný parametr na jejich běžný život.

Hodnocení únavy (vliv únavy na běžné denní aktivity)

Modifikovaná škála dopadu únavy – Modified Fatigue Impact Scale: MFIS

- výstup hodnocení zaznamenán v tabulce, statistické srovnání (hypotéza č.4)

Hodnocení bolesti (vliv vnímané bolesti na běžné denní aktivity)

Škála dopadu bolesti – Pain Effect Scale: PES

- výstup hodnocení zaznamenán v tabulce, statistické srovnání (hypotéza č.4)

Hodnocení psychického stavu (subjektivní hodnocení vlivu na denní aktivity)

Přehled ukazatelů duševního zdraví – Mental Health Inventory: MHI

- výstup hodnocení zaznamenán v tabulce, statistické srovnání (hypotéza č.4)

Hodnocení kognitivních funkcí (subjektivní hodnocení vlivu na denní aktivity)

Dotazník vnímaných deficitů – Self Reported Cognitive Dysfunction: Perceived Deficits Questionnaire: PDQ

- výstup hodnocení zaznamenán v tabulce, statistické srovnání (hypotéza č.5)

Dotazníky byly zadávány a bodové skóre vypočítáváno dle těchto zdrojů: (MSQLI – Multiple Sclerosis Quality of Life Inventory: A User's Manual, 1997; Coulthard-Morris, 2000; Řasová, 2007).

3. Paraklinické testy

Pro hodnocení pacientů před a po terapii byly provedeny paraklinické testy, které umožnily objektivní kvantifikaci parametrů stability stoje a kinematiky chůze. Testování probíhalo pod odborným vedením pracovníků Laboratoře sportovní motoriky (LSM) při FTVS Praha. Pracoviště poskytlo také přístup k software a metodiku pro vyhodnocení testů.

Všechny paraklinické testy absolvovali pacienti bez předchozí přípravy nebo terapeutického ovlivnění před testem (tzn. bez úvodního rozcvičení, ovlivnění spasticity a podobně). Pacient vždy absolvoval celý blok testů v pořadí, jak jsou uvedeny: A) FootScan, B) 3D kinematická analýza.

Výsledky FootScan byly podrobeny statistickému srovnání – Wilcoxonovým párovým testem (Altman, 1991), 3D kinematická analýza byla hodnocena výhradně kvalitativně.

Paraklinické testy – laboratorní vyšetření:

A) FootScan – parametry stability stoje

Technické parametry:

K měření byla použita dynamografická tlaková deska FootScan typ 641 s velikostí desky 1m x 0,4m, obsahující 4100 tlakových senzorů s citlivostí 0,1-1N/cm² a snímací frekvencí 250Hz. Snímací deska vyhodnocuje tlakové zatížení jednotlivých senzorů a vypočítává středy tlakového působení v ploše kontaktu. Hodnocení bylo provedeno na software FootScan 7.0.

Typ měření:

Byla použita testovací baterie pro statickou stabilitu ve stoji, která se standardně využívá při laboratorním měření na tlakové desce (Kapteyn, 1983; Rocchi, Chiari & Cappello 2004) Jedná se o modifikaci tzv. Rombergova stoje, popisovaného při neurologickém vyšetření (Ambler et al., 2004).

Složení testovací baterie:

Stoj 1: normální stoj: stoj s chodidly od sebe na vzdálenost šířky ramen nebo jedné stopy

Stoj 2: normální stoj při zavřených očích (s vyloučením zrakové kontroly)

Stoj 3: stoj spojný (úzký postoj), plosky nohou u sebe, DKK se ale vzájemně nedotýkají v kotnících ani v kolenou

Stoj 4: stoj spojný (úzký postoj) při zavřených očích (s vyloučením zrakové kontroly)

Pozn.: Stoj 4 odpovídá tzv. Rombergovu stoji (stoj III) v neurologické terminologii

Délka měření: U každého typu stoje dodržena standardní doba měření = 30s (Kapteyn, 1983).

Způsob měření: Pacient byl vyzván, aby se postavil naboso na měřicí desku a stabilizoval svůj postoj. K tomu bylo využito optické fixace pomocí barevného bodu umístěného v úrovni očí

pacienta ve vzdálenosti 1m, který měl pacient po dobu měření (stoj 1, stoj 3) sledovat. Při měření ve stoji bez zrakové kontroly (stoj 2, stoj 4) byl pacient vyzván, aby nejprve stabilizoval svůj postoj (viz předchozí) a poté na slovní povel „ted“ oči zavřel. Během stoje dostával pacient zpětnou vazbu pomocí odpočítávání doby po 5s. Na povel „stop“ oči opět otevřel a test byl ukončen. Jednotlivá měření po sobě bezprostředně následovala, byla provedena celá testovací baterie bez přestávek. Proband č.6 využil kompenzační pomůcku – dvě francouzské hole, při prvním i druhém měření (hodnocen stoj 1, stoj 2).

Hodnocené parametry – před a po terapii:

- změna polohy středu tlakového působení na podložku - center of pressure – COP (Chiari, Rocchi & Cappello, 2002; Janura, 2003), záznam výchylek v mm/s ve dvou osách:

- maximální absolutní výchylka v rovině x = v bočním směru: Δx

- maximální absolutní výchylka v rovině y = v předozadním směru: Δy

Hodnoceno pomocí grafického znázornění: osa x – čas (ms), osa y – výchylka (mm),

při projekci v ose x: záporná hodnota = výchylka vlevo, kladná hodnota = výchylka vpravo

při projekci v ose y: záporná hodnota = výchylka vzad, kladná hodnota = výchylka vpřed

Detailní číselné hodnocení parametrů stoje (hodnoty u všech 6 probandů) je uvedeno v části práce Výsledky. V tabulce byly porovnány výsledky měření před a po terapii, zaznamenány změny. U každého pacienta v části práce Metodika je uveden grafický výstup obou měření u dvou typů stoje: stoj 1 a stoj 4 (u pacienta č.6 – stoj 1, stoj 2), hodnocený z hlediska převažujícího směru výchylek COP. Byl tedy vybrán nejméně a nejvíce náročný typ stoje, který byl u pacienta testován. Grafy doprovází slovní komentář zahrnující i hodnocení celkové dráhy COP a tlakového zatížení plosek nohou. To bylo posuzováno dle zobrazení pomocí barevných ploch na softwarovém výstupu (stranová převaha, maximální body zátěže). Celkový softwarový výstup je uveden u vybraných probandů v Příloze č.2 této práce.

B) 3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Technické parametry:

Pro kinematickou analýzu pohybů při chůzi bylo využito 3D videografické metody - každý označený bod na těle byl znázorněn pomocí tří souřadnic (osa x, y, z – 3D), které jednoznačně určují jeho polohu a umožňují sledovat vzájemnou polohu bodů v čase. Standardní pasivní povrchové markery byly aplikovány na místa kostěných výběžků dolních

končetin, oblastí pletenců a hlavy dle návrhu International Society of biomechanics - ISB (Janura 1998; Wu et al., 2002, 2005). Kalibrace prostoru byla provedena standardně pomocí pevných rámců ve tvaru krychle o velikosti 1m x 1m x 1m s označením osmi kalibračních bodů (Medved 2001). Použity byly dvě videokamery formátu MiniDV, umístěné dle uvedeného nákresu (Obrázek 6), které snímaly pohyb v prostoru 3m. Zvolená snímkovací frekvence byla 25 snímků/sec a záznam digitalizován v počítači ve formátu *.avi s rozlišením 575x720 bodů. Analýza byla zpracována na software TEMA Bio 2.3. trackeye motion analysis. Pro výpočet prostorových souřadnic byla použita metoda DLT – direct linear transformation. (Janura & Zahálka, 2004). Chyba rekonstrukce 3D souřadnic byla vypočtena zpětnou transformací $RMS = 0,0248m$, což v šíři záběru 3m znamená 1% chybu rekonstrukce.

Typ měření:

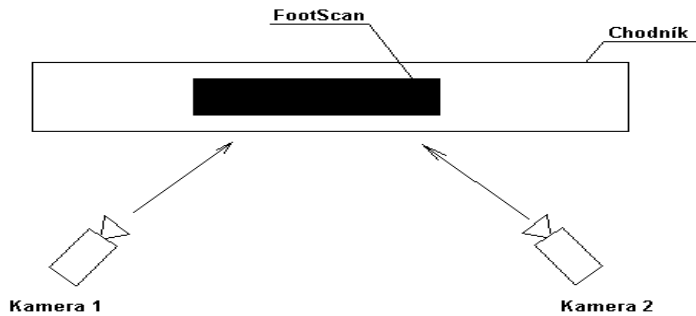
K testování bylo využito sledování dvojkroku, který umožňuje aby byl zaznamenán celý krokový cyklus pro obě končetiny (Janura, 1998). (Jeden krokový cyklus popisujeme jako čas mezi prvním a druhým počátečním kontaktem ipsilaterální dolní končetiny s podložkou - první a druhý heel strike – úder patou).

K hodnocení před i po terapii byl vybrán jeden krokový cyklus paretické (u paraparézy celkově slabší) dolní končetiny. U pěti ze šesti probandů se jednalo o pravou dolní končetinu. U probanda č. 6 musela být z důvodu výrazné spasticity a téměř plegie slabší končetiny testována hybnost druhostranné končetiny, která mohla být terapií ovlivněna.

Způsob měření:

Pacient vykročil po chodníku (foot coridor) v délce 3m, jehož součástí byla měřicí deska FootScan o rozměrech 1m x 0,4m. Snímací plocha byla 0,5cm nad povrchem chodníku, ale nezpůsobovala překážku pro plynulou návaznost kroků. Pacient se rozešel několika kroky a po vstupu na měřicí desku byla jeho chůze snímána. Poté, co pacient přešel k protějšímu okraji koridoru, otočil se a ihned bez zastavování vykročil přes měřicí desku zpět. Po tomto druhém došlapu mimo FootScan byl test slovním pokynem „stop“ ukončen.

Pacient byl naboso, mohl vykročit libovolnou dolní končetinou, mohl využít kompenzační pomůcku (pouze u pacienta č.6, identicky dvě francouzské hole u obou měření). Chůze pacienta nebyla žádným způsobem v průběhu testu korigována, pouze u měřicí desky stál terapeut pro případ kolize, test ale nemusel být přerušen ani u jednoho z měření.

Obrázek 6**Nákres polohy kamer, chodníku a FootScan při vyšetření
3D videografickou metodou** Zdroj: LSM - FTVS Praha

Hodnocené parametry – změny v kinematice chůze před a po terapii:

- pohyb kolene v sagitální rovině (flexe-extenze v koleni) v průběhu krokového cyklu
(s důrazem na dosaženou flexi v koleni při švihové fázi)

- pohyb definován pomocí změny úhlu v čase - sledován trojrozměrný úhel mezi body: malleolus lateralis, caput fibulae a trochanter major femoris na stejnostranné dolní končetině

Hodnoceno pomocí grafického znázornění změn úhlu:

osa x – čas (ms), osa y – úhel ve stupních (plná extenze při $y = 180$)

Grafické znázornění je doprovázeno slovním komentářem, upozorňujícím na změny parametru a hlavní faktory stereotypu chůze u každého pacienta. Hodnocení je pro názornost doplněno o fotografie vybraných fází krokového cyklu.

- plynulost chůze: rychlost průběhu pohybu při krokovém cyklu

(s důrazem na rozdíl v přechodu švihové a stojné fáze)

- definována jako průběh prostorových rychlostí vybraných bodů na stejnostranné dolní končetině: malleolus lateralis, caput fibulae a trochanter major femoris

Hodnoceno pomocí grafického znázornění změn rychlostí:

osa x – čas (ms), osa y – rychlost bodu (m/s)

Grafické znázornění je doprovázeno slovním komentářem, upozorňujícím na změnu parametru po terapii, případně na shodné charakteristiky.

4. Intraindividuální studie

Pacient č.1

ročník 1973, muž

Anamnéza:

NO: G 35 Sclerosis multiplex – forma: sekundární chronická progresse

dg: 1999

počáteční symptomy: 1996: úraz hlavy po pádu ze schodů, cca za 2 měsíce zjištěna porucha visu vlevo a bolest za okem – zjevně retrobulbární neuritis (RBN) – spontánní úprava, v témže roce několik týdnů trvající porucha hybnosti PHK – spontánní úprava

průběh onemocnění: 1999: spastická paraparéza DKK – pocit těžkých nohou, nekoordinovaný pohyb, postupná progresse – od počátku problémy s chůzí,

stabilitou - pády, až agresivní průběh: 2004-6 rychlá progresse spastické paraparézy DKK, zhoršení EDSS o 2st., provedena ASCT (12/2006), nyní více než půl roku po výkonu, stav stabilizován (MRI neprokazuje progresi)

Kurtzke (EDSS): 5,0 – ujde 150-200m s oporou jedné hole, cca 20m bez opory, výkon kolísá

OA: lehčí infekty HCD, gastroenteritis (01/07), epidurální hematom po pádu, provedena dekompresní kraniotomie (1996)

porucha visu bilat. - více vpravo (dlouhodobě korigována)

docházel na psychoterapii (2006) – psychicky zlepšen

RA: matka 64 l. - ca mammy t.č. v remisi, otec 63 l. - obezita, bratr 39 l. - zdrav

SA: pracuje na plný úvazek

FA: Medrol 8mg obden, Caltrate plus 1-0-0, KCl 1-0-1, Essentiale forte 1-1-1, Milurit 1-0-1, Helicid 20 1-0-1, Sirdalud 2mg dl p.

Klinický obraz – základní neurologické vyšetření:

obj.: orientovaný, spolupracuje, bez fatické poruchy, mnn: ny horizontální bilat. +

rotační naznačen, ostatní v normě, šije volná, decharge +

HKK: síla symetrická, PHK – oslabení akrálně, narušena jemná motorika, v Mingazzini bez poklesu, py irit.nejsou, rr.C5-C8 lehce vyšší dx., taxe hypermetrická s intenč. třesem, adiadochokineze, ROŠ vyšší, symetricky. Stew.Holmes pozitivní bilat. - více vpravo, cítí v normě

DKK: spastická paraparéza, elevace bilat. do 60st., Mingazzini do 5s bilat. - více vpravo, instabilita bilat., ladička LDK lehce zkrácena, ostatní čítí v normě, ROŠ vysoké bilat., py irit. + bilat., L2-L4 živé bilat., L5-S2 pseudoklonus sin., klonus dx., taxe narušená, adiadochokineze

sfinktery: intaktní

stoj, chůze: stoj I v normě, stoj II lehce nejistý, stoj III titubace, chůze spast.-ataktická

Závěr: nystagmus, spastická paraparéza DKK, cerebelární sympt.

Klinické testy – vyšetření fyzioterapeutem:

A) Funkční klinické testy

Tabulka 3 Svalová síla: Motricity Index

Poloha: sed, opora nohou o podložku

Motricity Index	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Pinzetový úchop	LHK 33	PHK 25	LHK 33	PHK 25
Flexe lokte	LHK 25	PHK 33	LHK 25	PHK 33
Abdukce ramene	LHK 25	PHK 33	LHK 25	PHK 33
HKK celkem	LHK 84	PHK 92	LHK 84	PHK 92
Dorzální flexe hlezna	LDK 19	PDK 14	LDK 19	PDK 19
Extenze kolene	LDK 33	PDK 25	LDK 33	PDK 25
Flexe kyčle	LDK 19	PDK 14	LDK 25	PDK 19
DKK celkem	LDK 72	PDK 54	LDK 78	PDK 64
Celkem HK + DK/2	vlevo 78	vpravo 73	vlevo 81	vpravo 78

Tabulka 4 Spasticita: Modified Ashworth Scale

0, 1 na konci pohybu, 1+ polovina pohybu

2 celý pohyb, 3 velké zvýšení tonu – pasivní pohyb obtížný, 4 trvalé abnormální postavení

Poloha: leh na zádech, pacient relaxován

Ashworth Scale Modified	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
HKK: Flexory prstů	LHK 1+	PHK 2	LHK 1+	PHK 1+
Flexory zápěstí	LHK 1	PHK 2	LHK 1	PHK 1+
Supinátoři lokte	LHK 0	PHK 1	LHK 0	PHK 1
Pronátoři lokte	LHK 2	PHK 0	LHK 2	PHK 0
Flexory lokte	LHK 1	PHK 0	LHK 1	PHK 0
DKK: Plantární flexory	LDK 1+	PDK 2	LDK 1	PDK 1+
Extenzory kolene	LDK 2	PDK 2	LDK 2	PDK 2
Flexory kolene	LDK 2	PDK 1+	LDK 1+	PDK 1+
Adduktory kyčle	LDK 2	PDK 1+	LDK 1+	PDK 1

Tabulka 5 **Rovnováha: Berg Balance Scale**

0 – 4 dle jednotlivých položek

Pravítko, židle na přesezení, schod na nákok, stopky

Berg Balance Scale	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Vstávání ze sedu do stoje	3		4	
Samostatný stoj 2min	4		4	
Samostatný sed	4		4	
Posazování ze stoje	3		4	
Přesuny	3		4	
Stoj se zavřenýma očima 10s	3		3	
Stoj o úzké bázi 1min	3		4	
Dosažení vpřed, natažené HKK	L 2	P 2	L 3	P 3
Zvednutí předmětu ze země	L 4	P 4	L 4	P 4
Otáčení vzad – pohled za sebe	L 2	P 3	L 4	P 4
Otočka o 360 stupňů	L 2	P 2	L 2	P 2
Střídavé položení nohy na schod	L 0	P 0	L 3	P 3
Stoj tandem – jedna noha vpřed	L 0	P 0	L 2	P 2
Stoj na jedné noze	L 0	P 0	L 2	P 2
Celkem 0-56 bodů	Celkem bodů: 34		Celkem bodů: 47	

B) Dotazníková metoda

Tabulka 6 **Hodnocení parametrů kvality života**

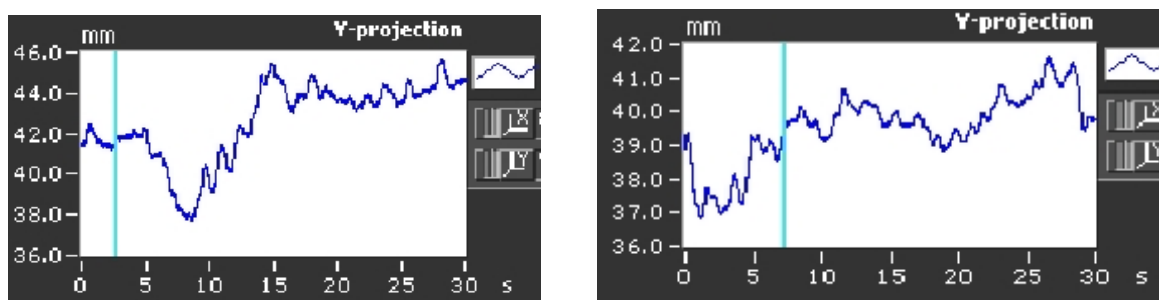
MHI – duševní zdraví	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PDQ – kognitivní deficit	Vyšetření 1	Vyšetření 2
Úzkost	4,6	4,4	Pozornost	1	1
Deprese	5,0	4,3	Paměť retrospektivní	3	3
Chování, emoce	4,3	4,5	Paměť prospektivní	2	2
Pozitivní afekt	4,5	3,5	Plán, organizace	5	5
MHI Total - průměr	4,5	4,1	PDQ Total skóre	11	11
MFIS - vnímaná únava	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PES – vnímaná bolest	Vyšetření 1	Vyšetření 2
kognitivní složka	10	8	PES Total skóre	18	14
fyzická složka	16	16	* pozitivní změna u vyšetření 2 - tučně MHI pozitivita = zvětšení hodnoty - skóre PDQ, MFIS, PES pozitivita = zmenšení hodnoty - skóre		
psychosociální složka	2	3			
MFIS Total skóre	28	27			

Rozsah terapie:

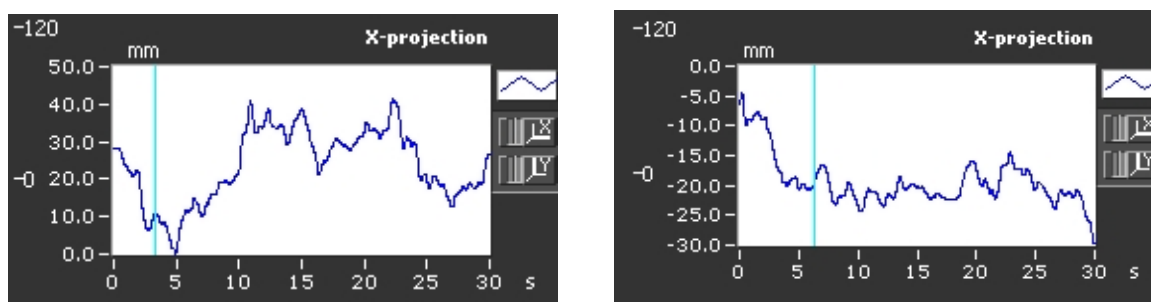
Absolvoval terapeutickou řadu dle principu senzomotoriky v rozsahu částí 1 – 10.

Paraklinické testy – laboratorní vyšetření:

A) FootScan – parametry stability stoje

Obrázek 7a,b Stoj 1 ss-oo: měření 1 - měření 2

Výchylky u stoje 1 směřovaly u obou měření hlavně vpřed (kladné znaménko na ose y). Maximální absolutní výchylka v ose y se u 2.měření zmenšila, stejně jako u dalších typů stoje (kromě stoje 4). PDK byla u stoje 1 zatížena nejvíce v oblasti metatarzů, LDK na patě. U druhého měření bylo zatížení plosek nohou sice menší, ale s akcentem na stejné body.

Obrázek 8a,b Stoj 4 us-zo: měření 1 - měření 2

Naopak u stoje o zúžené bazi a se zavřenýma očima (us-zo) byly patrné více výchylky boční – v 1.měření směrem vpravo, ve 2.měření vlevo (záporné hodnoty na ose y). Souvisí to s distribucí zátěže, kdy se pacient opíral hlavně o zevní hrany plosek nohou (tlakové zatížení – viz ukázka celkového softwarového výstupu FootScan u vybraných probandů - Přílohy). U druhého měření byla zátěž ve stejných bodech, ale méně výrazná. Maximální absolutní výchylka v ose x činila ve 2.měření 25,2 mm oproti původním 41,4 mm. Celková dráha COP se zmenšila oproti měření č.1 u všech typů stoje.

B) 3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Obrázek 9 Úhel v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu - fáze

Na grafu úhlu v kolenním kloubu vidíme, že u obou měření nedosahuje postavení v kolenu ve fázi počátečního kontaktu nohy s podložkou plné extenze (chybí až 10st.) - viz obr. fáze 1. Maximální flexe v kolenu dosahuje pacient už v předšvihové fázi, a dále flexe plynule nenarůstá. To narušuje dynamiku švihové fáze a potažmo celého krokového cyklu. Tento obraz vidíme v krokovém cyklu obou dolních končetin, v měření č.2 u PDK se flexe v kolenu mírně zvýšila (na 37st.), je ale stále nedostatečná.

Švihovou fázi ovlivňuje negativně také slabost flexorů kyčle – u obou dolních končetin. Pacient si proto ve svém stereotypu pomáhá ve švihové fázi laterálním vybočením dolní končetiny a úklonem trupu na stranu opačnou (stojnou) – viz obr. fáze 4. Také spasticita plantárních flexorů negativně ovlivňuje fázi švihu, protože nedovoluje dostatečný odraz palce od podložky. Nedostatečná propulze nohy má svoji příčinu už ve fázi počátečního kontaktu, kdy pacient sice našlapuje na patu, ale noha spadá spíše do plantární flexe (obr.1 fáze). Přenášení těžiště těla vpřed proto nemá ideální charakter ani plynulost. Na zobrazení fází

krokového cyklu také vidíme strnulé postavení horních končetin, typické pro pacientovu chůzi. Daný stereotyp přetrvál i po terapii a je patrný oboustranně.

