

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

ÚČINEK NÍZKOFREKVENČNÍ ELEKTROTERAPIE
NA SPASTICITU A CHŮZI U DĚTSKÉ MOZKOVÉ
OBRNY

Diplomová práce
(magisterská)

Autor: Bc. Jan Zdráhal, Fyzioterapie
Vedoucí práce: Doc. MUDr. Michal Mayer, CSc.

Olomouc 2014

Jméno a příjmení autora: Jan Zdráhal

Název diplomové práce: Účinek nízkofrekvenční elektroterapie na spasticitu a chůzi u dětské mozkové obrny

Pracoviště: Katedra Fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci

Vedoucí diplomové práce: Doc. MUDr. Michal Mayer, CSc.

Rok obhajoby diplomové práce: 2013/2014

Abstrakt: Práce představuje výzkumnou činnost v oblasti propojení neurofyziologických aspektů léčby centrálních neurologických poruch se snadno dostupnými prostředky fyzikální terapie. Studie předkládá výsledky implikace transkutánní elektrické neurostimulace (TENS) do empiricky podložených principů Vojtovy reflexní terapie. Probandi byli oslovoováni v Severních Čechách ve třech zařízeních (Pastelky Vilémov, Integrované centrum Horní Poustevna, Jedličkův ústav Liberec), která slouží pro integraci osob se zdravotním postižením. Na vzorku dvaceti čtyř jedinců s dětskou mozkovou obrnou průměrného věku dvacet let (rozmezí čtyři až 36 let) byly provedeny čtyři různé aplikace, z nichž jedna zahrnovala elektrickou stimulaci patní reflexní zóny dle profesora Vojty. Pro posouzení stavu před a po aplikaci byly zvoleny test intekondylární vzdálenosti a modifikovaná Tardieuho škála spasticity. Doplnkově byla u vybraných, lokomočně zdatných jedinců pořízena videonahrávka chůze, také před a po aplikaci, ze které byly získány kinematické parametry chůze. Zpracování dat v programu Statistica 12 poukazuje na statistickou významnost účinku stimulace reflexní zóny a jejího dermatomu na snížení spasticity.

Klíčová slova: Infantilní cerebrální paréza, spasticita, Transkutánní elektrická neurostimulace, Vojtova reflexní lokomoce, Tardieuho škála, 2D kinematická analýza chůze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Jan Zdráhal

Title of the master thesis: Effect of low-frequency electrotherapy on spasticity and gait in infantile cerebral palsy

Department: The Department of physiotherapy at The Faculty of Physical Culture at Palacký University Olomouc

Supervisor: Doc. MUDr. Michal Mayer, CSc.

The year of presentation: 2013/2014

Abstract: Thesis represents research work in the field of connecting neurophysiology aspects of treatment of the central neurologic disorders with easy accessible resources of physical therapy. Study exposes results of the implication of transcutaneous electrical neurostimulation (TENS) into empiric subjacent principles of Vojta reflex therapy. Probandes were asked in North Bohemia in three institutions (Pastelky Vilémov, Integrované centrum Horní Poustevna, Jedličkův ústav Liberec) that serve for integration of people with handicap. On the sample of twenty four subjects with infantile cerebral palsy and average age of 20 years (range four to thirty six years of age) 4 different applications were performed, one contained electrical stimulation of calcanean reflex zone according to Professor Vojta. For the evaluation of the condition before and after the application test of interkondylar length and Tardieu scale of spasticity were chosen. Additionally for chosen locomotive proficient subjects a video of walk before and after the application was acquired. Data processing in the Statistica 12 software refers to relevancy of reflex zone stimulation and its dermatome in the meaning of spasticity reduction.

Key words: Infant cerebral paresis, Transcutaneous electric nerve stimulation, Vojta reflex locomotion, Tardieu scale, 2D Kinematic analysis of Gait

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně, uvedl všechny odborné a literární zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Olomouci dne 30. dubna 2014

Děkuji panu docentu Mayerovi za příkladné vedení práce, věcný dialekt a nemalý počet rad a připomínek. Děkuji panu doktoru Svobodovi za pomoc při kinematické analýze. Dále bych rád poděkoval všem pracovníkům institucí, v kterých mi byl umožněn výzkum, za vstřícný přístup. Jmenovitě za Pastelky, o. p. s. paní Heltové, za Integrované centrum, p. o. inženýrce Vojtíškové a paní Šplíchalové a za Jedličkův ústav, p. o. magistru Ptáčkovi a bakaláře Černé. V neposlední řadě děkuji magistru Bešićovi za pomoc při statistickém zpracování dat. Děkuji také těm, kteří dobrovolně vyjádřili souhlas s účastí na výzkumu. Bez spolupráce všech výše uvedených lidí by nebyla možná realizace tohoto projektu.