Obrázek 10a,b Graf úhlu v kolenním kloubu: měření 1 - měření 2

Obrázek 11a,b Graf plynulosti chůze – prostorové rychlosti bodů

* kotník: červená, koleno: modrá, bok: šedá barva

- měření 1

měření 2

Na grafickém znázornění průběhu prostorových rychlostí vybraných bodů vidíme pravidelnost střídání stojné a švihové fáze PDK. Ve fázi švihu se prostorové rychlosti bodů kolene a kotníku zvyšují, ve fázi stojné se naopak blíží k nule, což svědčí o plynulosti chůze. Ani průběh rychlosti boku (tj. bodu na trochanter major femoris PDK), neukazuje výrazné zrychlení či zpomalení pohybu v průběhu dvou kroků. U měření č.2 přesto vidíme větší výchyly v průběhu prostorových rychlostí bodů kotníku, kolene a zejména boku (v rozmezí 0,1 – 0,6ms). To je však způsobeno pomalejší chůzí pacienta ve srovnání s měřením č.1 (o zhruba 0,5ms u všech vybraných bodů), kdy se přirozeně akcentují větší výchyly rychlostí ve švihové fázi. Intervalů střídání švihové a stojné fáze ale zůstávají zhruba stejné.

Pacient č. 2

ročník 1963, muž

Anamnéza:**NO:** **G 35 Sclerosis multiplex** – forma: relaps-remitentní vs. sekundární chronická
progrese, dg: 1998počáteční symptomy: 1998: hospitalizován pro náhlé závratě, vomitus – přetrvávala
nejistota při chůzi, únavnost, slabost DKK – stav sledován, relativně stabilizovánprůběh onemocnění: 09/2000: zhoršení hybnosti DKK – spastická paraparéza, 12/2000
- 01/2001: po viróze výraznější progrese celkové symptomatologie – zhoršení
paraparézy DKK, zraku, sfinkterové potíže, kmenová a cerebel.sympt. - nejistota,
špatná koordinace pohybů, pády – hlavně vpřed, třes, nystagmus, 03/2002: senzitivní
ataka HKK, od 06/2006: trvá mírná progrese, nyní stav dlouhodobě stabilizován**Kurtzke (EDSS):** 5,5 – ujde 100-200m s oporou jedné hole, bez opory několik metrů

OA: nikotinismus, porucha visu**RA:** negativní**SA:** PID, stará se o dvě děti školního věku, bariérové bydlení – 3.patro bez výtahu**FA:** Rebif 44 – 3x týdně s.c., pulsy Solumedrolu 1x/3měs., Endoxan

Klinický obraz – základní neurologické vyšetření:obj.: lucidní, spolupracuje dobře, mozečková symptomatol.: dysartrie, klidový tremor hlavy,
mnn: disociovaný nystagmus na abdukujícím oku bilat., decharge negativníHKK: síla symetrická, neobratnost v jemné motorice – stisk symetrický, špetku svede,
intenční třes hlavně PHK, Mingazzini, Duffour negativní, rr. C5-C8 bilat. živé, taxe
nepřesná, adiachokineze bilat., čítí v norměDKK: spastická paraparéza – svalová síla snížena difúzně, pomalý pokles v Mingazzini bilat.,
py jevy iritační – Babinski bilat. ++, rr.L2-S2 bilat. ++, hrubá ataxie bilat.,
adiachokineze, vibrační čítí – zkrácená ladička cca o 1/3 bilat., ostatní v normě
sfinktery: sklon k retenci

stoj, chůze: stoj I o širší bazi nejistý, stoj II - III titubace, chůze spast.-ataktická, instabilita

Závěr: významné neurolog.postižení: především cerebelární symptomatol. - těžká porucha rovnováhy a koordinace pohybů, neobratnost HKK, kmenová symptomatol., spastická paraparéza DKK, sy zadních provazců, sfinkterové potíže

Klinické testy – vyšetření fyzioterapeutem:

A) Funkční klinické testy

Tabulka 7 Svalová síla: Motricity Index

Poloha: sed, opora nohou o podložku

Motricity Index	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Pinzetový úchop	LHK 33	PHK 26	LHK 33	PHK 26
Flexe lokte	LHK 25	PHK 33	LHK 33	PHK 33
Abdukce ramene	LHK 33	PHK 25	LHK 33	PHK 25
HKK celkem	LHK 91	PHK 84	LHK 99	PHK 84
Dorzální flexe hlezna	LDK 19	PDK 25	LDK 25	PDK 25
Extenze kolene	LDK 25	PDK 33	LDK 25	PDK 33
Flexe kyčle	LDK 25	PDK 25	LDK 25	PDK 25
DKK celkem	LDK 69	PDK 83	LDK 75	PDK 83
Celkem HK + DK/2	vlevo 80	vpravo 84	vlevo 87	vpravo 84

Tabulka 8 Spasticita: Modified Ashworth Scale

0, 1 na konci pohybu, 1+ polovina pohybu

2 celý pohyb, 3 velké zvýšení tonu – pasivní pohyb obtížný, 4 trvalé abnormální postavení

Poloha: leh na zádech, pacient relaxován

Ashworth Scale Modified	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
HKK: Flexory prstů	LHK 1	PHK 0	LHK 1	PHK 0
Flexory zápěstí	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Supinátoři lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Pronátoři lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Flexory lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
DKK: Plantární flexory	LDK 2	PDK 1+	LDK 1+	PDK 1+
Extenzory kolene	LDK 0	PDK 0	LDK 0	PDK 0
Flexory kolene	LDK 1+	PDK 1	LDK 1	PDK 1
Adduktory kyčle	LDK 1+	PDK 1	LDK 1+	PDK 1

Tabulka 9 **Rovnováha: Berg Balance Scale**

0 – 4 dle jednotlivých položek

Pravítko, židle na přisedání, schody na nakročení, stopky

Berg Balance Scale	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Vstávání ze sedu do stoje	3		4	
Samostatný stoj 2min	4		4	
Samostatný sed	4		4	
Posazování ze stoje	2		3	
Přesuny	3		4	
Stoj se zavřenýma očima 10s	3		3	
Stoj o úzké bázi 1min	3		3	
Dosažení vpřed, natažené HKK	L 1	P 1	L 3	P 2
Zvednutí předmětu ze země	L 4	P 3	L 4	P 4
Otáčení vzad – pohled za sebe	L 2	P 2	L 3	P 3
Otočka o 360 stupňů	L 1	P 2	L 2	P 2
Střídavé položení nohy na schod	L 2	P 2	L 3	P 3
Stoj tandem – jedna noha vpřed	L 0	P 0	L 2	P 2
Stoj na jedné noze	L 0	P 0	L 0	P 1
Celkem 0-56 bodů	Celkem bodů: 32		Celkem bodů: 42	

B) Dotazníková metoda – parametry kvality života

Tabulka 10 **Hodnocení parametrů kvality života**

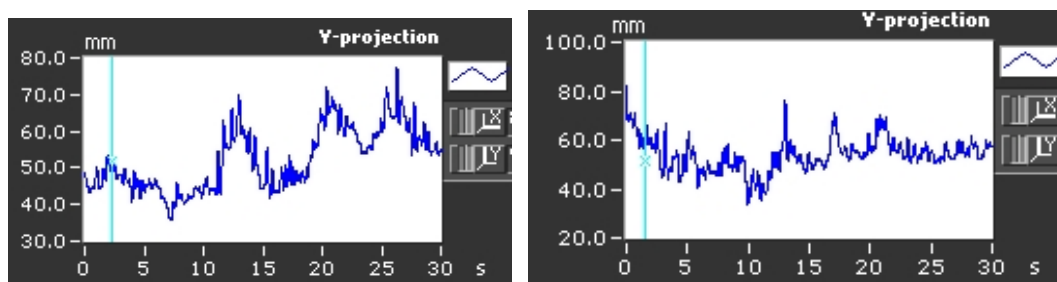
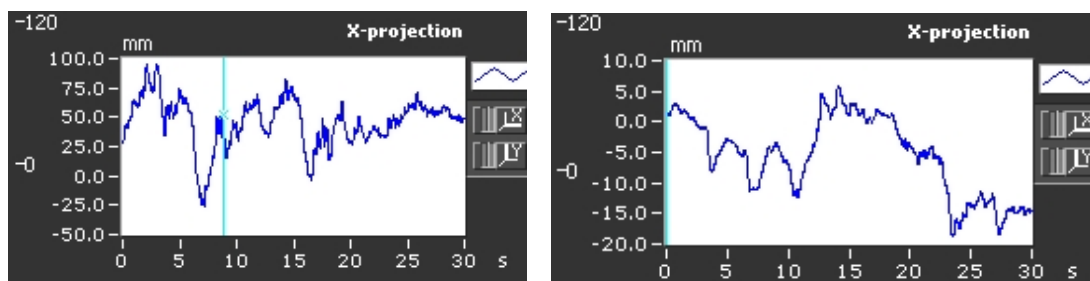
MHI – duševní zdraví	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PDQ – kognitivní deficit	Vyšetření 1	Vyšetření 2
Úzkost	2,0	2,8	Pozornost	16	10
Deprese	2,5	2,3	Paměť retrospektivní	15	11
Chování, emoce	2,3	2,3	Paměť prospektivní	12	10
Pozitivní afekt	1,5	2,5	Plán, organizace	15	13
MHI Total - průměr	2,0	2,4	PDQ Total skóre	58	44
MFIS - vnímaná únava	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PES – vnímaná bolest	Vyšetření 1	Vyšetření 2
kognitivní složka	36	32	PES Total skóre	29	30
fyzická složka	35	33	* pozitivní změna u vyšetření 2 - tučně MHI pozitivita = zvětšení hodnoty - skóre PDQ, MFIS, PES pozitivita = zmenšení hodnoty - skóre		
psychosociální složka	7	6			
MFIS Total skóre	78	71			

Rozsah terapie:

Absolvoval terapeutickou řadu dle principu senzomotoriky v rozsahu částí 1 – 7.

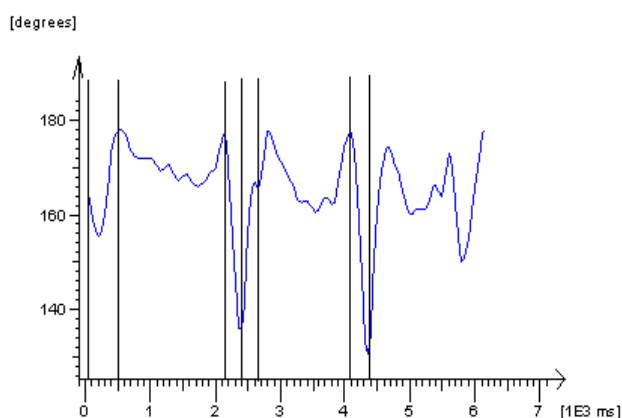
Paraklinické testy – laboratorní vyšetření:

A) FootScan – parametry stability stoje

Obrázek 12a,b Stoj 1 ss-oo: měření 1- měření 2**Obrázek 13a,b** Stoj 4 us-zo: měření 1 - měření 2

Zatímco ve stoji 1 byly u pacienta č. 2 zaznamenány výchylky hlavně ve směru vpřed (osa y), ve stoji 4 byly sice tyto výchylky také výrazné, ale stejně tak se objevovalo kolísání COP i v bočním směru. Boční výchylky (na obě strany) klesly při měření č.2 nejen u stoje 4, jak je patrné z grafu, ale u všech typů stoje. Zlepšilo se i rozložení zátěže na ploškách nohou, zejména u náročnějšího zúženého stoje. Je patrné rovnoměrnější zatížení obou plošek oproti měření č.1, kdy byla zátěž přenášena hlavně vpřed a výrazněji tak zatíženy i prstce nohou (kompletní softwarový výstup FootScan – viz Přílohy).

B) 3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Obrázek 14 Úhel v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu - fáze

U pacienta byla sledována levá dolní končetina v průběhu krokového cyklu. Vidíme obrat směru úhlu v kolenním kloubu do extenze ve fázi iniciálního kontaktu (obr.1, 2 fáze), která však přetrvává i ve fázi pre-swing (obr.3 fáze). To je spojené s nedostatečnou plantární flexí hlezna (a celou propulzí nohy), která normálně iniciuje flexi v koleni. Těžiště těla tak zůstává příliš vzadu, což se pacient snaží kompenzovat jak předklonem trupu, tak i výraznými pohyby horních končetin (dobře patrné na obr.6, 7 fáze). Tyto náhradní pohyby však nedokáží zajistit plynulé přenesení váhy těla vpřed. Ve fázi počátečního švihů nastává navíc příliš rychlá flexe v koleni doprovázená malou flexí v kyčli. Zároveň druhostranná dolní končetina je svým „zalomením“ v kolenním kloubu (hyperextenze patrná na obr.7 fáze) zdrojem instability a nutí pacienta dále k již zmíněné kompenzaci. Právě to může být hlavní příčinou pacientových pádů vpřed při chůzi, zmiňovaných v anamnéze.

Graf úhlu v kolenním kloubu - měření č.2 přesto ukazuje jistý posun – jak v plynulosti střídání fází krokového cyklu, tak i v číselném vyjádření maximální flexe v koleni při švihů, které je pacient schopen (přes 58stupňů ve fázi initial swing).

Obrázek 15 Graf úhlu v kolenním kloubu: měření 1 - měření 2**Obrázek 16a,b** Graf plynulosti chůze – prostorové rychlosti bodů

* kotník: červená, koleno: modrá, bok: šedá barva

- měření 1

měření 2

U měření č.2 byla pacientova chůze pomalejší zhruba o 0,5 ms u všech vybraných bodů LDK. V grafu tak vidíme na pohled výraznější výchylky rychlostí bodů kotníku, kolene i boku ve švihové fázi. Ve skutečnosti je však chůze plynulejší, což vyplývá ze srovnání číselných hodnot: rychlost bodu kotníku při měření 1 – v rozmezí 0-2,5ms, při měření 2 – pouze v rozmezí 0-1,5ms, oscilace bodu trochanter major femoris u měření č.1 – v rozmezí 0-0,7ms, u měření č.2 – v rozmezí 0,1 – 0,4ms. Prostorová rychlost bodu kolene byla u obou měření podobná, do maxima 1,5ms. Průběh nasvědčuje pravidelnému střídání fází stoje a švihu. Oscilace však zároveň potvrzují ataktický charakter chůze, kdy jsou patrné nepravidelné stranové odchylky při kroku. Tento obraz doprovází navíc i tremor v oblasti trupu a hlavy, který ztěžuje pacientovi plynulé střídání pohybů při chůzi.

Pacient č. 3

ročník 1980, muž

Anamnéza:

NO: **G 35 Sclerosis multiplex** – forma: relaps – remitentní vs. sekundární chronická
progrese, dg: 2001
počáteční symptomy: 2000: zamlžení visu bez provokujícího momentu – zřejmě st.p.
retrobulbární neuritis dx. - spontánní úprava
průběh onemocnění: 2001: imperativní mikce a stolice, 2002: zhoršení hybnosti – již
spastická triparéza, 2003 – akcentace triparézy, mozečková sympt. - zhoršení dosahu
chůze, instabilita, opakovaně pády (hlavně vpřed, na schodech atp.),
stav dlouhodobě stabilizován

Kurtzke (EDSS): 4,0 – ujde max.500m, bez kompenzačních pomůcek

OA: porucha vidění na dálku bez možnosti korekce brýlemi (2005), subdepresivní

RA: otec 47l. - vertebrogenní obtíže, matka 48l.- thyreopatie, sestra zdráva

SA: PID (od 2003), dříve pracoval jako dělník

FA: Copaxone 1amp. s.c. denně, Prednison 5mg/den, Cell Cept 2x1 g, Caltrate 2x1,
Solumedrol 1g i.v. 1xm.

Klinický obraz – základní neurologické vyšetření:

obj.: orientovaný, spolupracuje, lehká dissimulace, kognitivní deficit v.s. , mn.: naznačený
nystagmus ad dx. - vyčerpatelný, subj. občas závrať při záklonu hlavy, šíje volná,
decharge negativní

HKK: snížení síly bilat., jemná motorika narušená, py irit. i zánikové negativní bilat., pouze
instabilita v Mingazzini, diadochokineze lehce vážne dx., taxe nepřesná s intenčním
třesem více dx., rr. C5-C8 živější bilat., ROŠ bilat. vyšší, taktilní čítí a ladička v normě

DKK: těžší spastická paraparéza – více vpravo, rr.L2-S2 bilat. ++, py jevy iritační – Babinski
bilat. ++, klonus PDK, lehká ataxie bilat., v Mingazzini udrží 20s s instabilitou bilat. ,
statický tremor dx., diadochokineze horší dx., ROŠ vysoké bilat. s rozšířenou zónou,
taktilní i vibrační čítí v normě

sfinktery: imperativní mikce

stoj, chůze: stoj I v normě, stoj II o širší bazi, III – instabilní, chůze výrazně ataktická

Závěr: kvadrupyramidové postižení, dominuje spastická paraparéza DKK, cerebellární sy, sfinkterové obtíže, nelze vyloučit kognitivní deficit, subdepresivní ladění

Klinické testy – vyšetření fyzioterapeutem:

A) Funkční klinické testy

Tabulka 11 Svalová síla: Motricity Index

Poloha: sed, opora nohou o podložku

Motricity Index	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Pinzetový úchop	LHK 33	PHK 26	LHK 33	PHK 26
Flexe lokte	LHK 25	PHK 33	LHK 33	PHK 33
Abdukce ramene	LHK 25	PHK 33	LHK 33	PHK 33
HKK celkem	LHK 83	PHK 92	LHK 99	PHK 92
Dorzální flexe hlezna	LDK 33	PDK 25	LDK 33	PDK 25
Extenze kolene	LDK 33	PDK 25	LDK 33	PDK 25
Flexe kyčle	LDK 25	PDK 19	LDK 25	PDK 25
DKK celkem	LDK 91	PDK 69	LDK 91	PDK 75
Celkem HK + DK/2	vlevo 87	vpravo 81	vlevo 95	vpravo 84

Tabulka 12 Spasticita: Modified Ashworth Scale

0, 1 na konci pohybu, 1+ polovina pohybu

2 celý pohyb, 3 velké zvýšení tonu – pasivní pohyb obtížný, 4 trvalé abnormální postavení

Poloha: leh na zádech, pacient relaxován

Ashworth Scale Modified	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
HKK: Flexory prstů	LHK 0	PHK 1	LHK 0	PHK 1
Flexory zápěstí	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Supinátor lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Pronátor lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Flexory lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
DKK: Plantární flexory	LDK 3	PDK 3	LDK 2	PDK 2
Extenzory kolene	LDK 2	PDK 2	LDK 1+	PDK 2
Flexory kolene	LDK 1	PDK 1+	LDK 1	PDK 1+
Adduktory kyčle	LDK 0	PDK 1+	LDK 0	PDK 1

Tabulka 13 Rovnováha: Berg Balance Scale

0 – 4 dle jednotlivých položek

Pravítko, židle na přesezení, schody na nakročení, stopky

Berg Balance Scale	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Vstávání ze sedu do stoje	4		4	
Samostatný stoj 2min	4		4	
Samostatný sed	4		4	
Posazování ze stoje	4		4	
Přesuny	4		4	
Stoj se zavřenýma očima 10s	3		4	
Stoj o úzké bázi 1min	2		4	
Dosažení vpřed, natažené HKK	L 3	P 2	L 3	P 3
Zvednutí předmětu ze země	L 4	P 3	L 4	P 4
Otáčení vzad – pohled za sebe	L 2	P 2	L 4	P 4
Otočka o 360 stupňů	L 2	P 3	L 2	P 3
Střídavé položení nohy na schod	L 3	P 3	L 4	P 3
Stoj tandem – jedna noha vpřed	L 0	P 0	L 2	P 2
Stoj na jedné noze	L 1	P 2	L 3	P 3
Celkem 0-56 bodů	Celkem bodů: 40		Celkem bodů: 50	

B) Dotazníková metoda

Tabulka 14 Hodnocení parametrů kvality života

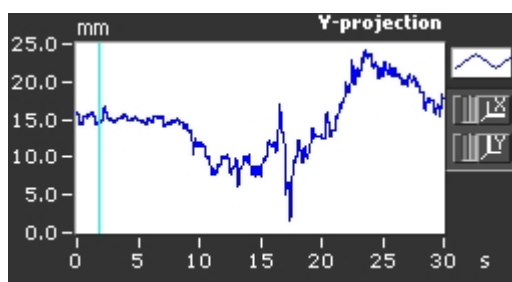
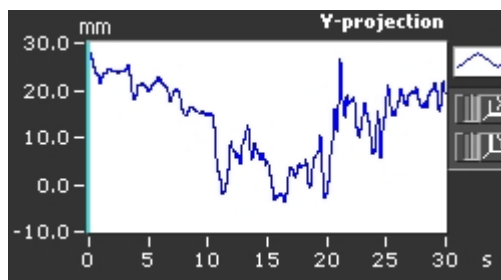
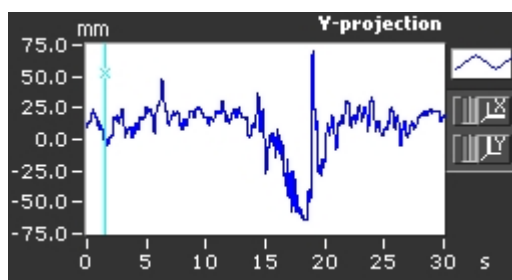
MHI – duševní zdraví	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PDQ – kognitivní deficit	Vyšetření 1	Vyšetření 2
Úzkost	4,0	4,8	Pozornost	5	2
Deprese	4,0	5,3	Paměť retrospektivní	5	1
Chování, emoce	4,3	5,3	Paměť prospektivní	5	3
Pozitivní afekt	3,0	3,0	Plán, organizace	7	3
MHI Total - průměr	3,7	4,6	PDQ Total skóre	22	9
MFIS - vnímaná únava	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PES – vnímaná bolest	Vyšetření 1	Vyšetření 2
kognitivní složka	18	13	PES Total skóre	18	13
fyzická složka	18	16	* pozitivní změna u vyšetření 2 - tučně MHI pozitivita = zvětšení hodnoty - skóre PDQ, MFIS, PES pozitivita = zmenšení hodnoty - skóre		
psychosociální složka	4	4			
MFIS Total skóre	40	33			

Rozsah terapie:

Absolvoval terapeutickou řadu dle principu senzomotoriky v rozsahu částí 1-10.

Paraklinické testy – laboratorní vyšetření:

A) FootScan – parametry stability stoje

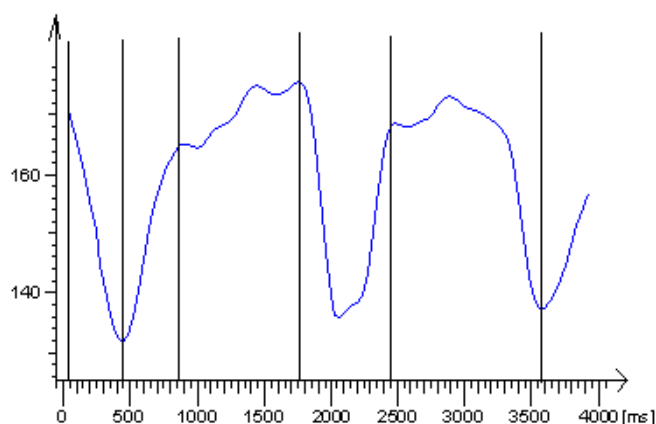
Obrázek 17a,b Stoj 1 ss-oo: měření 1 - měření 2**Obrázek 18a,b** Stoj 4 us-zo: měření 1 - měření 2

U pacienta č.3 převažují výchylky v ose y u obou typů stoje, a to převážně vpřed (kladné hodnoty na ose y). U stoje 4 je však patrné i větší vychylování vzad, což souvisí i s větší zátěží na patách v užším stoju. Distribuce zátěže se sice ve 2.měření zlepšila u obou stojů (rovnoměrnější rozložení, není velká zátěž na palci a prstcích DKK), ale pacient dále asymetricky více zatěžuje LDK. Maximální absolutní výchylky i celková dráha COP se snížily při měření č.2 u všech typů stoje (v ose x, y), což je patrné i z průběhu uvedených grafů. (kompletní softwarový výstup FootScan – viz Přílohy).

B) 3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Obrázek 19 Úhel v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu - fáze

[degrees]

**Obrázek 20a,b****Graf úhlu v kolenním kloubu: měření 1- měření 2**

Z hlediska porovnání flexe v kolenním kloubu při švihu vidíme u měření č.1 menší dosažený stupeň flexe (necelých 50st. - obr.2, 5 fáze) oproti měření č.2, kde se kolenní kloub PDK dostává do flexe 64stupňů. Nástup flexe nemá však zcela přesný timing a není provázen adekvátní flexí kyčle. Pacient tak švihu dopomáhá mírným klopením pánve vzad a stranovým

pohybem dolní končetiny. Tím se mění i charakter nášlapu, kdy pacient vytáčí dolní končetinu zevně v kyčli a při počátečním kontaktu se dotýká podložky nejen patou, ale i zevní hranou nohy (obr.3, 4 fáze). Také propulze nohy a odraz palce nejsou dostatečně dynamické (malá aktivní plantární flexe nohy v pre-swing fázi) a narušují tak plynulé přenášení těžiště těla vpřed při chůzi. Pozitivem je, že u sledované PDK nevidíme ani při jednom z měření hyperextenzi v kolenním kloubu.

Obrázek 21a,b**Graf plynulosti chůze – prostorové rychlosti bodů**

* kotník: červená, koleno:modrá, bok: šedá barva

- měření 1

měření 2

Pacient při měření č.2 šel oproti měření č.1 rychleji (průběh rychlostí všech vybraných bodů vzrostl o 0,3ms u boku a zhruba 0,7ms v případě kolene a kotníku). Přestože se prostorové rychlosti bodů změnily, na obou grafech vidíme pravidelnost střídání švihové a stojné fáze PDK v průběhu krokového cyklu. Při švihů narůstá rychlost bodů na dolní končetině až do maxima a těsně před iniciálním kontaktem nohy s podložkou naopak směřuje k nule. Pohyb se tedy děje plynule, a nedochází k jeho narušování prudkým zrychlením či zpomalením. Zároveň však mírná oscilace průběhu rychlostí svědčí pro ataktickou formu chůze, kdy pacient neudrží přesně přímý směr a sledované body na dolní končetině tak při kroku vybočují do stran. To je pro charakter chůze pacienta určující, navíc kontroluje dráhu chůze zrakem a běžně tak chodí s předklonem hlavy. Toto soustředění ještě více utlumuje narušený souhyb horních končetin a podporuje „strnulost“ trupu při chůzi i nedostatečné přenesení těžiště těla vpřed. Pacient si svůj stereotyp v průběhu terapie uvědomil a dokázal ho změnit při slovním upozornění. Při obou měřeních však navyklý způsob pohybu opět použil.

Pacient č. 4

ročník 1971, žena

Anamnéza:

NO: **G 35 Sclerosis multiplex** – forma: relaps – remitentní vs. sekundární chronická progresse, dg: 1995

počáteční symptomy: 1995: retrobulbární neuritis dx.

průběh onemocnění: 09/1999: alterace stavu v souvislosti s těhotenstvím: vertigo, porucha visu, diplopie – úprava stavu, ataky: 6/01 a 4/01 motorická ataka – slabost DKK, současně i nárůst spasticity, 5/03 vestibulocerebellární sy.: vertigo, zvýšení instability při chůzi – pády, třes, dysartrie, 2006 – celkově mírná progresse v průběhu let několikrát změna léčby pro vysokou aktivitu nemoci, nyní stav dlouhodobě stabilizován

Kurtzke (EDSS): 5 – ujde cca 200m s 1 holí (vpravo), výkon kolísá dle únavy, zhoršuje se nejistota při chůzi, na delší vzdálenosti nově tříkolka (před měsícem)

OA: porucha zraku, v minulosti nespecif. úraz lokte PHK po pádu

RA: sestra matky meningeom - st.p.operaci

SA: PID, rozvedená, stará se o 7leté dítě

FA: IVIG 1xm – Endobulin 15g, Imuran 50mg 1x1, Caltrate 2x1

Klinický obraz – základní neurologické vyšetření:

obj.: lucidní, spolupracuje, mozečková sympt.: lehká dysartrie, mn.: horizontální ny při pohledu doleva, subj. rozostřené vidění hlavně při únavě, šíje volná, decharge negat.

HKK: síla symetrická, neobratnost v jemné motorice PHK, rr.C5-C8 sym. živé, py jevy iritační +, py jevy zánikové negat., taxe nepřesná s intečním tremorem bilat., diadochokineze horší vpravo, čítí taktilní i hluboké v normě, břišní rr.nízké až 0 bilat.

DKK: elevace LDK do 70st., PDK méně, zvýšený tonus bilat., rr.L2-S2 bilat. ++, py jevy iritační – Babinski bilat.+, py jevy zánikové – pokles do 15s bilat., taxe nepřesná bilat. , taktilní čítí v normě, ladička zkrácena – více vpravo

sfinktery: lehká imperativní mikce

stoj, chůze: stoj I o širší bazi, stoj II - III nejistý s tahem vzad, chůze ataktická o široké bazi

Závěr: spastická paraparéza DKK s pravostrannou převahou, neobratnost PHK, mozečková sympt., centrální vestibulocerebellární sy, porucha zadních provazců, sfinkterové potíže, porucha visu

Klinické testy – vyšetření fyzioterapeutem:

A) Funkční klinické testy

Tabulka 15 Svalová síla: Motricity Index

Poloha: sed, opora nohou o podložku

Motricity Index	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Pinzetový úchop	LHK 33	PHK 26	LHK 33	PHK 26
Flexe lokte	LHK 33	PHK 33	LHK 33	PHK 33
Abdukce ramene	LHK 33	PHK 33	LHK 33	PHK 33
HKK celkem	LHK 99	PHK 92	LHK 99	PHK 92
Dorzální flexe hlezna	LDK 25	PDK 19	LDK 25	PDK 25
Extenze kolene	LDK 33	PDK 25	LDK 33	PDK 25
Flexe kyčle	LDK 25	PDK 25	LDK 25	PDK 25
DKK celkem	LDK 83	PDK 69	LDK 83	PDK 75
Celkem HK + DK/2	vlevo 91	vpravo 81	vlevo 91	vpravo 84

Tabulka 16 Spasticita: Modified Ashworth Scale

0, 1 na konci pohybu, 1+ polovina pohybu

2 celý pohyb, 3 velké zvýšení tonu – pasivní pohyb obtížný, 4 trvalé abnormální postavení

Poloha: leh na zádech, pacient relaxován

Ashworth Scale Modified	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
HKK: Flexory prstů	LHK 0	PHK 1+	LHK 0	PHK 1+
Flexory zápěstí	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Supinátoři lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Pronátoři lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Flexory lokte	LHK 1	PHK 1+	LHK 1	PHK 1
DKK: Plantární flexory	LDK 1+	PDK 2	LDK 1+	PDK 1+
Extenzory kolene	LDK 1+	PDK 1+	LDK 1+	PDK 1+
Flexory kolene	LDK 1+	PDK 1+	LDK 1+	PDK 1+
Adduktory kyčle	LDK 0	PDK 1	LDK 0	PDK 1

Tabulka 17 **Rovnováha: Berg Balance Scale**

0 – 4 dle jednotlivých položek

Pravítko, židle na přisedání, schody na nakročení, stopky

Berg Balance Scale	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Vstávání ze sedu do stoje	3		4	
Samostatný stoj 2min	3		4	
Samostatný sed	4		4	
Posazování ze stoje	3		4	
Přesuny	3		4	
Stoj se zavřenýma očima 10s	3		3	
Stoj o úzké bázi 1min	1		2	
Dosažení vpřed, natažené HKK	L 2	P 2	L 3	P 3
Zvednutí předmětu ze země	L 4	P 4	L 4	P 4
Otáčení vzad – pohled za sebe	L 1	P 1	L 2	P 2
Otočka o 360 stupňů	L 2	P 2	L 2	P 2
Střídavé položení nohy na schod	L 0	P 0	L 2	P 1
Stoj tandem – jedna noha vpřed	L 0	P 0	L 0	P 0
Stoj na jedné noze	L 0	P 0	L 0	P 0
Celkem 0-56 bodů	Celkem bodů: 29		Celkem bodů: 38	

B) Dotazníková metoda

Tabulka 18 **Hodnocení parametrů kvality života**

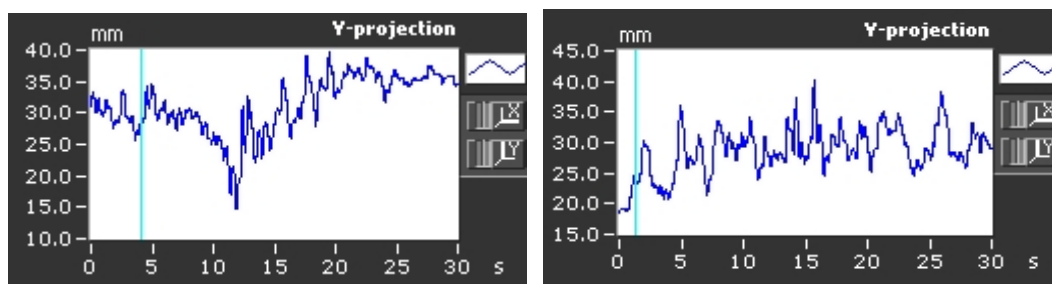
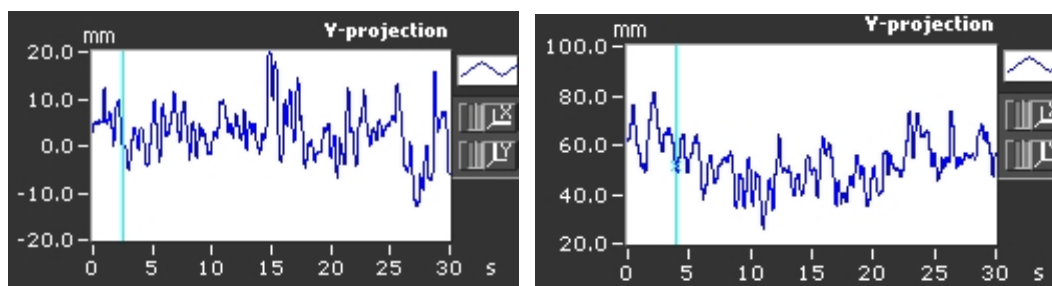
MHI – duševní zdraví	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PDQ – kognitivní deficit	Vyšetření 1	Vyšetření 2
Úzkost	4,4	5,0	Pozornost	7	2
Deprese	4,0	5,3	Paměť retrospektivní	4	1
Chování, emoce	4,0	5,3	Paměť prospektivní	8	3
Pozitivní afekt	2,8	3,0	Plán, organizace	9	1
MHI Total - průměr	3,8	4,6	PDQ Total skóre	28	7
MFIS - vnímaná únava	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PES – vnímaná bolest	Vyšetření 1	Vyšetření 2
kognitivní složka	13	6	PES Total skóre	16	12
fyzická složka	32	16	* pozitivní změna u vyšetření 2 - tučně MHI pozitivita = zvětšení hodnoty - skóre PDQ, MFIS, PES pozitivita = zmenšení hodnoty - skóre		
psychosociální složka	6	3			
MFIS Total skóre	51	25			

Rozsah terapie:

Absolvovala terapeutickou řadu dle principu senzomotoriky v rozsahu částí 1 – 8.

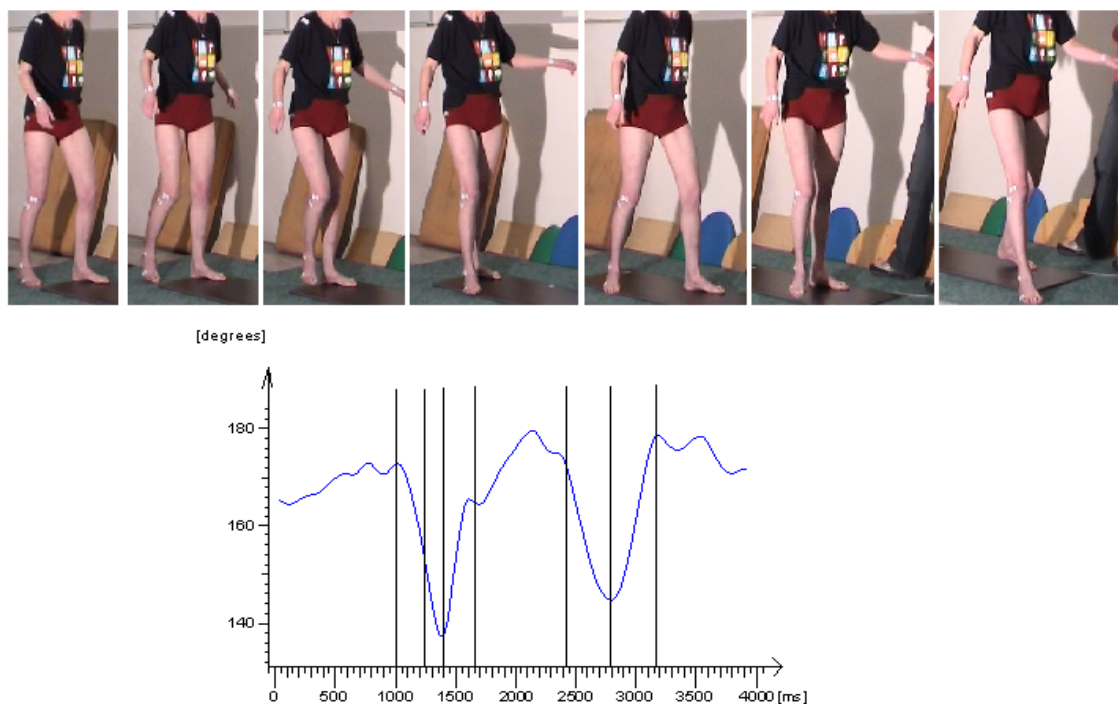
Paraklinické testy – laboratorní vyšetření:

A) FootScan – parametry stability stoje

Obrázek 22a,b**Stoj 1 ss-oo: měření 1 - měření 2****Obrázek 23a,b****Stoj 4 us-zo: měření 1 - měření 2**

U pacientky č.4 vidíme u obou typů stoje větší výchylky v předozadním směru, hlavně vpřed (kladné hodnoty na ose y), u stoje č.4 – měření č.1 potom i výchylky vzad. To souvisí se zátěží plosek nohou, kdy právě u zmíněného typu stoje pacientka nejvíce zatěžuje patu LDK a přenáší tak těžiště vzad. Charakter zatížení PDK je symetrický, u zúženého stoje s důrazem na zevní stranu nohy. Ve srovnání obou měření se celkový charakter zátěže výrazněji nezměnil. Maximální absolutní výchylky se zlepšily jen u normálního (širokého) stoje, ale v obou osách.

B) 3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Obrázek 24 Úhel v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu - fáze

Záznam chůze pacientky u 2.měření s hodnocením úhlového postavení v kolenním kloubu PDK naznačuje, že fáze pohybového vzoru zůstaly i po terapii velmi podobné. Chůzi negativně ovlivňuje už charakter nášlapu, kdy je PDK vytočena zevně a přitom více zatěžována mediální hrana planty (není fyziologický počáteční kontakt – úder paty). Pacientka při chůzi výrazně vybočuje nohou do strany - je vykonáván laterální pohyb hlavně v úrovni kotníku (viz graf plynulosti chůze). Typická je také nestejná délka kroků (srovnání obr.4, 7 fáze). Patrný je i pohyb horních končetin, který má napomáhat k udržení stability. Nedostatečná flexe v koleni při švihů (u obou měření zhruba 40stupňů) je nahrazena výraznějším předsunutím celé dolní končetiny vpřed a zevně. Těžiště těla přitom zůstává vzadu, protože pacientka zároveň využívá kompenzace pomocí klopení pánve vzad s úklonem trupu na stranu stojné DK, když se končetina dostává do fáze švihů (obr.2 fáze). Těžiště zůstává vzadu i při došlapu nohy na podložku, kdy navíc dochází i k mírnému záklonu trupu (obr.4 fáze). Plynulé přenášení těžiště těla vpřed je tak výrazně porušeno (vidíme souvislost mezi chůzí a parametry stoje 4, kdy také měření prokázalo výchylky COP vzad).

Obrázek 25a,b**Graf úhlu v kolenním kloubu: měření 1- měření 2****Obrázek 26a,b****Graf plynulosti chůze – prostorové rychlosti bodů**

* kotník: červená, koleno: modrá, bok: šedá barva

- měření 1

měření 2

U obou měření má chůze pacientky srovnatelné základní rychlostní charakteristiky, tj. chůze byla přibližně stejně rychlá. U grafu měření 2 však vidíme plynulejší průběh prostorových rychlostí daných bodů na PDK při krokovém cyklu. To je nejvíce patrné na bodu kotníku, který se těsně před fází inerciálního kontaktu a celkově ve fázi stoje dostává více k nule, aby potom ve fázi švihu jeho rychlost opět plynule rostla. Celková oscilace rychlosti bodu kotníku zůstává však v obou případech vysoká (v rozmezí 1,9 až 2,2ms) a nasvědčuje tak i výraznějším stranovým exkurzím nohy při pohybu. Ty pacientka ve svém stereotypu chůze skutečně využívá i vzhledem k charakteru neurologického postižení (vestibulocerebellární syndrom). Větší „ustálení“ rychlosti při pohybu vidíme v grafu měření č.2 u bodu kolene (oscilace do maxima 1,3ms oproti původním 1,9ms). Také bod boku – rychlostní pohyb trochanter major PDK – vykazuje plynulejší průběh ve druhém měření, přestože v absolutní hodnotě zůstávají výkyvy zhruba stejné (v rozmezí 0,1 – 1ms).

Pacient č. 5

ročník 1940, žena

Anamnéza:**NO:** **G 35 Sclerosis multiplex** – forma: relaps -remitentní vs. sekundární chronická
progrese, dg: 1993počáteční symptomy: minimálně od r.1990: slabost DKK, diplopie, pády, 1993: pád na snowboardu – hospitalizace – zjištěny závratě, padá – považováno za postinfekční, později bolest PDK a objevuje se dechargeprůběh onemocnění: v průběhu let několik relapsů – progrese stavu: zhoršení rovnováhy, dosahu chůze, bolesti PDK: (10/98, 04/99, 07/03, 07/05),
nyní stav dlouhodobě stabilizován**Kurtzke (EDSS):** 3,5 – ujde 500m i více, výkon kolísá – používá 2 sportovní hole (nordic w.)

OA: osteoporóza (2005), st.p.disrupci chrupavky levého kolene po pádu (2006), opakované kontuze kotníku, kolene PDK, ramene PHK taktéž v souvislosti s pády, v minulosti bolesti Lp s progresí v L4 – vertebrogenní příčina nepotvrzena, porucha visu dlouhodobě psychický dyskomfort až depresivní sympt. – docházela na psychoterapii**RA:** negativní**SA:** PID, stará se o imobilního manžela – taktéž s neurolog.postižením**FA:** Solumedrol 500mg 1xm p.o., Imuran 50mg 1x1, Vigantol – 3kapky/den,
Ascorutin 3x1, Detralex 2x1, Caltrate 2x1

Klinický obraz – základní neurologické vyšetření:obj.: lucidní, spolupracuje dobře, lakrimosní, úzkostná, výrazná emoční labilita, nález mnn.
v normě, subj. trvale lehká diplopie při pohledu do dálky, decharge lehce + do DKK

HKK: alterace jemné motoriky, jinak síla a hybnost v normě, zániky nejsou, py irit.

nejsou, rr. C5-C8 bilat. živější, taxe přesná, diadochokineze normální, akrálně hypestezie a otoky drobných kl.ruky bilat.

DKK: elevace horší vpravo, v Mingazzini mírný pokles bilat., taxe přesná, diadochokineze v normě, py iritační naznačeny více dx., rr.L2-S2 symetricky živé, taktilní cití + symetricky, subj. občasné parestezie akrálně bilat., ladička snížena na PDK 6/8

sfinktery v normě

stoj, chůze: stoj I vnormě, stoj II - III mírné titubace, při chůzi taktéž mírně instabilní

Závěr: lehčí spastická paraparéza DKK s pravostrannou převahou, neobratnost HKK, porucha zadních provazců, kmenová sympt., porucha visu, plačtivost až depresivní sympt.

Klinické testy – vyšetření fyzioterapeutem:

A) Funkční klinické testy

Tabulka 19 Svalová síla: Motricity Index

Poloha: sed, opora nohou o podložku

Motricity Index	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Pinzetový úchop	LHK 26	PHK 26	LHK 26	PHK 26
Flexe lokte	LHK 33	PHK 25	LHK 33	PHK 25
Abdukce ramene	LHK 33	PHK 25	LHK 33	PHK 33
HKK celkem	LHK 92	PHK 76	LHK 92	PHK 84
Dorzální flexe hlezna	LDK 33	PDK 19	LDK 33	PDK 25
Extenze kolene	LDK 33	PDK 25	LDK 33	PDK 25
Flexe kyčle	LDK 25	PDK 19	LDK 25	PDK 25
DKK celkem	LDK 91	PDK 63	LDK 91	PDK 75
Celkem HK + DK/2	vlevo 92	vpravo 70	vlevo 92	vpravo 80

Tabulka 20 Spasticita: Modified Ashworth Scale

0, 1 na konci pohybu, 1+ polovina pohybu

2 celý pohyb, 3 velké zvýšení tonu – pasivní pohyb obtížný, 4 trvalé abnormální postavení

Poloha: leh na zádech, pacient relaxován

Ashworth Scale Modified	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
HKK: Flexory prstů	LHK 0	PHK 1+	LHK 0	PHK 1
Flexory zápěstí	LHK 0	PHK 1	LHK 0	PHK 1
Supinátor lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Pronátor lokte	LHK 0	PHK 1	LHK 0	PHK 1
Flexory lokte	LHK 0	PHK 1	LHK 0	PHK 1
DKK: Plantární flexory	LDK 1+	PDK 2	LDK 1+	PDK 1+
Extenzory kolene	LDK 1	PDK 2	LDK 1+	PDK 1+
Flexory kolene	LDK 0	PDK 1+	LDK 0	PDK 1+
Adduktory kyčle	LDK 0	PDK 0	LDK 0	PDK 0

Tabulka 21 **Rovnováha: Berg Balance Scale**

0 – 4 dle jednotlivých položek

Pravítko, židle na přesezení, schody na nakročení, stopky

Berg Balance Scale	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Vstávání ze sedu do stoje	3		4	
Samostatný stoj 2min	4		4	
Samostatný sed	4		4	
Posazování ze stoje	3		4	
Přesuny	4		4	
Stoj se zavřenýma očima 10s	3		4	
Stoj o úzké bázi 1min	2		4	
Dosažení vpřed, natažené HKK	L 3	P 3	L 3	P 3
Zvednutí předmětu ze země	L 4	P 4	L 4	P 4
Otáčení vzad – pohled za sebe	L 3	P 3	L 4	P 4
Otočka o 360 stupňů	L 2	P 2	L 3	P 3
Střídavé položení nohy na schod	L 3	P 3	L 4	P 3
Stoj tandem – jedna noha vpřed	L 2	P 2	L 3	P 3
Stoj na jedné noze	L 3	P 2	L 3	P 3
Celkem 0-56 bodů	Celkem bodů: 43		Celkem bodů: 52	

B) Dotazníková metoda

Tabulka 22 **Hodnocení parametrů kvality života**

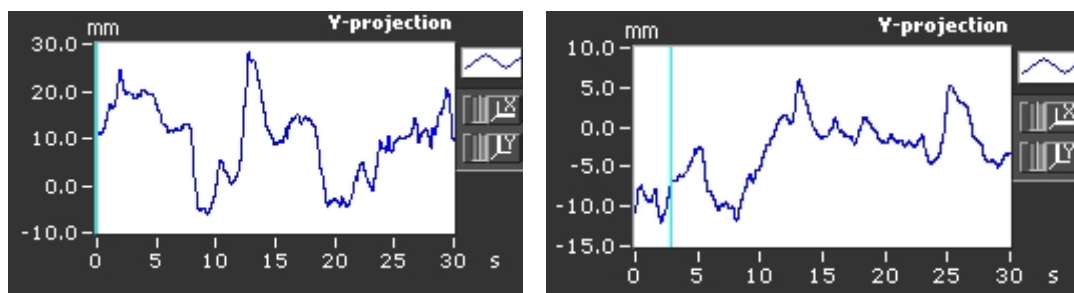
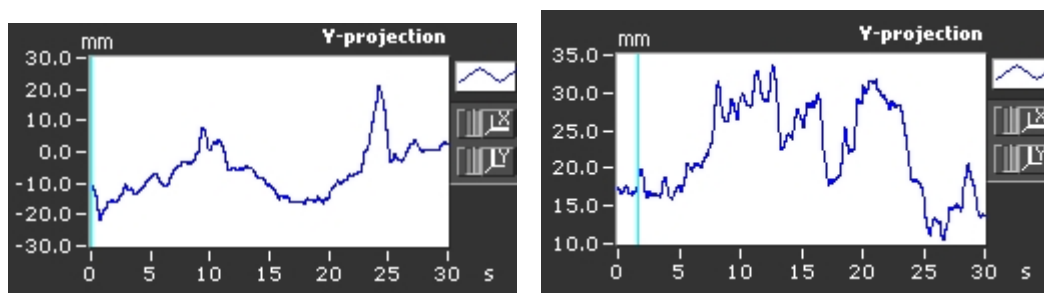
MHI – duševní zdraví	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PDQ – kognitivní deficit	Vyšetření 1	Vyšetření 2
Úzkost	4,6	4,6	Pozornost	6	3
Deprese	4,8	5,0	Paměť retrospektivní	4	0
Chování, emoce	5,3	6,0	Paměť prospektivní	2	0
Pozitivní afekt	4,0	4,3	Plán, organizace	4	2
MHI Total - průměr	4,5	4,8	PDQ Total skóre	16	5
MFIS - vnímaná únava	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PES – vnímaná bolest	Vyšetření 1	Vyšetření 2
kognitivní složka	15	6	PES Total skóre	11	21
fyzická složka	13	18	* pozitivní změna u vyšetření 2 - tučně MHI pozitivita = zvětšení hodnoty - skóre PDQ, MFIS, PES pozitivita = zmenšení hodnoty - skóre		
psychosociální složka	3	4			
MFIS Total skóre	31	28			

Rozsah terapie:

Absolvovala terapeutickou řadu dle principu senzomotoriky v rozsahu částí 1-10.

Paraklinické testy – laboratorní vyšetření:

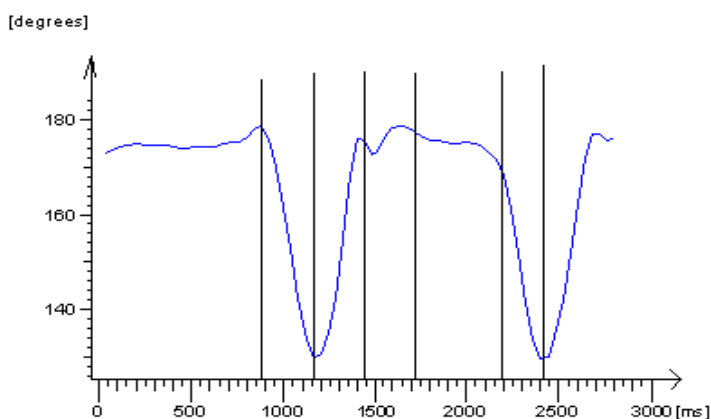
A) FootScan – parametry stability stoje

Obrázek 27a,b Stoj 1 ss-oo: měření 1 - měření 2**Obrázek 28a,b** Stoj 4 us-zo: měření 1 - měření 2

U pacientky č.5 jsou patrné předozadní výchylky COP u obou typů stoje. Tyto výchylky se u 2.měření zmenšily, jak je patrné z grafického zobrazení. U některých typů stoje klesly až o polovinu. Tento trend souvisí i s celkově nižší dráhou COP a lepší distribucí zátěže nohou u měření č.2. Zátěž plosek nohou je více symetricky rozložena oproti měření č.1, a to jak v jednotlivých bodech opory, tak i stranově – kdy byla původně více zatěžována PDK.

(Ukázka kompletního softwarového výstupu – viz Přílohy).

B) 3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Obrázek 29 Úhel v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu - fáze**Obrázek 30a,b****Graf úhlu v kolenním kloubu: měření 1 - měření 2**

Z pohledu srovnání stupně dosažené flexe v kolenu při fázi švihů PDK nenalzáme v měření 2 výraznější změnu oproti měření před terapií (číselně vyjádřený stupeň flexe okolo 50 stupňů). Křivka se mění směrem z extenze do flexe fyziologicky ve fázi konečného stoje a předšvihové fázi, s plynulým nárůstem úhlu do maxima v iniciální fázi švihů (obr.2 fáze). Přesto je patrné, že ideálnímu švihovému pohybu končetiny vpřed (a většímu rozsahu flexe v

koleni) brání nedostatečná pohyblivost dalších „bodů“ končetiny. Těmito faktory jsou menší flexe kyčle, chybějící odraz palce (palec spíše zadržává o podložku - „toe drag“) a tedy celkově narušená propulze nohy. Zejména u PDK vidíme, že noha ve fázi pre-swing nesměruje aktivně do plantární flexe (obr.5,6 fáze). Pacientka má tak problém s přenosem těžiště těla vpřed při počátečním švihů dolní končetiny, ale není výrazně instabilní. Obraz je přitom podobný u obou dolních končetin (obr.2, 4 fáze). Počáteční kontakt nohy s podložkou je lepší u LDK (heel strike – obr.5 fáze). Kroky jsou celkově kratší a chůze působí těžkopádněji, určitou „tuhost“ při chůzi zapříčiňuje i nedostatečný souhyb horních končetin. K hyperextenzi v kolenních kloubech nedochází, pacientka musí ale postavení v kloubu vědomě kontrolovat. Jedná se přitom o pacientku s poruchou propiocepce a exterocepce na dolních končetinách.

Obrázek 31a,b

Graf plynulosti chůze – prostorové rychlosti bodů

* kotník: červená, koleno:modrá (u měření 2: fialová), bok: šedá barva

- měření 1

měření 2

Záznam rychlostní charakteristiky chůze u pacientky v obou případech naznačuje, že jde o pohyb velmi plynulý, kde pravidelně navazují fáze švihů a stoje - bez zřetelných destabilizujících výkyvů ve směru plus či minus. Chůze byla přibližně stejně rychlá, což umožňuje přesné srovnání parametrů. Zatímco prostorové rychlosti u bodu kolene PDK se prakticky nezměnily, u ostatních bodů došlo k mírnému posunu. Průběh rychlosti boku a kotníku ukazuje při druhém měření oscilaci v rozmezí o 0,2-0,3ms menším. To nasvědčuje plynulejšímu průběhu krokového cyklu a přenášení váhy těla vpřed při chůzi. Zároveň také oba grafy naznačují, že pacientka nevyužívá výrazné kompenzační mechanismy, které by narušovaly charakter chůze a přímou dráhu dolní končetiny.

Pacient č. 6

ročník 1959, muž

Anamnéza:**NO: G 35 Sclerosis multiplex** – forma: sekundární chronická progresse

dg: 1989

počáteční symptomy: 1986: optická neuritis sin., následně chřipka – teploty, nastupuje tuhost svalů a slabostprůběh onemocnění: v dalších letech po opakovaných atakách progresse: postupné zhoršování motorického deficitu DKK, spasticity, chůze, rovnováhy (instabilita i ve stoji, pády), nyní stav dlouhodoběji stabilizován**Kurtzke (EDSS):** 6,5 – chůze se 2 franc.holemi v dosahu 20m, mechanický vozík (2001)
auto upravené na ruční řízení, ADL: zvládá sebeobsluhu, přesuny**OA:** zlomenina fibuly PDK po pádu z vozíku (2006), porucha visu**RA:** nevýznamná**SA:** pracuje na plný úvazek (počítač), bydlení bez bariér**FA:** IFN – Betaferon – s.c. obden, Imuran 1x 50mg, Medrol 8mg ob den, Myolastan ½ na noc, Ca, Vigantol gtt.**Klinický obraz – základní neurologické vyšetření:**obj.: lucidní, spolupracuje dobře, mn: náznak nystagmu – horizontální, do stran bilat.,
vyčerpatelný, subj.diplopie při pohledu doleva, šije volná, decharge negativníHKK: hybnost a síla: slabší jemná motorika pravostranně, rr. C5-C8 zvýšené symetricky,
py jevy zánikové negativní, minimální projev ataxie PHK, diadochokineze v normě,
taktilní čítí a ladička v normě, břišní rr. nízké až 0 bilat.DKK: spastická paraparéza – více vlevo, py jevy iritační – extenční: masivně bilat. ++,
klonus nohy bilat., py jevy zánikové nelze pro spasticitu – pokládá ihned, extenční
spasticita bilat. - více vlevo, taxie vpravo od poloviny bérce nepřesná, vlevo nelze pro
parézu a spasticitu, taktilní čítí v normě, ladička vyhaslá bilat.

sfinktery: urgencye, imperativní mikce

stoj, chůze: stoj I jen s oboustrannou oporou – širší base, II-III zvyšování nejistoty instabilita
už v sedu – tah vzad, chůze s 2FH – těžce spasticko-paraparetická

Závěr: významné neurologické postižení: těžká spastická paraparéza DKK s výrazným motorickým deficitem zejména LDK, sy zadních provazců, centrální vestibulocerebellární sy, zrakový deficit, sfinkterové potíže

Klinické testy – vyšetření fyzioterapeutem:

A) Funkční klinické testy

Tabulka 23 Svalová síla: Motricity Index

Poloha: sed, opora nohou o podložku

Motricity Index	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Pinzetový úchop	LHK 33	PHK 26	LHK 33	PHK 26
Flexe lokte	LHK 25	PHK 25	LHK 25	PHK 25
Abdukce ramene	LHK 33	PHK 25	LHK 33	PHK 25
HKK celkem	LHK 91	PHK 76	LHK 91	PHK 76
Dorzální flexe hlezna	LDK 0	PDK 14	LDK 0	PDK 19
Extenze kolene	LDK 0	PDK 19	LDK 9	PDK 19
Flexe kyčle	LDK 0	PDK 9	LDK 0	PDK 14
DKK celkem	LDK 0	PDK 42	LDK 9	PDK 52
Celkem HK + DK/2	vlevo 46	vpravo 59	vlevo 50	vpravo 64

Tabulka 24 Spasticita: Modified Ashworth Scale

0, 1 na konci pohybu, 1+ polovina pohybu

2 celý pohyb, 3 velké zvýšení tonu – pasivní pohyb obtížný, 4 trvalé abnormální postavení

Poloha: leh na zádech, pacient relaxován

Ashworth Scale Modified	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
HKK: Flexory prstů	LHK 0	PHK 1+	LHK 0	PHK 1
Flexory zápěstí	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Supinátory lokte	LHK 0	PHK 0	LHK 0	PHK 0
Pronátory lokte	LHK 0	PHK 1	LHK 0	PHK 1
Flexory lokte	LHK 1+	PHK 2	LHK 1+	PHK 1+
DKK: Plantární flexory	LDK 3	PDK 3	LDK 3	PDK 2
Extenzory kolene	LDK 3	PDK 2	LDK 3	PDK 2
Flexory kolene	LDK 3	PDK 2	LDK 3	PDK 2
Adduktory kyčle	LDK 3	PDK 2	LDK 3	PDK 2

Tabulka 25 **Rovnováha: Berg Balance Scale**

0 – 4 dle jednotlivých položek

Pravítko, židle na přisedání, schody na nakročení, stopky

Berg Balance Scale	VYŠETŘENÍ č.1		VYŠETŘENÍ č.2	
Vstávání ze sedu do stoje	1		3	
Samostatný stoj 2min	0		0	
Samostatný sed	3		4	
Posazování ze stoje	1		2	
Přesuny	3		3	
Stoj se zavřenýma očima 10s	1		2	
Stoj o úzké bázi 1min	0		0	
Dosažení vpřed, natažené HKK	L 0	P 0	L 1	P 1
Zvednutí předmětu ze země	L 0	P 0	L 1	P 1
Otáčení vzad – pohled za sebe	L 0	P 1	L 1	P 1
Otočka o 360 stupňů	L 0	P 0	L 0	P 0
Střídavé položení nohy na schod	L 0	P 0	L 0	P 0
Stoj tandem – jedna noha vpřed	L 0	P 0	L 0	P 0
Stoj na jedné noze	L 0	P 0	L 0	P 0
Celkem 0-56 bodů	Celkem bodů: 10		Celkem bodů: 17	

B) Dotazníková metoda

Tabulka 26 **Hodnocení parametrů kvality života**

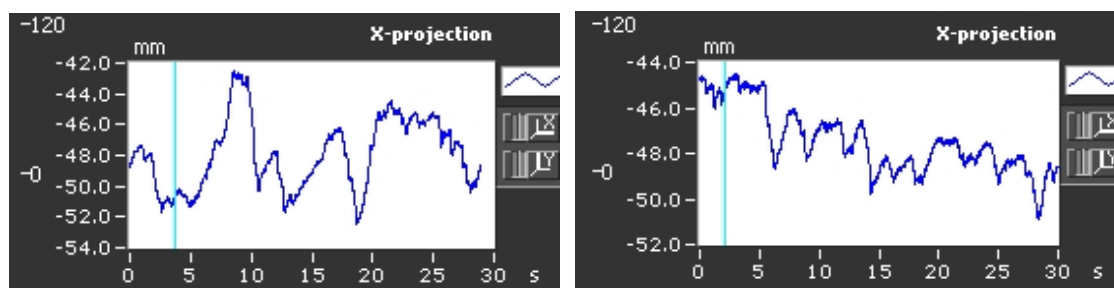
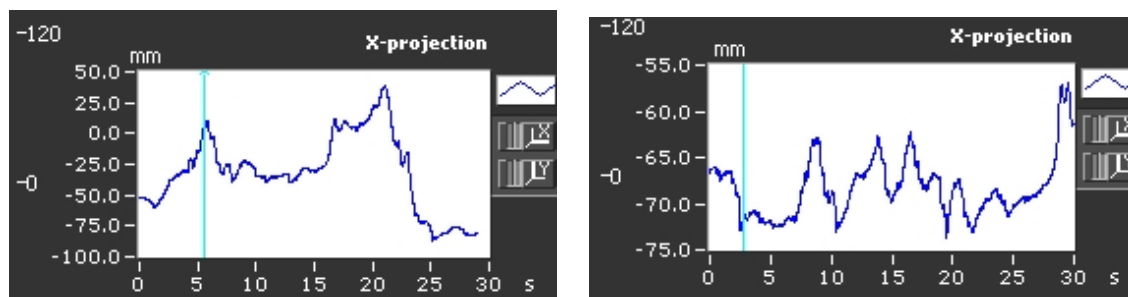
MHI – duševní zdraví	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PDQ – kognitivní deficit	Vyšetření 1	Vyšetření 2
Úzkost	5,2	4	Pozornost	3	2
Deprese	4,5	3	Paměť retrospektivní	3	4
Chování, emoce	3,5	2,3	Paměť prospektivní	1	1
Pozitivní afekt	2,5	1,5	Plán, organizace	2	2
MHI Total - průměr	3,8	2,6	PDQ Total skóre	9	9
MFIS - vnímaná únava	Vyšetření 1	Vyšetření 2	PES – vnímaná bolest	Vyšetření 1	Vyšetření 2
kognitivní složka	4	4	PES Total skóre	6	6
fyzická složka	33	36	* pozitivní změna u vyšetření 2 - tučně MHI pozitivita = zvětšení hodnoty - skóre PDQ, MFIS, PES pozitivita = zmenšení hodnoty - skóre		
psychosociální složka	6	8			
MFIS Total skóre	43	48			

Rozsah terapie:

Absolvoval terapeutickou řadu dle principu senzomotoriky v rozsahu částí 1-4 a byla korigována pacientova chůze – použití kompenzačních pomůcek, nákok.

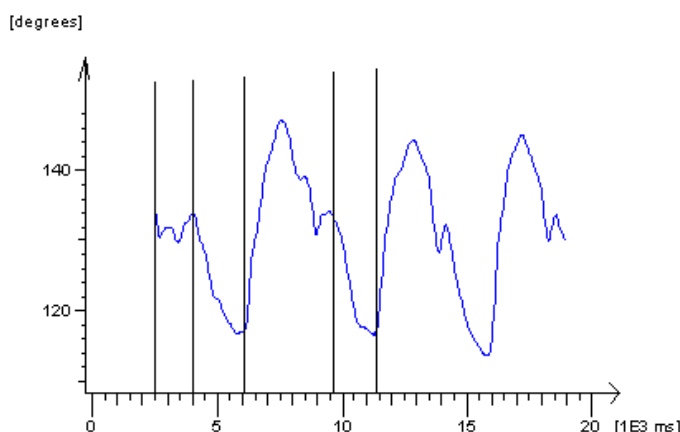
Paraklinické testy – laboratorní vyšetření:

A) FootScan – parametry stability stoje

Obrázek 32a,b Stoj 1 ss-oo: měření 1 - měření 2**Obrázek 33a,b** Stoj 2 ss-zo: měření 1 - měření 2

U pacienta č.6 jednoznačně převažovaly ve stoji boční - levostranné výchylky (záporné znaménko na ose y). Vyplývá to i z charakteru stoje, kdy pacient používá LDK jako svoji oporu a PDK se z důvodu spasticity plantárních flexorů dotýká podložky jen v přední části plošky nohy. Asymetrie zatížení DKK přetrvávala u obou měření, jen u stoje č.2 – měření č.2 se zmenšilo přetěžování LDK. Číselné hodnoty maximálních absolutních výchylek v osách x, y a celkové dráhy COP se u měření č.2 zlepšily u obou typů stoje. (Pacient využíval u obou měření opory dvou francouzských holí, i když se snažil o maximálně samostatný stoj).

B) 3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Obrázek 34 Úhel v kolenním kloubu v průběhu krokového cyklu - fáze

Při hodnocení pohybu v kolenní PDK u pacienta s výraznou spastickou paraparérou dolních končetin musíme vycházet z celkového narušení stereotypu chůze. Ta má zejména následující charakteristiky: krok je zkrácen – pohyb PDK přisunem nebo jen mírně před stojnou končetinu, došlap na celou plošku nebo jen přední část z důvodu spasticity plantárních flexorů, nedostatečná flexe kyčle, propulze a odraz palce nohy (ovlivnění švihové fáze). Pro výrazný stupeň parézy nenapomáhá LDK aktivnímu přenosu těžiště těla vpřed, ale je využívána prakticky jako pasivní opora (s hyperextenzí v kolenním kloubu). Pacient využívá jako kompenzaci při švihy PDK cirkumdukci (pohyb pánve vzhůru, rotace vpřed a malá abdukce v kyčli), zároveň se vzepře o francouzské hole (pohyb ramen a celkově i trupu vzhůru dostává dolní končetinu do švihy). Francouzské hole pokládá pacient více do stran, čímž zvětšuje opěrnou bazi. Maxima flekčního úhlu v kolenní (kolem 35 stupňů při měření 1, a pouze 12 stupňů při měření 2) dosahuje už v předšvihové fázi, koleno je v mírně valgózním postavení. Dolní končetinu přitom do flexe nejprve „připraví“, poté je pohyb prakticky zastaven, následuje vzepření HKK o francouzské hole a uvedení PDK do švihy (stereotyp ilustrují obr.1-7 fáze).

Obrázek 35a,b **Graf úhlu v kolenním kloubu: měření 1 - měření 2****Obrázek 36a,b** **Graf plynulosti chůze – prostorové rychlosti bodů**

* kotník: červená, koleno: modrá, bok: šedá barva

- měření 1

měření 2

Ze sledování rychlostních charakteristik vybraných bodů PDK vyplývá, že pacientova chůze vykazuje známky instability, její plynulost je narušena. Vidíme výrazné výkyvy prostorových rychlostí všech tří bodů v průběhu švihu, k „ustálení“ jednotlivých křivek nedochází však ani ve fázích, kdy je dolní končetina na podložce (nepravidelnost křivky – zejména u měření 1). Výkyvy prostorových rychlostí bodu kolene jsou u druhého měření ještě o něco výraznější, což souvisí s celkově narušeným pohybem v koleni (viz hodnocení úhlu v koleni). Naopak u průběhu prostorových rychlostí bodů kotníku a boku došlo ve srovnání s měřením 1 k mírnému zlepšení. Průběh rychlosti boku (šedá křivka) ukazuje oscilaci kolem 0,1-0,6ms, při prvním měření přitom byla až o 0,3ms vyšší. Oscilace bodu kotníku je sice číselně zhruba stejná (s maximem okolo 1,5ms), ale ve fázích stoje je na grafu měření 2 patrné určité ustálení křivky – menší výkyvy. Dá se tedy říci, že tento parametr přispěl k větší stabilitě při chůzi.

5 Výsledky

Souhrnné výsledky klinických a paraklinických testů, které sloužily k ověření základních hypotéz práce, dokládají pozitivní změny u všech testovaných parametrů při intraindividuálním srovnání. U skupiny sledovaných pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšni byly přitom zlepšeny hlavně parametry související s posturální stabilitou ve stoji a při funkčních dovednostech. Dvě z daných hypotéz práce se podařilo plně ověřit, tři nebyly v dostatečné míře prokázány (viz Závěry).

1. Souhrnné výsledky klinických testů

Svalová síla – Motricity Index

Byla hodnocena změna po terapii u svalových skupin na více paretické dolní končetině (u pacienta č.6 u končetiny, kde byla zachována větší pohyblivost). U všech pacientů ve studii byla prokázána změna svalové síly ve smyslu plus minimálně u jedné z hodnocených svalových skupin dolní končetiny. Nejčastěji (v pěti případech) se jednalo o nárůst svalové síly dorzálních flexorů nohy. Zlepšení bylo také zaznamenáno u svalové skupiny flexorů kyčle. Zlepšení parametru svalové síly příslušné DK bylo i statisticky významné: Wilcoxonův párový test prokázal změnu při $p \leq 0,03125$ (hladina významnosti 0,05). Celkový Motricity Index test je uveden v části práce Metodika (pro představu o stupni parézy u pacienta).

Tabulka 27 Svalová síla – souhrnné výsledky

Motricity Index souhrn 1. ⇔ 2. vyšetření	Změna skóre hodnocené DK	Svalové skupiny s nárůstem síly
Pacient č.1 : PDK	54 → 64	DF nohy, flex.kyčle
Pacient č.2 : LDK	69 → 75	DF nohy
Pacient č.3 : PDK	69 → 75	flex.kyčle
Pacient č.4 : PDK	69 → 75	DF nohy
Pacient č.5 : PDK	63 → 75	DF nohy, flex.kyčle
Pacient č.6 : PDK	42 → 52	DF nohy, flex.kyčle
Wilcoxonův párový test (p)	$p \leq 0,03125$	

Spasticita – Ashworth Scale Modified

V hodnocení spastického hypertonu na více paretické dolní končetině (u pacienta č.6 u končetiny s větší pohyblivostí) se prokázalo snížení tonu u několika svalových skupin. U všech 6 probandů došlo ke snížení svalového tonu shodně u plantárních flexorů nohy. Tento výsledek byl přitom i statisticky významný - Wilcoxonův párový test: $p \leq 0,03125$ (bodování 1+ hodnoceno jako 1,5). U pacienta č. 2 byl snížen zároveň také tonus flexorů kolene, u pacienta č.3 adduktorů kyčle a u pacienta č.5 tonus extenzorů kolene.

Tabulka 28 Spasticita – souhrnné výsledky

Ashworth Scale Modified 1. ⇔ 2. vyšetření	Plantární flexory	Extenzory kolene	Flexory kolene	Adduktory kyčle
Pacient č.1 : PDK	2 → 1+			
Pacient č.2 : LDK	2 → 1+		1+ → 1	
Pacient č.3 : PDK	2 → 1+			1+ → 1
Pacient č.4 : PDK	3 → 2			
Pacient č.5 : PDK	2 → 1+	2 → 1+		
Pacient č.6 : PDK	3 → 2			

Rovnováha - Berg Balance Scale**Tabulka 29 Rovnováha – funkční schopnosti: souhrnné výsledky**

BERG BALANCE SCALE	Vyšetření č.1	Vyšetření č.2
Pacient 1	34	47
Pacient 2	32	42
Pacient 3	40	50
Pacient 4	29	38
Pacient 5	43	52
Pacient 6	10	17
Průměrné celkové skóre testu	31	41
Wilcoxonův párový test (p)	$p \leq 0,03125$	

V celkovém hodnocení vidíme zlepšení u parametru rovnováhy při testování funkčních dovedností – celkového skóre Berg Balance Scale. Toto skóre se zlepšilo shodně u

všech pacientů, v průměru za všech šest probandů se skóre zvýšilo o 10 bodů (viz tabulka). Maximálního bodového ohodnocení (4 body) dosahovali pacienti převážně v první části testu, který je zaměřen na činnosti přímo nacvičované při terapii: vstávání ze sedu, posazování, stabilitu stoje. Vidíme však i posun v hodnocení druhé části testu, zaměřeného na stabilitu při zvládnání těžších funkčních dovedností (viz Metodika).

Při hodnocení Wilcoxonovým párovým testem bylo prokázáno statisticky významné zlepšení skóre Berg Balance Scale při $p \leq 0,03125$ (hladina významnosti = 0,05 = 5%).

Dotazníková metoda

Tabulka 30 Hodnocení parametrů kvality života – souhrnné výsledky

Průměrné výsledné hodnoty (celkově za 6 probandů)	Vyšetření 1	Vyšetření 2
PDQ – kognitivní deficit – total skóre	24	14
MFIS – vnímaná únava – total skóre	45	39
PES – vnímaná bolest – total skóre	16,3	16,0
MHI – duševní zdraví – total průměr	3,7	3,9

U všech sledovaných parametrů bylo prokázáno zlepšení v celkovém skóre, ale nikoliv statistická významnost ($p > 0,05$ u hodnocení změn skóre jednotlivých testů). Nejvíce byl u hodnocení všech probandů zlepšen **parametr PDQ – kognitivní deficit** – v průměru o 10 bodů. Celkem 4 probandi vykázali pozitivní změnu zároveň i u všech zjišťovaných podskupin tohoto skóre. Jeden proband (č.1) měl totožné parametry v obou měřeních. Proband č.6 měl shodné celkové skóre, jeden z dílčích parametrů byl zlepšen a jeden zhoršen. Ze zjišťovaných podskupin byl největší pozitivní efekt u hodnocení pozornosti – tj. zlepšení pozornosti u pěti probandů, u jednoho shodná hodnota v obou měřeních. **Parametr MFIS – vnímaná únava a její vliv na denní aktivity** – byl v průměru zlepšen oproti 1.vyšetření o 6 bodů. Pět probandů vykázalo zlepšení v celkovém parametru a minimálně v jedné z hodnocených podskupin. Jeden z pacientů (č.6) se v celkovém parametru zhoršil. Nejčastěji byla kladně hodnocena podskupina kognitivní složka únavy – tj. zlepšení kognitivního vnímání únavy a méně výrazný vliv na denní aktivity. Zde byla pozitivní změna při 2.vyšetření u pěti probandů, jeden proband (č.6) měl tuto hodnotu beze změny.

V parametru vnímané bolesti – PES skóre byl zaznamenán pozitivní posun při 2.vyšetření v průměru o 0,3 bodu v celkovém skóre. Celkem tři probandi uváděli v

dotazníkovém vyšetření po terapii menší vliv bolesti na denní aktivity, náladu a chování, u dvou bylo naopak zaznamenáno zhoršení skóre a jeden proband (č.6) měl zcela totožný výsledek s 1.vyšetřením. U parametru **MHI – duševní zdraví** se průměrná hodnota výsledného skóre změnila ve 2.vyšetření číselně o 0,2 ve smyslu pozitivního hodnocení parametru. Celkem čtyři probandi zaznamenali zlepšení celkového skóre MHI (total průměr). U pěti probandů se projevilo zlepšení alespoň v jedné (častěji ve více) z hodnocených podskupin. Pacienti přitom nejčastěji uváděli, že lépe ovládají své emoce a chování, zlepšilo se i celkové pozitivní naladění (pozitivní afekt) a naopak ustoupila deprese. Pouze u probanda č.6 došlo ke zhoršení ve všech hodnocených podskupinách i v celkovém parametru.

2. Souhrnné výsledky paraklinických testů

FootScan **Tabulka 31** Parametry stability stoje – souhrnné výsledky

VÝSLEDKY MĚŘENÍ FOOTSCAN	TEST ROMBERG TYP STOJE	max Δx (mm) boční		max Δy (mm) předozadní		celková dráha (mm) COP / 30s	
		měření 1	měření 2	měření 1	měření 2	měření 1	měření 2
PACIENT 1	STOJ 1 ss-oo	3,61	3,61	8,02	4,79	288,28	141,23
	STOJ 2 ss-zo	9,43	3,78	23,73	18,47	309,26	184,31
	STOJ 3 us-oo	9,43	7,21	14,97	12,39	264,66	156,77
	STOJ 4 us-zo	41,40	25,20	18,46	32,49	433,40	336,33
PACIENT 2	STOJ 1 ss-oo	20,43	19,90	41,68	48,64	901,97	1114,41
	STOJ 2 ss-zo	193,70	20,42	159,94	38,35	4285,07	1249,80
	STOJ 3 us-oo	121,17	93,52	106,34	105,47	3717,12	2816,31
	STOJ 4 us-zo	120,45	117,26	68,84	127,66	3620,17	3459,30
PACIENT 3	STOJ 1 ss-oo	16,98	6,97	22,57	14,75	367,89	225,01
	STOJ 2 ss-zo	31,61	13,51	67,18	17,42	1282,48	258,55
	STOJ 3 us-oo	47,96	18,55	43,82	20,54	1566,19	215,10
	STOJ 4 us-zo	84,65	24,48	133,94	31,45	2662,40	454,98
PACIENT 4	STOJ 1 ss-oo	20,09	15,93	24,89	21,72	575,55	552,04
	STOJ 2 ss-zo	32,38	23,64	54,52	49,95	1266,25	1424,70
	STOJ 3 us-oo	20,10	37,69	33,65	52,17	654,51	1057,50
	STOJ 4 us-zo	29,26	38,98	32,88	55,48	939,32	1317,36
PACIENT 5	STOJ 1 ss-oo	23,63	11,00	34,51	17,85	450,14	234,80
	STOJ 2 ss-zo	23,02	8,49	40,28	16,57	452,09	259,37
	STOJ 3 us-oo	15,97	12,78	22,84	19,73	326,35	201,73
	STOJ 4 us-zo	18,35	19,00	42,99	23,32	357,68	306,35
PACIENT 6	STOJ 1 ss-oo	9,89	6,37	8,13	6,24	179,66	177,68
	STOJ 2 ss-zo	126,14	16,74	99,61	35,41	924,36	287,05

stoj 1: ss-oo = široký postoj, otevřené oči **stoj 3:** us-oo = úzký postoj, otevřené oči

stoj 2: ss-zo = široký postoj, zavřené oči **stoj 4:** us-zo = úzký postoj, zavřené oči

Pozitivní změna u měření č.2 (maximální výchylky, celková dráha COP) **tučným písmem**

Z tabulky hodnocení maximálních absolutních výchylek center of pressure (COP) pomocí zařízení FootScan vyplývá, že u všech probandů byla v měření č.2 zaznamenána oproti měření č.1 pozitivní změna:

- zmenšení maximální absolutní výchylky v ose y – předozadní
- zmenšení maximální absolutní výchylky v ose x – boční

Tyto změny charakterizují zvýšení stability stoje u měření č.2. Jednoznačně pozitivní odezvu v hodnocených parametrech u všech typů stoje – změny maximální výchylky COP ve směru předozadním i bočním - vykazuje pacient č.3, jinak se zastoupení změn u jednotlivých probandů odlišuje. Podmínka zlepšení parametrů min. u nadpoloviční většiny, tj, 4 pacientů, byla splněna. Mírně přitom u všech typů stoje převažuje pozitivita nebo shoda při měření výchylky COP v bočním směru nad změnou výchylky předozadní (viz tabulka). Statisticky významné zlepšení bylo prokázáno Wilcoxonovým párovým testem pouze u stoje 2: ss-zo: v případě změny boční a předozadní výchylky COP shodně při $p \leq 0,03125$ (hladina významnosti = 0,05 = 5%). Ke hranici statistické významnosti se blíží i parametr změny maximální boční výchylky u stoje 1: ss-oo, konkrétně při $p \leq 0,0625$. U všech pacientů jsou na softwarovém výstupu patrné změny celkové dráhy COP za dobu 30s a také změny v zatížení plosek nohou. Ty korespondují s dosažením stabilnějšího postoje při měření č.2 (jde hlavně o rovnoměrnější zatížení obou DKK, zátěž na fyziologických místech opory apod.). Příklad kompletního softwarového výstupu u vybraných probandů je uveden v části Přílohy.

3D kinematická analýza – parametry dolní končetiny při krokovém cyklu

Metodou 3D kinematické analýzy byly sledovány dva parametry: flexe v kolenní kloubu jedné dolní končetiny při švihové fázi krokového cyklu a celková plynulost chůze. Zároveň byly v intraindividuálním srovnání popsány charakteristické rysy pacientovy chůze, případně jejich změna (viz Metodika). U parametru flexe v kolenní kloubu byl prokázán posun směrem k běžnému fyziologickému rozsahu v dané fázi krokového cyklu. Mírné zvětšení flexe ve švihové fázi vykazala polovina probandů. Dva ze sledovaných probandů (č.4, č.5) žádné zlepšení nezaznamenali a proband č.6 se v tomto parametru při 2.měření zhoršil. Z grafického znázornění plynulosti chůze vyplývá mírné zlepšení tohoto parametru při 2.měření. Celkem 4 pacienti vykazovali po terapii menší oscilace prostorových rychlostí daných bodů na dolní končetině v průběhu krokového cyklu, které svědčí o větší plynulosti pohybu. Nebyly však zaznamenány u všech sledovaných bodů. Výsledky 3D kinematické analýzy souvisejí s narušením celkového pohybového stereotypu u pacientů a stability při chůzi.

6 Diskuse

Potíže se zajištěním posturální stability jsou u pacientů s RS dlouhodobě známým faktem. Zajímavé je, že k porušení rovnovážných strategií, které slouží i k ochraně před pádem, dochází už v době, kdy je onemocnění sice diagnostikováno, ale má jen minimální klinický projev. Například ve studii posuzující poruchy rovnováhy (při chůzi a testu funkčního dosahu ve stoji) u pacientů s EDSS 0-2,5 byla již zjištěna pomalejší chůze – s kratším krokem, prodlouženou fází dvojí opory, porušením koordinace svalů v oblasti hlezenního kloubu a také horší stabilita ve stoji (Martin et al., 2006).

V praktické části této diplomové práce byli sledováni pacienti s výrazně vyšším skóre disability, v rozmezí 3,5 – 6,5 dle EDSS, a navíc ve fázi progresse onemocnění (nebo s očekávaným přechodem do stádia chronické progresse). Není tedy nijak překvapující, že jejich motorický projev včetně zajištění posturální stability byl narušen mnohem více. Tento fakt potvrzují i autoři studie na statisticky významnějším vzorku pacientů: práce srovnávající míru porušení rovnováhy u 124 nemocných s RS (remitentní forma, primární nebo sekundární progresse), prokazuje u pacientů s progresivní formou výrazně horší výsledky, a tedy i větší riziko pádů, než u pacientů s formou remitentní (Soyuer, Mirza & Erkorkmaz, 2006).

Její autoři k hodnocení zároveň využívají obdobného klinického testu stoje, který byl proveden v této diplomové práci paraklinicky na FootScan – modifikaci stoje s otevřenými a zavřenými očima. Zatímco uvedená studie nezjistila u pacientů s RS (u žádného ze sledovaných typů) v porovnání s kontrolní skupinou zdravých lidí významný rozdíl v zajištění stabilního stoje se zavřenými očima, výsledky získané v této práci naznačují jiný trend. Statisticky signifikantní rozdíl ($p \leq 0,03125$) ve srovnání obou výstupních měření u všech 6 pacientů byl dosažen právě u normálního stoje se zavřenými očima – u max.výchylky COP ve směru bočním i předozadním. Pacienti tedy měli problém se stabilitou už v tomto typu stoje, a dokonce výrazný. Byli však pravděpodobně sledováni opět pacienti s větším klinickým projevem onemocnění – hlavně cerebellární symptomatologie a syndromu zadních provazců. Domnívám se také, že testování parametrů stoje na měřicím zařízení je přesnější metodou než pouhé klinické hodnocení, které použili autoři zmíněné studie.

Změny výchylek COP po terapii byly navíc v případě „našich“ pacientů zřetelné i u všech ostatních typů stoje. Velké výchylky COP ve stoji zejména u pacientů s převahou ataxie (ve srovnání se skupinou spastických pacientů a zdravou kontrolní skupinou) prokazuje také francouzská studie (Rougier, Thoumie, Cantalloube & Lamotte, 2007). Testována byla

skupina 27 pacientů s RS paraklinicky, pomocí stabilometrie. Autoři studie zdůrazňují, že u této diagnózy se nejedná pouze o porušení eferentního nervového vedení z CNS, tedy myelinu a axonů náležejících k motorického systému, ale také o deficit senzorický (dle rozsahu poškození souvisejících drah). Uvádějí, že hodnocení posturální stability stoje pomocí sledování výchylek COP a jeho dráhy na stabilometrické plošině je velmi dobrou metodou k prokázání sensomotorického deficitu u těchto pacientů.

Nicméně uvedená měření nemusí mít ještě dostatečnou ekologickou validitu, protože pacienta do značné míry zatěžují (motorická laboratoř nebývá součástí vybavení RS centra) a nevypovídají o jeho skutečných funkčních schopnostech. Proto je podle mého názoru v praxi vhodné doplnit tato objektivní měření jednoduchým, ale specifickým klinickým testem – v diplomové práci byl zvolen test Berg Balance Scale, běžně využívaný i u diagnózy RS a hodnotící rovnováhu právě z funkčního pohledu (Cattaneo, Jonsdottir & Repetti, 2007a). Test prokázal výrazné zlepšení u všech pacientů po terapii (v průměru o 10 bodů skóre) a zároveň byla tak i na tomto vzorku 6 pacientů zjištěna statistická významnost změny skóre. Tento fakt potvrzuje, že terapie na principu senzomotoriky může mít pozitivní dopad na běžné denní aktivity pacienta. Přestože pro jejich skutečné posouzení bychom potřebovali sledovat pacienta v delším časovém horizontu, a nikoliv jen při měření bezprostředně následujícím po terapii. Pozitivní změnu v Berg Balance Scale mohlo také částečně ovlivnit to, že některé testované funkce byly s pacienty v rámci prováděné terapie přímo „nacvičovány“ (například vstávání ze sedu, stoj a podobně). Tento výsledek je potvrzením, že sensomotorický přístup je zaměřen na ovlivnění funkčních limitů pacienta s RS a je pro něho významným přínosem.

Navíc stejná testovací baterie byla použita i v rozsáhlé pilotní studii, zabývající se právě efektem fyzioterapie na rovnováhu u pacientů s RS (Cattaneo, Jonsdottir, Zocchi & Regola, 2007b). Tato zatím nejaktuálnější dostupná studie využívá do značné míry shodný terapeutický program, tedy přístup s facilitací senzorických podnětů. Studie byla prováděna celkem u 44 pacientů s RS, rozdělených do tří skupin dle aplikované terapie. Ta měla za cíl jen „trénink“ motorických dovedností, nebo zároveň i facilitaci senzorické informace, nebo byla vzhledem ke stabilitě zcela nespecifická (jiné metody fyzioterapie). Nejlepších výsledků ve srovnání skóre Berg Balance Scale a dalších parametrů dosáhla právě skupina, u níž byl facilitován senzorický vstup (například doplněním cvičební řady o využití labilních ploch, cvičením s vyloučením zrakové kontroly a podobně). Efekt terapie využívající facilitace senzorického vstupu prokázala i studie zaměřená výhradně na pacienty s chronickou formou RS (Wiles et al., 2001). Autoři shodně uvádějí, že pro pacienta je klíčový biofeedback, tedy

zpětná vazba prostřednictvím terapeuta, který učí pacienta vnímat nastavení segmentů těla, včetně pocitu „středu“ svého těla a vědomé práce s těžištěm. Cvičební řada byla v podstatě vystavěna na principu senzomotoriky, stejně jako terapie v této práci.

Po dvouměsíční terapii na principu senzomotoriky byly změněny i funkce, které se zajištěním posturální stability nepřímo souvisejí: došlo ke snížení spasticity a nárůstu svalové síly na dolních končetinách. Tato změna byla i statisticky významná. Jednalo se přitom o svalové skupiny, které byly při cvičení opakovaně aktivně zapojovány – signifikantní výsledek dosažen u poklesu spasticity plantárních flexorů, nárůstu síly dorzálních flexorů nohy. K pozitivním změnám došlo přesto, že posilování svalů nebylo hlavním záměrem terapie a pohyb nebyl cvičen izolovaně. rovněž spasticita nebyla ovlivněna lokální terapií, ale prostřednictvím komplexního neurofyzilogického přístupu před zahájením cvičení (placingem dle Bobatha). Výsledky tedy prokazují, že senzomotorická řada cvičení neovlivnila jenom posturální stabilitu, ale měla pravděpodobně vliv i na sílu svalů a tonus. Podle mého názoru tak zmírnění svalového tonu dosáhneme i přímo modifikací senzomotorického vstupu v průběhu senzomotorického cvičení. Efekt mohl být podpořen zejména cvičením na labilních plochách včetně posturomedu. Možnost takového „nepřímého“ ovlivnění spastického hypertonu naznačuje například i Pavlů: „Zmírnění spasticity může být často dosaženo nepřímo, tj. primárním ovlivněním jiných motorických poruch, než je spasticita sama.“ (Pavlů, 1999, 141). Autorka zároveň dodává, že redukce spasticity nemusí ještě znamenat zlepšení volní motoriky. Také změna obou parametrů (spasticity a svalové síly) v této práci nasvědčuje faktu, že pro motorickou funkci paretické dolní končetiny není důležitá výhradně svalová síla nebo zmenšení spasticity, ale především koordinované zapojení svalů ve více kloubech.

Pokud se tedy pokusíme zapojit svaly při takovém cvičení, které bude vyžadovat současnou práci různých, i velmi vzdálených svalových skupin, zlepšíme koordinaci svalů a tím i ostatní parametry. Naopak terapeutický vstup, zaměřený výhradně na posilování svalů, nemůže mít větší efekt a neovlivní ani posturální stabilitu. Tento předpoklad potvrzuje i jedna ze studií, které byly na dané téma u pacientů s roztroušenou sklerózou zpracovány. Efekt posilování svalů dolních končetin na posturální stabilitu pacientů ve stoji zkoumali DeBolt & McCubbin (2004). Celkem 19 nemocných s RS bylo instruováno k domácímu cvičení (zahřívací fáze, posilování, strečink) s frekvencí 3x týdně po dobu dvou měsíců. V kontrolní skupině bylo 17 pacientů, kteří neměnili své zvyky a vykonávali pouze běžné denní aktivity. Byla aplikována stabilometrie před a po cvičení (měření předo-zadních a bočních výchylek

COP ve stoji spolu s rychlostí výchylek). Přestože byl prokázán nárůst svalové síly na dolních končetinách u cvičící skupiny versus necvičící, vliv na stabilitu ve stoji silový trénink neměl.

Větší či menší efekt u různých studií, které se striktně zaměřily na jednu metodu, ukazuje, že jediná správná cesta pro ovlivnění rovnováhy neexistuje. V případě roztroušené sklerózy přitom nenacházíme mnoho studií, které by specificky sledovaly skupinu pacientů s chronickou progresí. Byl například prokázán efekt terapie na principu Bobath konceptu na zlepšení stability i chůze u RS (Smedal et al., 2006), terapie byla však experimentálně vedena jen na vzorku dvou pacientů s remitentní formou nemoci. V pilotní studii byl také prokázán efekt fyzioterapie na snížení projevů ataxie u pacientů s RS (Armutlu, Karabudak & Nurlu, 2001). Autoři však většinou sami dodávají, že považují za nejlepší volbu spíše kombinaci fyzioterapeutických technik s individuálním cílením na jednotlivé pacienty.

Ani záměrem této diplomové práce není uvádět sensomotorický přístup jako jediný možný pro ovlivnění stability u diagnózy RS. Tato forma terapie je však na základě mé zkušenosti (zatím velmi časově limitované) u pacientů velmi vhodná. Výrazně podporuje aktivní přístup pacienta, který může jednotlivé prvky provádět později i bez korekce terapeutem. To je u roztroušené sklerózy opravdu nezanedbatelným faktorem (ze vzorku 6 pacientů docházel pouze jeden pacient na ambulantní terapii samostatně, ostatní potřebovali doprovod). Při fyzioterapii navíc dochází k ovlivnění propriocepce, taktilního vnímání a tím pravděpodobně i ke změně stereognostické funkce - senzomotorika „začíná“ u svalů nohy, ale pracuje s celým tělem. Také tento přístup má však svoje limity. Je především nutné, aby cvičení probíhalo po delší dobu, aby byl pacient nejen schopen naučit se novým pohybům, ale ty také stačily přejít do fáze, kdy budou prováděny zcela mimovolně. To jediné může narušit jeho chybný stereotyp, fixovaný po celé roky a používaný každý den. Tento faktor je podle mého názoru ještě výraznější v případě chůzového automatismu.

Právě u ovlivnění parametrů chůze měla aplikovaná terapie menší efekt, než původní hypotéza předpokládala. Terapeutická řada na senzomotorickém podkladu sice obsahovala prvky, uplatňující se v krokovém cyklu (například facilitaci nároku dolní končetiny), změny kinematiky chůze jsou ale patrné spíše v podrobném intraindividuálním srovnání. Konkrétně byl u třech pacientů po terapii zlepšen parametr flexe v koleni ve švihové fázi krokového cyklu a větší plynulost chůze naznačena u čtyř pacientů.

Výsledek 3D kinematické analýzy mohlo ovlivnit více faktorů. Především chůze je velmi specifickým motorickým projevem člověka a její intraindividuální variabilita u pacientů

s RS skutečně velká. S větší pravděpodobností by se tedy celkový trend změny u daných parametrů chůze mohl skutečně ukázat jen u velkého vzorku pacientů.

Senzomotorika je určitě jedním z přístupů, který může vést k ovlivnění chůze. Je známým faktem, že pro lokomoci je třeba kvalitní senzorický vstup z periferie i posturální zajištění při pohybu. Výzkumy však také ukazují, že nejvýrazněji ovlivňuje chůzi centrální nervový systém a nikoliv míšní automatismy, jak bylo předpokládáno dříve. Takzvané „central patterns“, tedy určité pohybové vzory na úrovni CNS (v podkorové úrovni zapojení mozečku a retikulární formace mozkového kmene) „řídí“ chůzový automatismus, tedy i plynulé střídání fází krokového cyklu, automatickou aktivaci svalů v daných fázích a podobně (Shumway-Cook & Woollacott, 2007). Charakter onemocnění RS naznačuje, že je porušena i tato integrace na centrální úrovni. Terapie, která zlepší senzorický vstup, tak ještě nutně nemusí změnit celé řízení tak složité funkce, jakou je chůze. Ani zlepšení celkové stability, parametrů svalové síly či spasticity nemusí být pro změnu chůze dostačující. Těžko totiž můžeme stoprocentně tvrdit, že hlavní problém pacienta s RS při chůzi je více v koleni nebo v jiném kloubu, je to více spasticita nebo paréza. Spíše je to vždy spojení různých vlivů. Příčinou, která může mít tak variabilní obraz, je u centrálních poruch hybnosti narušení supraspinálních drah. A chybný stereotyp chůze je pouze jedním z jeho projevů.

Dalším faktorem, který podle mého názoru hraje u terapie poruch chůze velkou roli, je právě již zmiňovaná doba trvání terapie, která by měla vést k „nabourání“ fixovaných stereotypů. V případě roztroušené sklerózy jsem nenalezla adekvátní studie, které by se tímto časovým faktorem vůbec zabývaly. Na základě výsledků této práce a výše zmiňovaných neurofyziologických aspektů řízení motoriky a chůze předpokládám, že při terapii v delším časovém horizontu by mohlo dojít k významnějšímu zlepšení sledovaných parametrů chůze.

U pacientů s RS se poměrně často stanovuje schopnost chůze na čas jako doplněk neurologického vyšetření. V rámci testovací baterie Multiple Sclerosis Functional Composite, jejíž součástí je test Timed 25-foot walk (chůze na vzdálenost 7,5m/čas v sekundách), tak lékaři vlastně určují schopnost funkčního „dosahu“ chůze, vypovídající o disabilitě pacienta. Tento test a další podobné škály mají při analýze chůze omezenou výpovědní hodnotu, a to především při sledování efektů rehabilitace a fyzioterapie na chůzový mechanismus u pacientů s neurologickým postižením. Kolik nám toho může napovědět o charakteru chůze údaj v sekundách, a kolik můžeme vyčíst z 3D kinematické analýzy s videozáznamem? Jedině takovéto pozorování chůze pacienta nám může poskytnout dobrou informaci o stereotypu jeho

pohybu a kompenzačních mechanismech, které používá. Proto jsem tuto metodu volila i pro svoji práci s pacienty.

Dalším faktorem, který musíme při hodnocení efektu jakékoliv terapie mít na paměti, je aktivní spolupráce pacienta. V případě senzomotorického cvičení máme opět nezanedbatelnou výhodu – dovednosti, které pacienta učíme, mohou totiž postupovat určitou řadou vpřed. To je důležité, protože cvičení by mělo být pro pacienta výzvou - neměl by mít pocit, že přešlapuje stále na místě. Potom bychom „se“ totiž vystavovali riziku, že pacienta terapie nebude motivovat a cvičit zkrátka přestane. Spolupráce pacienta však stejně zůstává faktorem, který úplně neovlivníme a ani nemáme šanci přesně zhodnotit.

Aktivita pacienta, požadovaná při terapii na principu sensomotoriky, se tak může paradoxně stát i jednou z hlavních nevýhod této terapie. Pokud budeme totiž chtít dostatečně nový pohyb zafixovat, musíme trvat na tom, aby pacient cvičil i doma. V případě RS zde však svoji roli ve velké míře sehrává psychika a „běžná“ obava z pádu, když bude pacient cvičit sám. Na počátku terapie jsem od pacientů také slyšela větu ve smyslu: „Lčím se už dlouho a pochybuji, že můj stav se může nějak zlepšit.“ Pokud je pacient takto předem negativně motivován, je práce terapeuta o to těžší. U roztroušené sklerózy však musíme s podobným přístupem pacientů počítat snad i více, než kde jinde.

V subjektivním hodnocení parametrů kvality života: vnímání únavy, bolesti, kognitivního deficitu a duševního zdraví, nebyla v této práci prokázána statisticky významná změna v jejich hodnocení po terapii. Je však velmi pravděpodobné, že při komplexní neurorehabilitaci u většího vzorku pacientů by mohlo dojít ke zlepšení těchto parametrů i při statistickém srovnání. Dokládají to pozitivní výsledky při sledování kvality života (včetně bolesti, únavy, psychické funkce, vitality a sociální role) u skupiny 58 pacientů s roztroušenou sklerózou, získané po 6-ti týdenním fyzioterapeutickém programu (Patti et al., 2002). Někteří autoři dokonce uvádějí, že pozitivní efekt neurorehabilitace na tyto subjektivní parametry může přetrvat i několik měsíců po skončení terapie (Kesselring & Beer, 2006). Také tato diplomová práce ukazuje částečné zlepšení všech sledovaných parametrů kvality života v intraindividuálním srovnání, zejména hodnocení vnímání kognitivního deficitu. Lepší výsledek celkového skóre byl prokázán u čtyř pacientů, v hodnocení podskupiny „pozornost“ u 5 pacientů, v celkovém průměru se skóre zlepšilo o 10 bodů. Uvedený parametr je přímo spojován se zajištěním posturální stability (Woollacott & Shumway-Cook, 2002; Lord & Rochester, 2007). Je proto podle mne pozitivní, že se subjektivní hodnocení kognitivních funkcí zlepšilo ve spojitosti s takto cílenou terapií, na principu senzomotorické stimulace.

7 Závěry

Cílem praktické části této práce bylo ověření celkem pěti hypotéz. Ty předpokládaly vliv dvouměsíčního individuálně vedeného fyzioterapeutického programu na změnu určených parametrů. Fyzioterapie byla založena na principu senzomotorického učení a neuroplasticity centrálního nervového systému. Sledována byla skupina 6 pacientů s roztroušenou sklerózou mozkomíšní (RS). Hodnocené parametry souvisely přímo či nepřímo se zajištěním celkové posturální stability a také s kvalitou života pacientů, respektive s jejich aktivitami během dne.

K ověření hypotéz byla použita metodika, zahrnující dva typy klinických a paraklinických testů, shodně prováděných před a po terapii. Jednotlivé testovací baterie umožnily hodnotit u pacientů „úkoly“ vyžadující dobrou posturální kontrolu, a to jak ve statické, tak i v dynamické situaci. V longitudinálním sledování umožnily rovněž subjektivní hodnocení limitujících faktorů, daných specifikou onemocnění RS, jejich vlivu na běžné denní aktivity, a následné posouzení změn v hodnocení po terapii.

Podstatou hodnocení bylo intraindividuální srovnání před a po terapii. Všechny parametry s výjimkou kvalitativního sledování parametrů chůze pomocí 3D kinematické analýzy byly navíc hodnoceny i statisticky (Wilcoxonovým párovým testem).

Z výsledků práce vyplývá, že po dvouměsíční fyzioterapeutické intervenci na podkladě senzomotorické stimulace (LTV na neurofyziologickém podkladě) se u pacientů při následném kontrolním testování projeví tyto změny v daných parametrech:

1) zlepšení parametrů hodnotících rovnováhu ve stoji i při funkčních dovednostech

(FootScan, Berg Balance Scale)

stabilita stoje: zmenšení maximálních výchylek center of pressure (COP) v bočním i předozadním směru u všech typů stoje (prokázáno intraindividuálním srovnáním dvou měření u všech pacientů, zastoupení změn se u jednotlivých typů stoje lišilo). Statistická významnost u stoje č.2:ss-zo v případě obou směrů výchylek COP při $p \leq 0,03125$.

funkční dovednosti: statisticky významná změna celkového skóre testu Berg Balance Scale při $p \leq 0,03125$ (hladina významnosti = 0,05 = 5%). Skóre zlepšeno u všech pacientů, v celkovém průměru o 10 bodů.

Hypotéza č. 1 byla potvrzena.

2) zlepšení parametrů nepřímo stabilitu ovlivňujících: svalové síly a spasticity

svalová síla: u změny skóre testu Motricity Index pro testovanou dolní končetinu prokázáno statisticky významné zlepšení při $p \leq 0,03125$. Svalová síla zlepšena u všech pacientů, min. u jedné svalové skupiny DK (dorzálních flexorů nohy, flexorů kyčle).

spasticita: v testu Ashworth Scale Modified prokázáno snížení tonu min. u jedné svalové skupiny testované dolní končetiny u všech pacientů – skupina plantárních flexorů nohy. Statistická významnost této změny prokázána při $p \leq 0,03125$.

Hypotéza č.2 byla potvrzena.

3) zlepšení parametrů krokového cyklu (3D kinematická analýza)

V intraindividuálním srovnání parametrů testované dolní končetiny při krokovém cyklu - dosaženého stupně flexe v kolenu ve švihové fázi cyklu / plynulosti chůze, došlo ke zlepšení celkem u poloviny/ čtyř pacientů.

Změna nebyla dostačující pro potvrzení hypotézy č.3.

4) zlepšení parametrů kvality života: únavy, bolesti, duševního zdraví (dotazníky)

Pozitivní změna prokázána při výstupním hodnocení po terapii v celkovém skóre u všech parametrů: MFIS – únava u 5 pacientů, PES – bolest u 3 pacientů, MHI – duševní zdraví celkem u 4 pacientů. Průměrná výsledná hodnota skóre (za 6 pacientů) se zlepšila u všech parametrů, změna nebyla statisticky významná ($p >$ hladina významnosti = 0,05 = 5%).

Změna nebyla dostačující pro potvrzení hypotézy č.4.

5) zlepšení parametru kvality života: kognitivní deficit (dotazník)

Dotazníková metoda, srovnávající vnímání kognitivního deficitu a jeho vliv na denní aktivity, prokázala zlepšení průměrného výsledného skóre o 10 bodů při 2.vyšetření. Přitom celkem u 4 pacientů bylo zlepšeno nejen celkové skóre, ale i všechny jeho dílčí hodnoty. Statistická významnost změny nebyla prokázána ($p >$ hladina významnosti = 0,05 = 5%).

Změna nebyla dostačující pro potvrzení hypotézy č.5.

Pomocí klinických a paraklinických testů se potvrdily dvě z daných hypotéz, tři nebyly v dostatečné míře prokázány, resp. změny parametrů nebyly statisticky významné.

8 Souhrn

Diplomová práce se zabývá problematikou narušené posturální stability u nemocných s roztroušenou sklerózou mozkomíšní (RS). Podkladem tohoto závažného neurologického onemocnění je autoimunitní zánět bílé hmoty centrálního nervového systému. Rozmanité klinické symptomy zásadním způsobem zasahují do motorického projevu a řízení pohybu na úrovni CNS, včetně posturální kontroly. Důsledkem je špatné zajištění rovnováhy ve statické i dynamické situaci, tedy nestabilní stoj či sed, potíže při chůzi, přesunech a s tím související riziko pádů. Nedostatečná posturální stabilita tak může omezit denní aktivity pacienta a vést k prohloubení jeho disability. Proto se práce zaměřuje na popis těchto porušených funkcí, z hlediska teoretického, i z pohledu fyzioterapie v praxi.

První část práce mapuje terminologii posturálního systému a jeho řízení, zabývá se biomechanickým a anatomickým podkladem. Popisuje faktory normálního stoje a chůze, kdy složka posturální vytváří základní rámec pro pohyb. S důrazem na symptomatiku a narušení funkčních schopností pacienta je charakterizováno onemocnění RS. Jsou popsány abnormální projevy a kompenzační mechanismy, používané pacienty ve stoji, při vstávání ze sedu a při chůzi. Obsahem teoretické části je i popis terapie na principu senzomotorické stimulace, která byla prováděna v praxi.

V metodice práce je přiblížena intraindividuální studie u skupiny šesti pacientů s diagnózou RS. Pacienti s průměrnou tíží postižení dle EDSS skóre = 5, věkovým průměrem 43 let a trváním onemocnění přes 5 let spolupracovali na dvouměsíčním fyzioterapeutickém programu s cílem ovlivnění stability ve stoji a souvisejících parametrů. K posouzení terapie byly použity klinické testy hodnotící svalovou sílu, spasticitu, rovnováhu a paraklinické testy - FootScan a 3D kinematická analýza. Dále byla využita dotazníková metoda pro subjektivní hodnocení parametrů kvality života: únavy, bolesti, duševního zdraví a kognitivních funkcí. Bylo provedeno intraindividuální srovnání výsledků a statistické vyhodnocení.

Z celkem pěti hypotéz, předpokládajících zlepšení uvedených parametrů po terapii, byly dvě potvrzeny. Byl tak prokázán vliv aplikovaného fyzioterapeutického programu na rovnováhu ve stoji a při testovaných funkčních dovednostech. Také byla prokázána jeho souvislost se zlepšením síly a spasticity svalových skupin na dolní končetině. Změny zbývajících parametrů – hypotézy 3 – 5 potvrzeny nebyly, přesto se však v intraindividuálním srovnání ukazuje určitý posun těchto parametrů, respektive jejich zlepšení po terapii.

9 Summary

This diploma thesis aims to describe abnormal postural stability in patients with diagnosis Multiple Sclerosis (MS), from theoretical and also practical point of view.

MS is serious autoimmune neurological disorder affecting central nervous system. Various clinical symptoms interfering with motor and postural system's control and causing disturbed balance in static and dynamic situation, e.g. in stance or sitting, during gait and transfers. This kind of problem can alter normal daily activities and leads to increased disability in patients suffering from MS. There are also many other symptoms: fatigue, pain, cognitive dysfunction, psychical problems, spasticity, muscle weakness and so on.

First part of this study is mapping the theoretical principles of normal and abnormal postural control, including anatomy, neurological factors and compensatory mechanisms used in stance and during locomotion. Also includes the MS disorder characteristics and theoretical baseline for applied physiotherapy.

The methodics brings in parameters stated for the intraindividual study: group of 6 patients - age 43, EDSS score 5 and MS duration over 5 years on average. The two-month course of out-patient physiotherapy based on sensomotor learning was provided. The target was to improve balance in stance, during functional tasks and other related parameters. For evaluating the battery of clinical and paraclinical tests – FootScan and 3D kinematic analysis - as well as statistic method were used. Essential part of this study was also questionnaire method for the subjective parameters assessing quality of life.

Five hypothesis were stated, which assumed improving all parameters after the course of physiotherapy. Two hypothesis matched the expectation: it was proved that physiotherapy had significant impact on the balance in stance and during functional tasks. Also this program had an positive influence on muscle strength and spasticity of lower limb tested. Three hypothesis were not clearly proved, but the intraindividual comparison also indicates relationship between these parameters and applied physiotherapy.

10 Použitá literatura

- ALTMAN, D.G. *Practical statistics for medical research*. London: Chapman and Hall, 1991. 650 s. ISBN 10:0412276305.
- AMBLER, Z. et al. *Klinická neurologie: I. Část obecná*. Ambler Z.; Bednařík J., Růžička E. Praha: Triton, 2004. 975 s. ISBN 80-7254-556-6.
- ARMUTLU, K., KARABUDAK, R., NURLU, G. Physiotherapy approaches in the treatment of ataxic multiple sclerosis: a pilot study.. *Neurorehabil Neural Repair*. 2001, vol. 15, no. 3, s. 203-211.
- BERG, K., WOOD-DAUPHINEE, S., WILLIAMS, J.I. The balance scale: reliability assessment with elderly residents and patients with an acute stroke. *Scand J Rehabil Med*. 1995, vol. 27, no. 1, s. 27-36.
- BOBATH, B. *Hemiplégia dospelých : vyhodnotenie a liečba*. Bratislava: Liečreh, 1997. 175 s. Metodika v rehabilitácii. ISBN 80-967383-4-8.
- BOHANNON, R.W., SMITH, M.B. Interrater reliability of a modified Ashworth scale of muscle spasticity. *Phys Ther*. 1987, vol. 67, no. 2, s. 206-207.
- CATTANEO, D., DE NUZZO C., FASCIA T., MACALLI M., PISONI I., CARDINI R. Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. *Arch Phys Med Rehabil*. 2002, vol. 83, no. 6, s. 864-867.
- CATTANEO, D., JONSDOTTIR, J., REPETTI, S. Reliability of four scales on balance disorders in persons with multiple sclerosis. *Disabil Rehabil*. 2007a, vol. 29, no. 24, s. 1920-1925.
- CATTANEO, D., JONSDOTTIR, J., ZOCCHI, M., REGOLA A. Effects of balance exercises on people with multiple sclerosis: a pilot study. *Clin Rehabil*. 2007b, vol. 21, no. 9, s. 771-781.
- CESARANI, A. *Vertigo and Dizziness Rehabilitation*. 1st edition. New York: Springer-Verlag, 1999. 243 s. ISBN 13: 978-3540.
- COULTHARD-MORRIS, L. *Multiple Sclerosis: Diagnosis, Medical Management and Rehabilitation*. Burks J.S., Johnson K.P. New York : Demos Medical Publishing, 2000. ISBN-13: 978-1888799354. Clinical and rehabilitation outcome measures, s. 221-290.

- CRAIK, R.L., OATIS, C.A. *Gait analysis : Theory and application* . St. Louis, USA : Mosby, 1995. 471 s. ISBN 0-8016-6964-2.
- CRENSHAW, S.J., ROYER, T.D., RICHARDS, J.G., HUDSON D.J. Gait variability in people with multiple sclerosis. *Mult Scler.* 2006, vol. 12, no. 5, s. 613-619.
- DAVIES, P.M. *Steps to follow: The Comprehensive treatment of patients with hemiplegia.* 2nd rev. edition. [s.l.] : Springer, 2000. 514 s. ISBN 978-3-540-60720-5.
- DE BOLT, L.S., MC CUBBIN, J.A. The effects of home-based resistance exercise on balance, power and mobility in adults with multiple sclerosis.. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004, vol. 85, no. 2, s. 290-297.
- DE LISA, J.A., et al. *Physical Medicine & Rehabilitation : Principles and Practice.* Vol. 2. [s.l.]: Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 0-7817-4130-0. Multiple Sclerosis, chapter 80, s. 1753-1767.
- DEMEURISSE, G., DEMOL, O., ROBAYE, E. Motor evaluation in vascular hemiplegia. *Eur Neurol.* 1980, vol. 19, no. 6, s. 382-389.
- DVOŘÁK, R. *Základy kinezioterapie.* Olomouc : Univerzita Palackého, 2003. 104 s. ISBN 80-244-0609-8.
- FÖLSCH, U.R., KOCHSIEK, K., SCHMIDT, R.F. *Patologická fyziologie.* Rokyta R., Mareš J. et al.. 1. vyd. Praha : Grada , 2003. 588 s. ISBN 80-247-0319-X.
- GÚTH, A., et al. *Liečebné metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov.* Bratislava : Liečreh Gúth, 2004. 468 s. ISBN 80-88932-16-5.
- HAVRDOVÁ, E. *Roztroušená skleróza.* Praha : Triton, 2002. 110 s. ISBN 80-7254-280-X.
- HAVRDOVÁ, E. Význam časně léčby roztroušené sklerózy mozkomíšní. *Neurologie pro praxi.* 2004a, č. 5, s. 291-294.
- HAVRDOVÁ, E., HORÁKOVÁ, D. Roztroušená skleróza. *Postgraduální medicína: Rubrika: Neurologie.* 2004b, č. 4, s. 382-390. [cit. 2007-08-20], Dostupný z WWW: <www.zdravotnickenoviny.cz/scripts/detail.php?id=162704>.
- HAVRDOVÁ, E. Terapeutický algoritmus u roztroušené sklerózy. *Neurologie pro praxi.* 2005, č. 3, s. 157-160.

- HORAK, F.B., MACPHERSON, J.M. (1996). Postural orientation and equilibrium. Handbook of Physiology: Exercise: Regulation and Integration of Multiple Systems (s.255-292). 1st edition. Shepherd B. Rowell, Loring Ed. Rowell, John T. Shepherd. New York : An American Physiological Society Book. ISBN 13: 978019509.
- CHIARI, L., ROCCHI, L., CAPPELLO, A. Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement. *Clinical Biomechanics* [online]. 2002, vol. 17, no.9-10 [cit.2007-12-17], s.666-677. Dostupný z WWW: <www.bertec.com/publications/research/papers_products/Chiari-Clinical%20Biomechanics-2002.pdf>.
- JANDA , V., VÁVROVÁ , J. Senzomotorická stimulace. *Rehabilitácia*. 1992, č. 25, s. 14-34.
- JANURA , M., et al. Application of a 3D videography in the analysis of gait : basic information. *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis : Gymnica* [online]. 1998, vol. 28 [cit.2008-01-06],s.25-32. Dostupný z WWW: <http://publib.upol.cz/~obd/fulltext/GYM28/Gymnica_28-3.pdf>.
- JANURA, M. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc : Univerzita Palackého, 2003. 84 s. ISBN 80-244-0644-6.
- JANURA, M., ZAHÁLKA, F. *Kinematická analýza člověka*. 1. vyd. Olomouc : Univerzita Palackého, 2004. 209 s. ISBN 80-244-0930-5.
- KAŇOVSKÝ, P., et al. *Spasticita : Mechanismy, diagnostika a léčba*. Praha : Maxdorf, 2004. 423 s. ISBN 80-7345-042-9.
- KAPTEYN, T.S., et al. Standardization in platform stabilometry being part of posturography. *Agressologie*. 1983, vol. 24, no. 7, s. 321-326.
- KESSELRING, J., BEER, S. Symptomatic therapy and neurorehabilitation in multiple sclerosis. *Lancet Neurol*. 2005, vol. 4, no. 10, s. 643-652.
- KESSELRING, J., BEER, S. *Textbook of neural repair and rehabilitation*. Vol. 2. Selzer M.E. et al.. Cambridge : Cambridge University Press, 2006. [cit. 2008-02-12] Dostupný z WWW: <<http://www.scribd.com/doc/1105223/Textbook-of-Neural-Repair-and-Rehabilitation>>. ISBN 13-978-0-521-85642-3. Multiple Sclerosis, s. 616-636.
- KOLÁŘ, P., LEWIT K. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. 2005, č.5, s.271-275.

- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů - diagnostika : Původní práce. *Rehab a fyz. lék.* 2006, č. 4, s. 155-170.
- KOLÁŘ, P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře - terapie : Původní práce. *Rehab a fyz. lék.* 2007, č. 1, s. 3-17.
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyzologie.* 2. vyd. Praha : Karolinum, 2002. 230 s. ISBN 80-246-0350-0.
- KURTZKE, J.F. Rating neurologic impairment in multiple sclerosis: an expanded disability status scale (EDSS). *Neurology.* 1983, vol. 33, no. 11, s. 1442-1452. [online]. [cit.2008-01-11]. Dostupný z WWW: <www.nationalmssociety.org/for-professionals/researchers/clinical-study-measures/fss-and-edss/download.aspx?id=257>.
- LIPPERTOVÁ-GRÜNEROVÁ, M. *Neurorehabilitace.* Praha : Galén, 2005. 350 s. ISBN 80-7262-317-6.
- LORD, S., ROCHESTER, L. Walking in the real world : Concepts related to functional gait. *NZ Journal of Physiotherapy.* 2007, vol. 35, no. 3, s. 126-130.
- MARTIN, C.L., PHILLIPS B.A., KILPATRICK T.J., BUTZKUEVEN H., TUBRIDY N., MC DONALD E., GALEA M.P. Gait and balance impairment in early multiple sclerosis in the absence of clinical disability. *Phys Ther.* 2006, vol. 86, no. 1, s. 66-76.
- MAYER, M. Paradoxy v neurokineziologii spastické chůze. *Rehab a Fyz. lék.* 2002, roč. 9, č. 2, s. 61-66.
- MEDVED V. Measurement of human locomotion. Boca Raton, US: CRC Press LLC. 2001. 255 s. ISBN:0-8493-7675-0.
- MERGNER, T., MAURER C., PETERKA R.J. A multisensory posture control model for human upright stance. *Prog Brain Res.* 2003, is. 142, s. 189-201.
- NATIONAL MULTIPLE SCLEROSIS SOCIETY. *MSQLI - Multiple Sclerosis Quality of Life Inventory : A user's manual.* The Consortium of Multiple Sclerosis Centers, Health Service Research Subcommittee. New York : National MS Society, 1997, neprodejné.
- NEVŠÍMALOVÁ , S., et al. *Neurologie.* Nevšimalová S.; Růžička E., Tichý J.. 1. vyd. Praha: Galén, 2002. 368 s. ISBN 80-7262-160-2.

- OTÁHAL , S., et al. Kompendium: Biomechanika / Geometrie lidského těla / Těžiště lidského těla. *Patobiomechanika a patokinesiologie pohybového ústrojí*. [online]. 2000 [cit. 2008-02-20]. Dostupný z WWW: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/geometrie_teziste.php>.
- PAGE, P. Sensorimotor training: A "global" approach for balance training. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2006, vol. 10, no. 1, s. 77-84.
- PATLA , A.E. Understanding the roles of vision in the control of human locomotion. *Gait Posture*. 1997, vol. 5, no. 1, s. 54-69.
- PATLA, A.E. Strategies for dynamic stability during adaptive human locomotion : Contributions of visual, vestibular and kinesthetic inputs to maintaining balance in complex environments. *Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE*. 2003, vol. 22, no. 6, s. 118-128.
- PATTI , F., CIANCIO , M.R., REGGIO, E. , LOPES R., PALERMO F., CACOPARDO M., REGGIO A. The impact of outpatient rehabilitation on quality of life in multiple sclerosis. *J Neurol*. 2002, vol. 249, no. 8, s. 1027-1033.
- PAVLŮ, D. Přístupy speciálních fyzioterapeutických konceptů k ovlivňování spasticity. *Rehab a Fyz Léč*. 1999, č. 4, s. 138-141.
- PAVLŮ, D. Co je skutečně Brüggerův sed : příspěvek ke správnému chápání držení těla dle Brüggera. *Rehab a Fyz Léč*. 2000, roč. 7, č. 4, s. 166-169.
- PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I : Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. 2. vyd. [s.l.] : Akademické nakladatelství CERM, 2003. 239 s. ISBN 80-7204-312-9.
- PEASE, W.S., BOWYER, B.L., KADYAN, V. *Physical Medicine & Rehabilitation : Principles and Practice*. Vol. 1. De Lisa J.A. et al. [s.l.] : Lippincott Williams & Wilkins, 2005. ISBN 0-7817-4130-0. Human walking, s. 155-167.
- PERRY, J. *Gait analysis : Normal and Pathological Function*. USA : Slack Incorporated, 1992. 556 s. ISBN 10 1-55642-192-3.
- RAŠEV, E. *Posturomed : Therapieanleitung für die posturale Therapie* . [s.l.] : Haider Bioswing, [2007]. 51 s. , neprodejné.
- RICKARDS, H. Depression in neurological disorders: Parkinson's disease, Multiple Sclerosis and Stroke. *Neurology in practice*. 2005, vol. 76, supplement I, s. 48-52.

- R.I.M.S. Rehabilitation in multiple sclerosis and European multiple sclerosis platform. Recommendations on rehabilitation services for persons with multiple sclerosis in Europe. 2004. Vydavatelství AISM. Itálie. ISBN 88-7148-056-2.
- ROCCHI, L., CHIARI, L., CAPPELLO, A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Med Biol Eng Comput.* 2004, vol. 42, no. 1, s. 71-79.
- ROUGIER, P., THOUMIE, P., CANTALLOUBE, S., LAMOTTE D. What compensatory motor strategies do patients with multiple sclerosis develop for balance control?. *Rev Neurol.* 2007, t. 163, no. 11, s. 1054-1064.
- RUNGE, C.F., et al. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait Posture.* 1999, vol. 10, no. 2, s. 161-170.
- SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. *Motor control : Translating research into clinical practice.* 3rd compl. edition. Philadelphia, USA : Lippincott Williams & Wilkins, 2007. 612 s. ISBN 13:978-0-7817-6691-3.
- SMEDAL, T., LYGREN, H., MYHR, K.M., MOE-NILSSEN R., GJELSVIK B., GJELSVIK O., STRAND L.I. Balance and gait improved in patients with MS after physiotherapy based on Bobath concept. *Physiother Res Int.* 2006, vol. 11, no. 2, s. 104-116.
- SMÉKAL, D., OPAVSKÝ J., URBAN J., MAYER M. Stereotyp vstávání ze sedu v klinické praxi. *Rehab a Fyz Léč.* 2005a, č. 2, s. 55-61.
- SMÉKAL, D., MAYER M., URBAN J., OPAVSKÝ J. Vstávání ze sedu u pacientů po cévní mozkové příhodě. *Rehab a Fyz Léč.* 2005b, č. 2, s. 62-67.
- SOYUER, F., MIRZA, M., ERKORKMAZ, U. Balance performance in three forms of multiple sclerosis. *Neurol Res.* 2006, vol. 28, no. 5, s. 555-562.
- ŠVEJCAR, P. Aktivní segmentální centrace v léčbě posturálních poruch. 2.LF UK Praha. Seminář v rámci předmětu Fyzioterapeutické metodiky – 1.ročník následného magisterského studia Fyzioterapie, zimní semestr. 2006.
- TROJAN, S., et al. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka.* 2. rozš. vyd. Praha : Grada Publishing, 2001. 226 s. ISBN 80-2470-031-X.
- VACEK, J. Rehabilitace u roztroušené sklerózy. *Rehab a Fyz Léč.* 2000, č. 3, s. 112-116.

- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I.část). Terminologie a biomechanické principy. *Rehab a fyz. lék.* 2002a, č. 4, s. 115-121.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II.část). Řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehab a fyz. lék.* 2002b, č. 4, s. 122-129.
- VÉLE, F. Kineziologie : Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. rozš. vyd. Praha : Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem "stability" ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2001, č. 3, s. 103-105.
- VOJTA, V., PETERS, A. *Vojtův princip : svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze.* Praha : Grada, 1995. 181 s. ISBN 80-7169-004-X.
- VRABEC, P., et al. *Rovnovážný systém I - obecná část : Klinická anatomie a fyziologie, vyšetřovací metody.* 1. vyd. Praha : Triton, 2002. 99 s. ISBN 80-7254-307-5.
- WARREN, S., WARREN, K.G. *Multiple Sclerosis.* Ženeva : World Health Organization (WHO), 2001. 123 s. ISBN 92-4-156203-X.
- WOOLLACOTT, M., SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. *Gait Posture.* 2002, vol. 16, is. 1, s. 1-14.
- WILES, C.M., NEWCOMBE, R.G., FULLER, K.J., SHAW S., FURNIVAL-DORAN J., PICKERSGILL T.P., MORGAN A. Controlled randomised crossover trial of the effects of physiotherapy on mobility in chronic multiple sclerosis. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 2001, vol. 70, no. 2, s. 174-179.
- WU G. et al. ISB recommendation on definitions of point coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part I. Ankle, hip and spine. *Journal of Biomechanics.* 2002, is.35, s. 543-548.
- WU G. et al. ISB recommendation on definitions of point coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion – part II. Shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics.* 2005, is.38, s. 981-992.

11 Seznam příloh

1) **Kurtzke Expanded Disability Scale (Kurtzke, 1983)**

(2 strany)

2) **Ukázka celkového výstupu FootScan**

- ukázka u pacienta č.5
- ukázka u pacienta č.2

(8 stran)

12 Přílohy

1) Kurtzke Expanded Disability Scale (EDSS)

FS = funkční systém: zrak, kmenové, pyramidové, mozečkové, sensorické funkce, sfinktery, mentální funkce – hodnoceny stupněm 1-5, dále hodnocena schopnost chůze. Souhrnné skóre (EDSS hodnocení provádí neurolog)

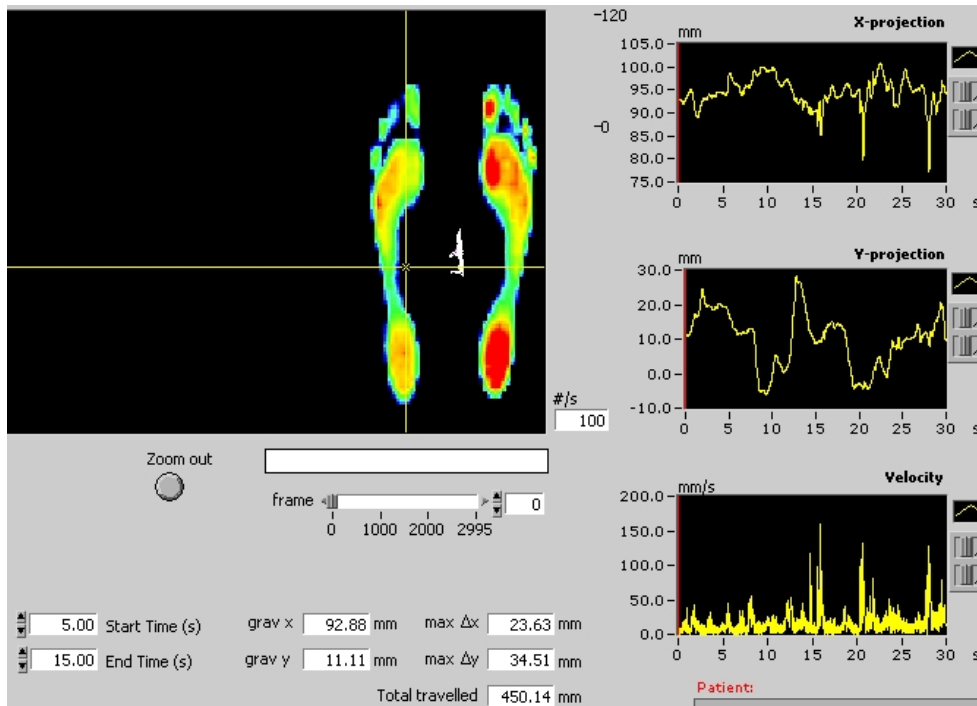
STUPEŇ EDSS	Charakteristika disability (míra postižení) pacienta
0	normální neurologický nálezn – žádný funkční systém (FS) nepostižen
1,0	bez omezení, minimální příznaky – postižení 1 FS (hodnoceno stupněm 1)
1,5	bez omezení, minimální příznaky – postižení 1 FS (hodnoceno vyšším stupněm než 1)
2,0	minimální omezení - v jednom FS (hodnoceno stupněm 2, ostatní hodnoceny stupněm 0-1)
2,5	minimální omezení - ve dvou FS (hodnoceno stupněm 2, ostatní hodnoceny stupněm 0-1)
3,0	mírné postižení – v jednom FS (hodnoceno stupněm 3, ostatní st.0-1) nebo lehké postižení – ve třech až čtyřech FS (hodnoceno st.2, ostatní st.0-1), schopnost samostatné chůze plně zachována
3,5	plná schopnost samostatné chůze, mírné postižení v jednom FS (hodnoceno st.3) a zároveň v jednom až dvou FS st.2, nebo ve dvou FS st.3, nebo v pěti funkčních systémech st.2 a ostatní st.0-1
4,0	schopnost chůze bez pomoci a odpočinku >500m, aktivita 12 hod denně i přes relativně těžké postižení v jednom FS (st.4) a další hodnoceny st.0-1 nebo kombinace více nižších stupňů u FS dosahující daného limitu
4,5	schopnost chůze bez pomoci a odpočinku > 300m, pacient aktivní po převážnou část dne, relativně těžké postižení obvykle v jednom FS (st.4) nebo kombinace více nižších stupňů u FS dosahující daného limitu
5,0	schopnost chůze bez pomoci a odpočinku > 200m, obvykle jeden FS (st.5), ostatní st.0-1, nebo kombinace více nižších stupňů do daného limitu

5,5	schopnost chůze bez pomoci a odpočinku > 100m
6,0	nutnost jednostranné opory při chůzi (hůl, berle), schopnost chůze s touto oporou minimálně na vzdálenost 100m, a to s odpočinkem nebo bez
6,5	nutnost oboustranné opory (hole, berle), schopnost chůze s touto oporou minimálně na vzdálenost 20m bez odpočinku
7,0	neschopnost chůze na vzdálenost 20m (ani s využitím opory), výraznější závislost na vozíku – samostatně ovládá včetně přesunů, aktivita během dne zachována cca 12 hodin
7,5	neschopnost chůze na více než několik kroků, pacient zcela závislý na vozíku, může potřebovat pomoc druhé osoby s přesuny či při samotné jízdě na vozíku
8,0	pacient částečně odkázán na lůžko nebo sedící, případně na vozíku, ale většinu dne tráví mimo lůžko, soběstačnost (sebeobsluha) je v převážné míře zachována, dobře ovládá horní končetiny
8,5	pacient odkázán na lůžko po většinu dne, horní končetiny ovládá jen částečně, soběstačnost (sebeobsluha) je také zachována jen částečně
9,0	nesoběstačný, ležící pacient, schopen komunikovat a najíst se
9,5	pacient zcela nesoběstačný, trvale upoután na lůžko, neschopen plně komunikovat, najíst se/polykat
10,0	exitus z důvodu RS
zdroj: www.nationalmssociety.org	

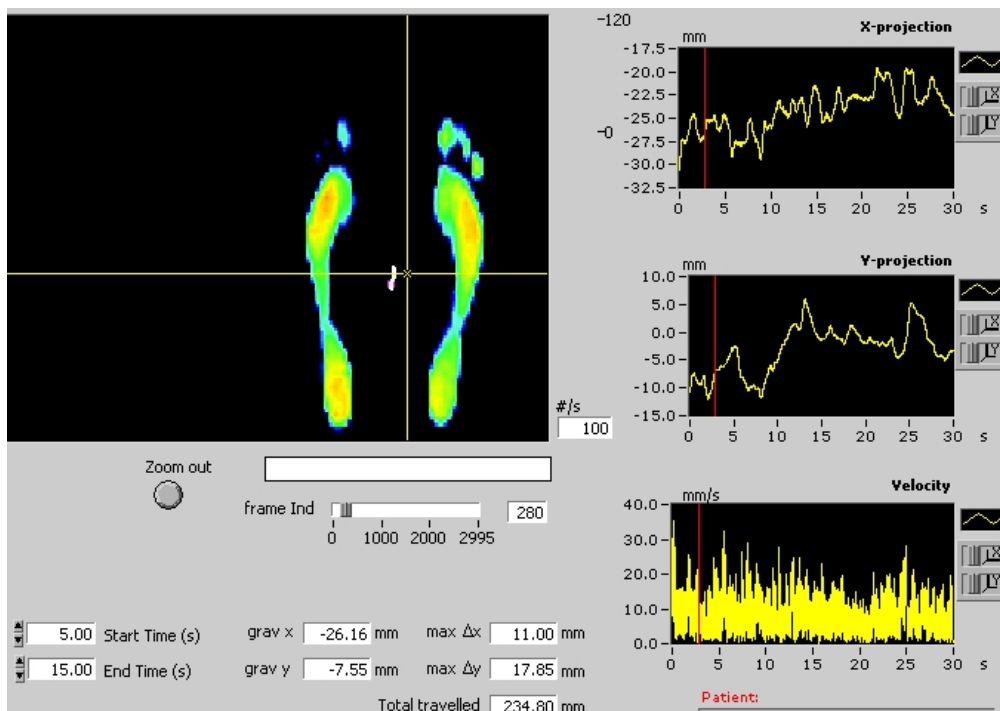
2) Ukázka celkového výstupu FootScan

Pacient č.5

Stoj 1 ss-oo – měření 1

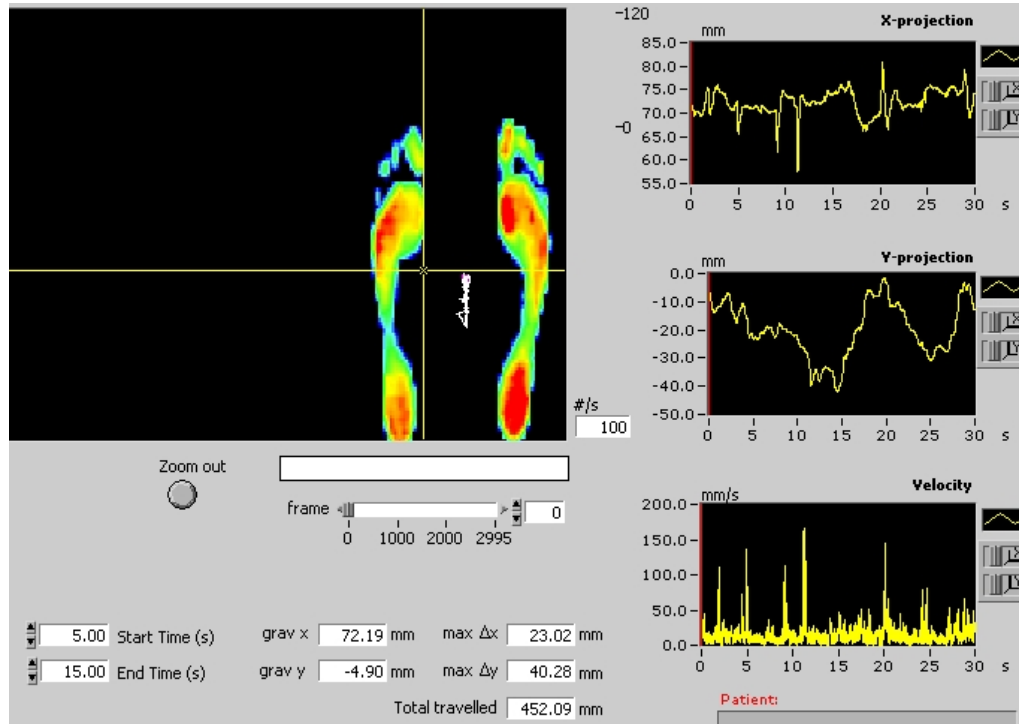


Stoj 1 ss-oo – měření 2

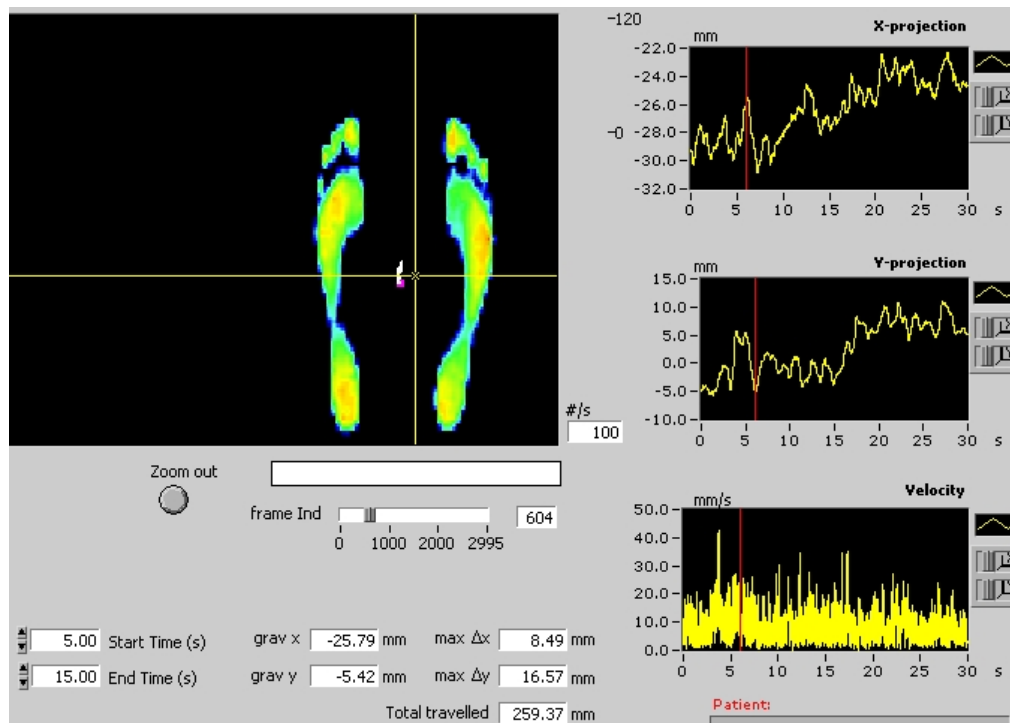


Pacient č.5

Stoj 2 ss-zo – měření 1

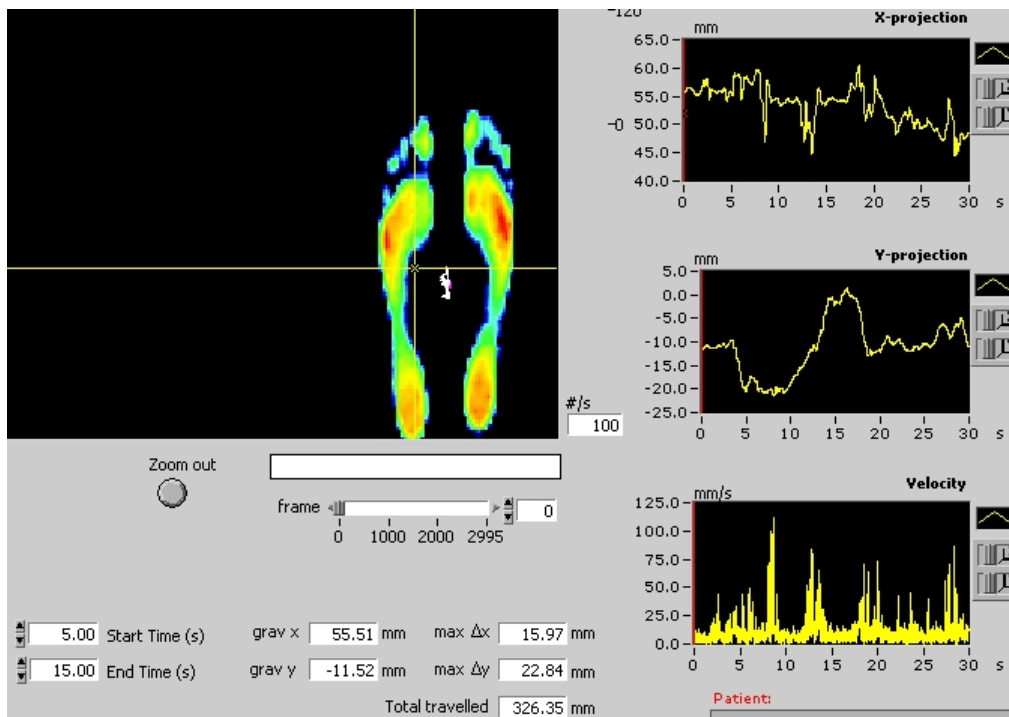


Stoj 2 ss-zo – měření 2

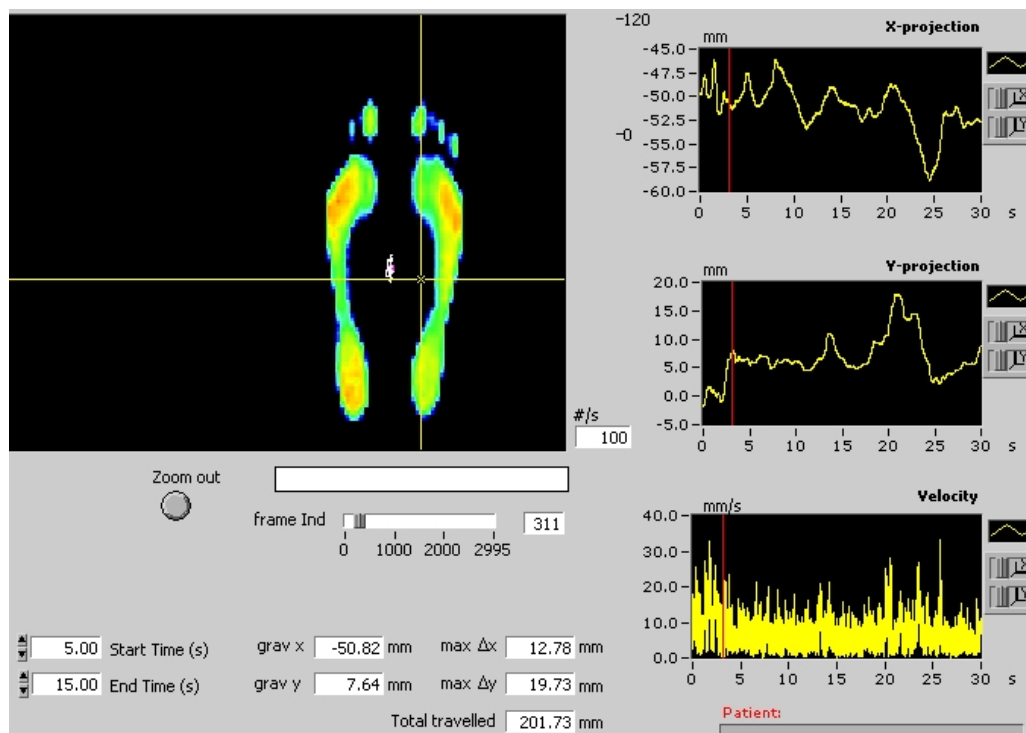


Pacient č.5

Stoj 3 us-oo – měření 1

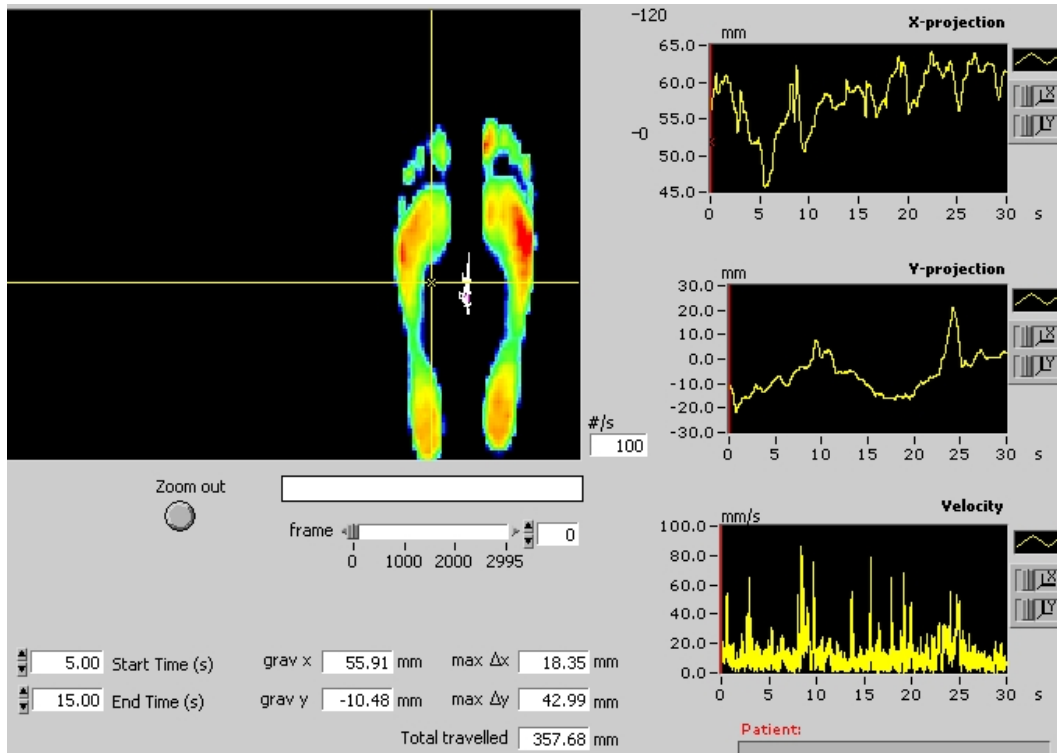


Stoj 3 us-oo – měření 2

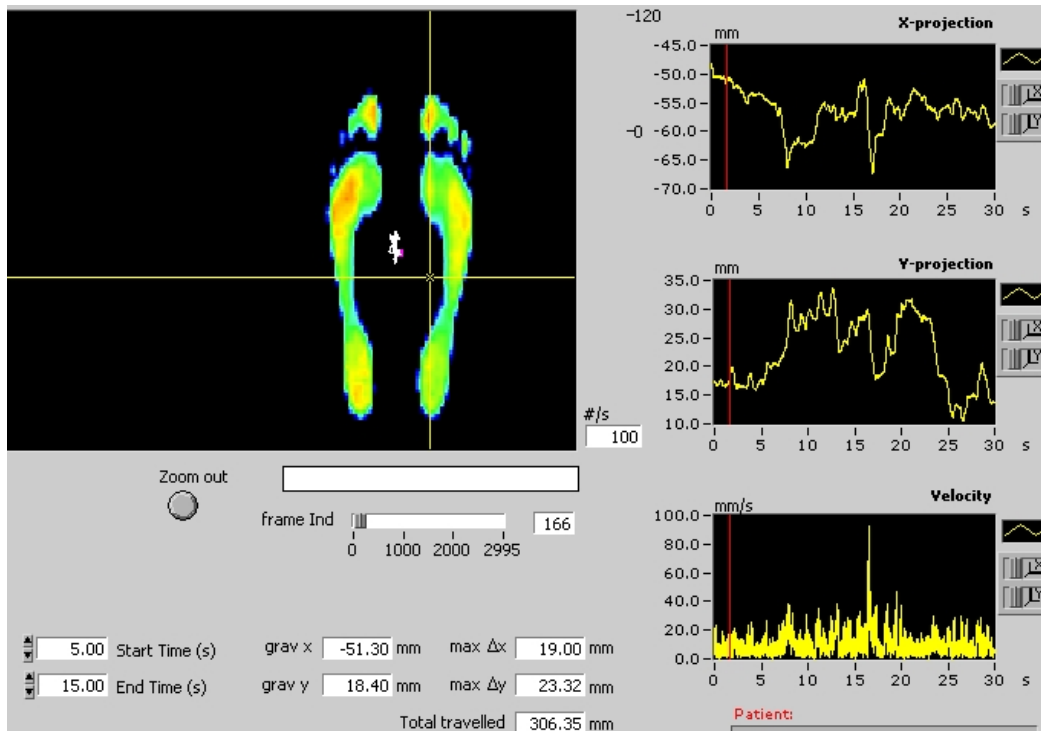


Pacient č.5

Stoj 4 us-zo – měření 1

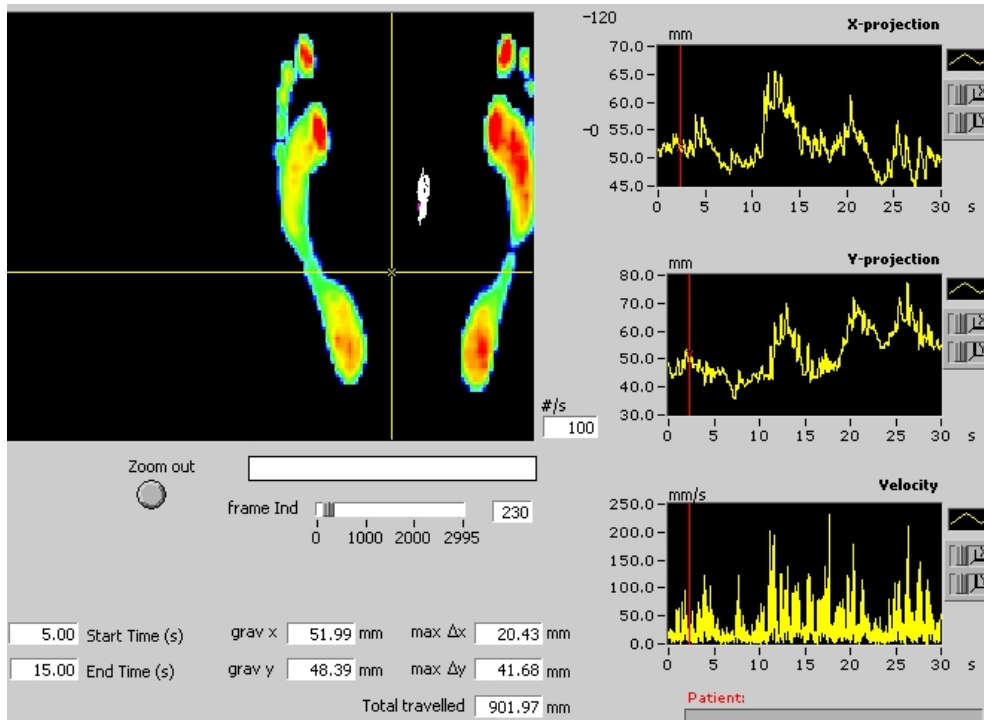


Stoj 4 us-zo – měření 2

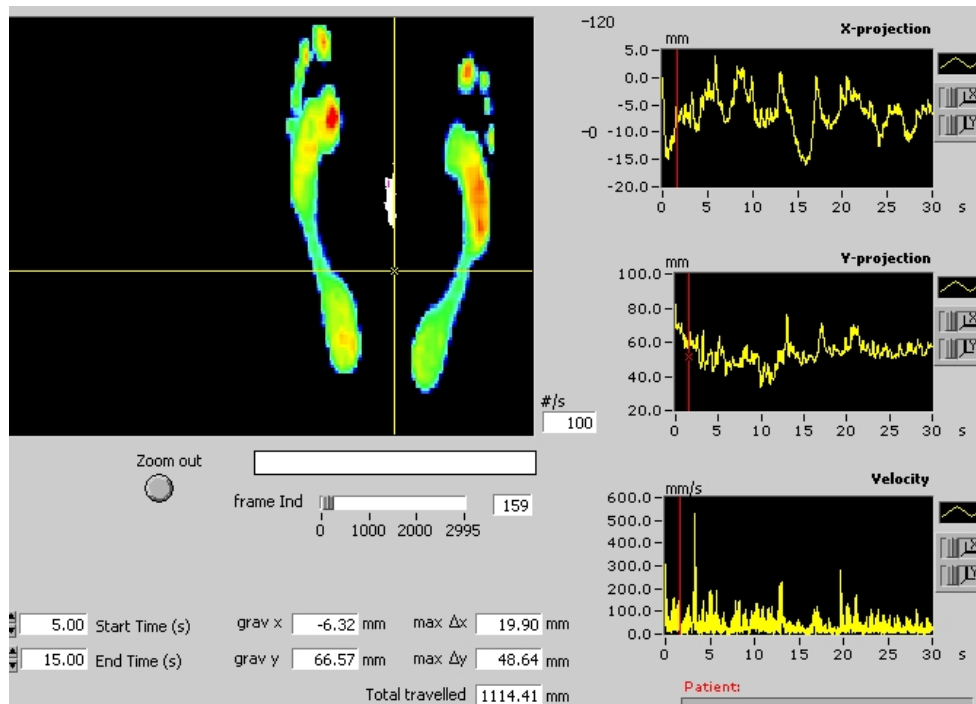


Pacient č.2

Stoj 1 ss-oo – měření 1

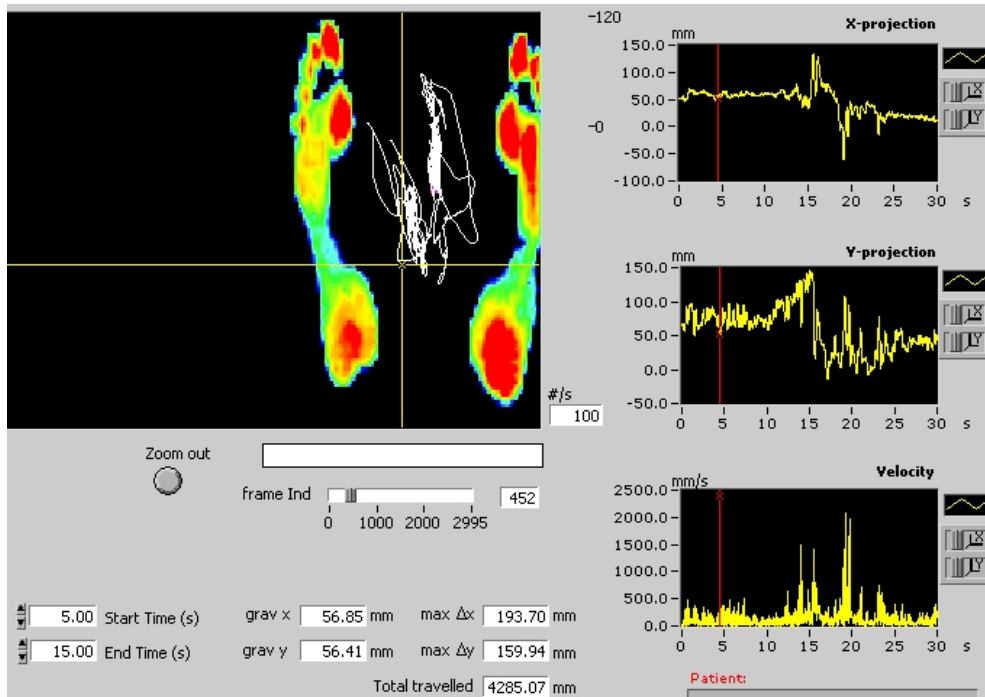


Stoj 1 ss-oo – měření 2

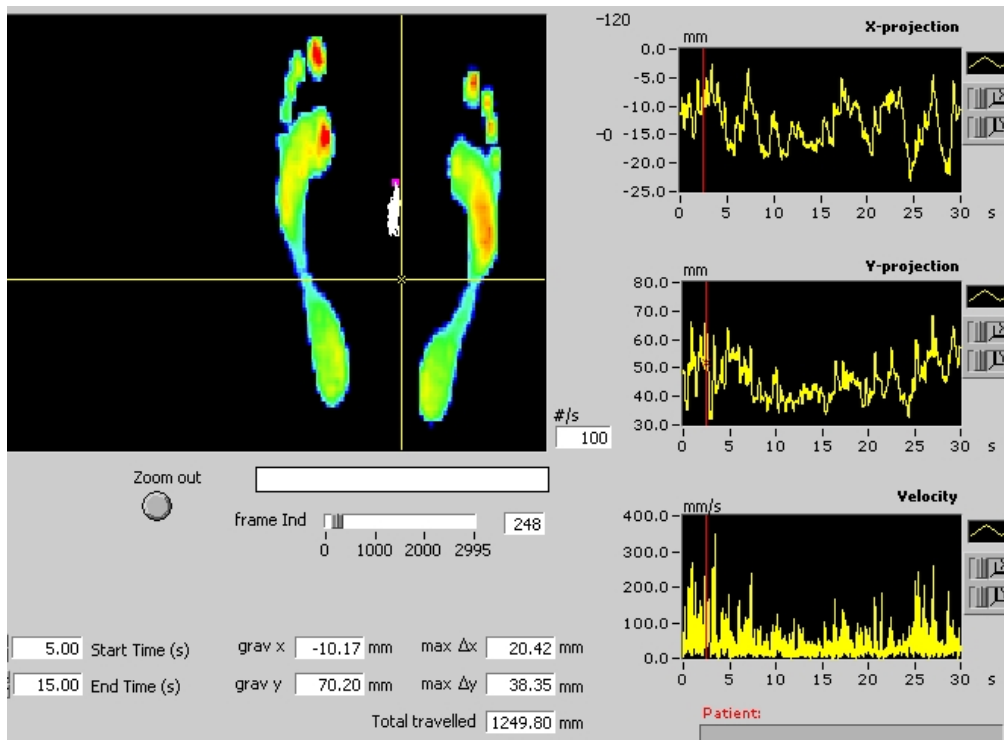


Pacient č.2

Stoj 2 ss-zo – měření 1

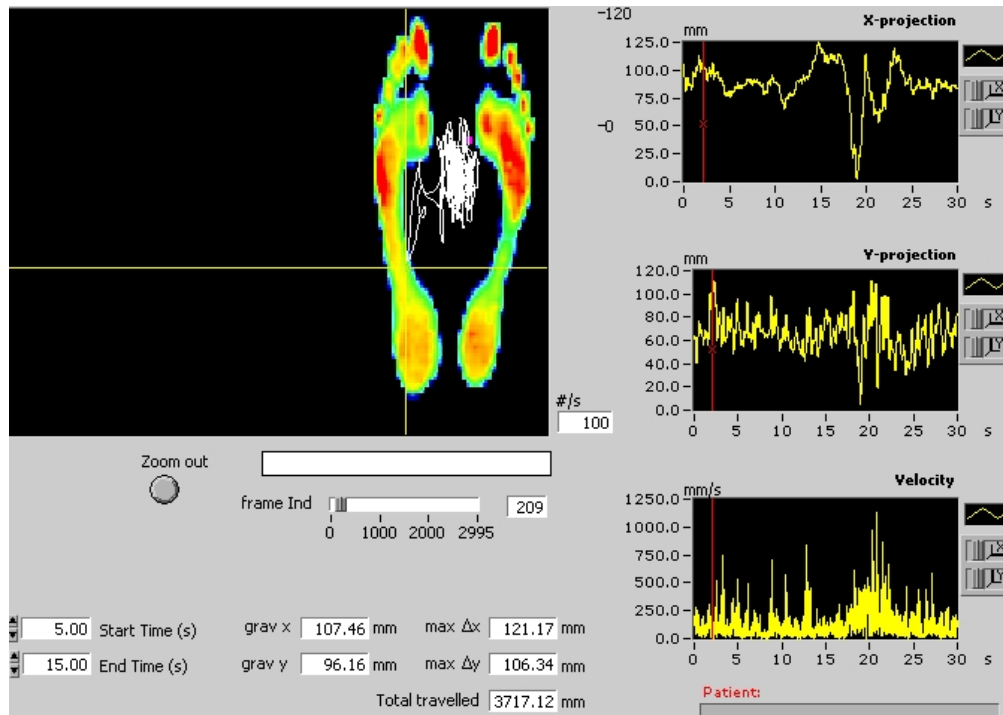


Stoj 2 ss-zo – měření 2

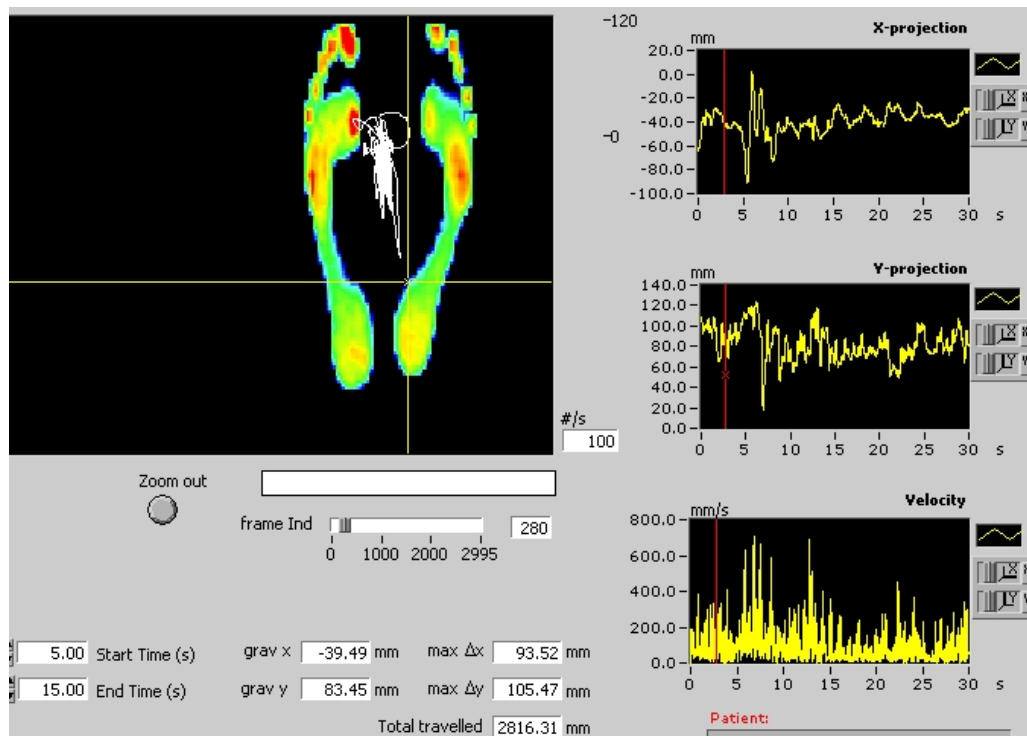


Pacient č.2

Stoj 3 us-oo – měření 1

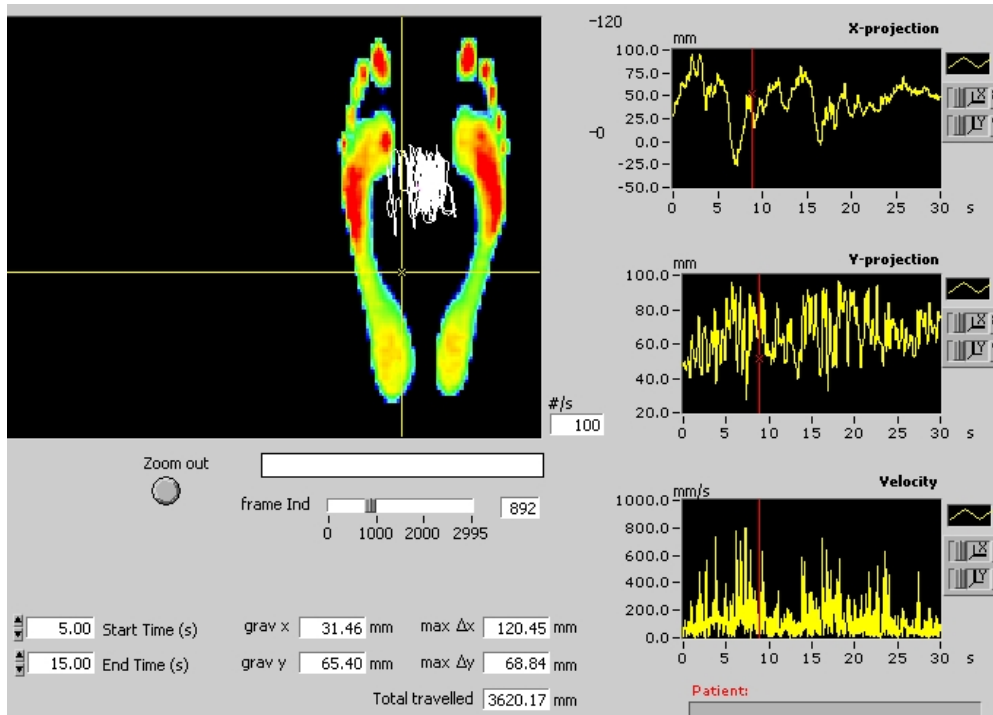


Stoj 3 us-oo - měření 2



Pacient č.2

Stoj 4 us-zo – měření 1



Stoj 4 us-zo – měření 2