Obsah

1	Úvod.....	1
2	Přehled poznatků.....	3
2.1	Princip řízení hybnosti člověka.....	3
2.1.1	Spinální úroveň.....	4
2.1.2	Mozkový kmen	5
2.1.3	Mozeček.....	5
2.1.4	Bazální ganglia	6
2.1.5	Mozková kůra	6
2.2	Spastické projevy poruch hybnosti	7
2.2.1	Spasticita.....	8
2.2.2	Patofyziologické mechanismy	9
2.3	Dětská mozková obrna.....	9
2.3.1	Hodnocení a testování.....	10
2.3.2	Tardieuho koncept	12
2.4	Vojtova terapie	14
2.4.1	Charakteristika reflexní lokomoce.....	14
2.4.2	Reflexní plazení	15
2.4.3	Reflexní vzpřimování	19
2.5	Transkutánní elektrická neurostimulace	19
2.5	Hodnocení chůze.....	20
2.5.1	Kinematická analýza.....	23
3	Cíle a hypotézy	27
3.1	Hlavní cíl.....	27
3.2	Dílčí cíle.....	27
3.3	Hypotézy	28

4	Metodika	29
4.1	Charakteristika souboru	29
4.2	Metodika výzkumu.....	29
4.3	Specifikace elektroterapie	31
4.4	Kinematická analýza	32
4.5	Zpracování výsledků	32
5	Výsledky	34
5.1	Hypotéza H_01	34
5.2	Hypotéza H_02	35
5.3	Hypotéza H_03	36
5.4	Hypotéza H_04	37
5.5	Hypotéza H_05	38
5.6	Hypotéza H_06	39
5.7	Hypotéza H_07	40
5.8	Hypotéza H_08	41
5.9	Hypotéza H_9	43
5.10	Hypotéza H_010	44
6	Diskuze	47
8	Souhrn.....	53
9	Summary.....	54
10	Referenční seznam.....	55
11	Přílohy.....	61

1 Úvod

Podle Frömela (2002) je úvod nejproblematictější část textu celé publikace. Měla by zaujmout a čtivou formou vylicit a shrnout hlavní zápletku vědecké teze. Tato magisterská práce vznikla na základě myšlenky propojit jednoduchost aplikace fyzikální terapie pomocí kompaktního elektroléčebného přístroje se složitostí neurofyzilogického konceptu založeného na principech vývojové kineziologie.

Jakožto fyzioterapeut, aspirant na magisterský stupeň vzdělání, jsem za dobu svého působení měl možnost bližšího setkání s aplikací mnoha technik a konceptů a také jsem se zúčastnil několika odborných kurzů (Fyzikální terapie; Vojtova reflexní lokomoce). Již při bakalářském studiu v Plzni jsem se zabýval neurologickou tematikou (Zdráhal, 2010), kdy mě při praxi překvapil bezprostřední efekt stimulace Vojtových reflexních zón u roztroušené sklerózy mozkomíšní (RS). Na jednom z odborných kurzů se mi k rukám dostal kompaktní přístroj pro transkutánní elektrickou neurostimulaci (TENS). Po shledání, že je tento aparát užitečný, jsem si jeden pořídil. Při úspěších, kterých jsem dosahoval aplikováním TENS v oblasti elektrogymnastiky a tlumení bolesti jsem své terapeutické nadšení převedl na myšlenku, že by se přiložením elektrod do specifických zón dal vyvolat globálnější efekt elektroterapie.

Prvotní experimentální aplikace jsem prováděl při soukromých rehabilitacích u RS a u vrozeného vykloubení kyčlí a dále na sobě samém. Neměl jsem však k dispozici žádnou objektivní zpětnou vazbu v podobě dat získaných z adekvátních hodnotících škál. Možnost proniknout hlouběji do oblasti vědy mi dala až Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci, kde bylo možné za pomoci odborníků v čele s panem docentem Mayerem realizovat výzkum TENS aplikované na principu Vojtovy terapie. Práci podobného charakteru realizovala Vodňanská (2011), která při své pilotní studii dokázala, že tlak při Vojtově terapii nemusí být faktorem, který vyvolává reflexní aktivaci a odpověď svalů. Do své studie zahrnula relativně zdravé jedince z řad studentů Univerzity Karlovy v Praze.

Terapeutická myšlenka byla v této práci převedena na klinické pole poruch centrální nervové soustavy (CNS) vznikající v raném dětství, které se nejčastěji označují jako Dětské mozkové obry (DMO) či Infantilní cerebrální parézy (ICP). Podle profesora Koláře (2001) postihuje DMO 0,2% obyvatelstva. Mezioborová spolupráce u takového typu onemocnění by měla být přehledná a věcná, kdy základy takovému

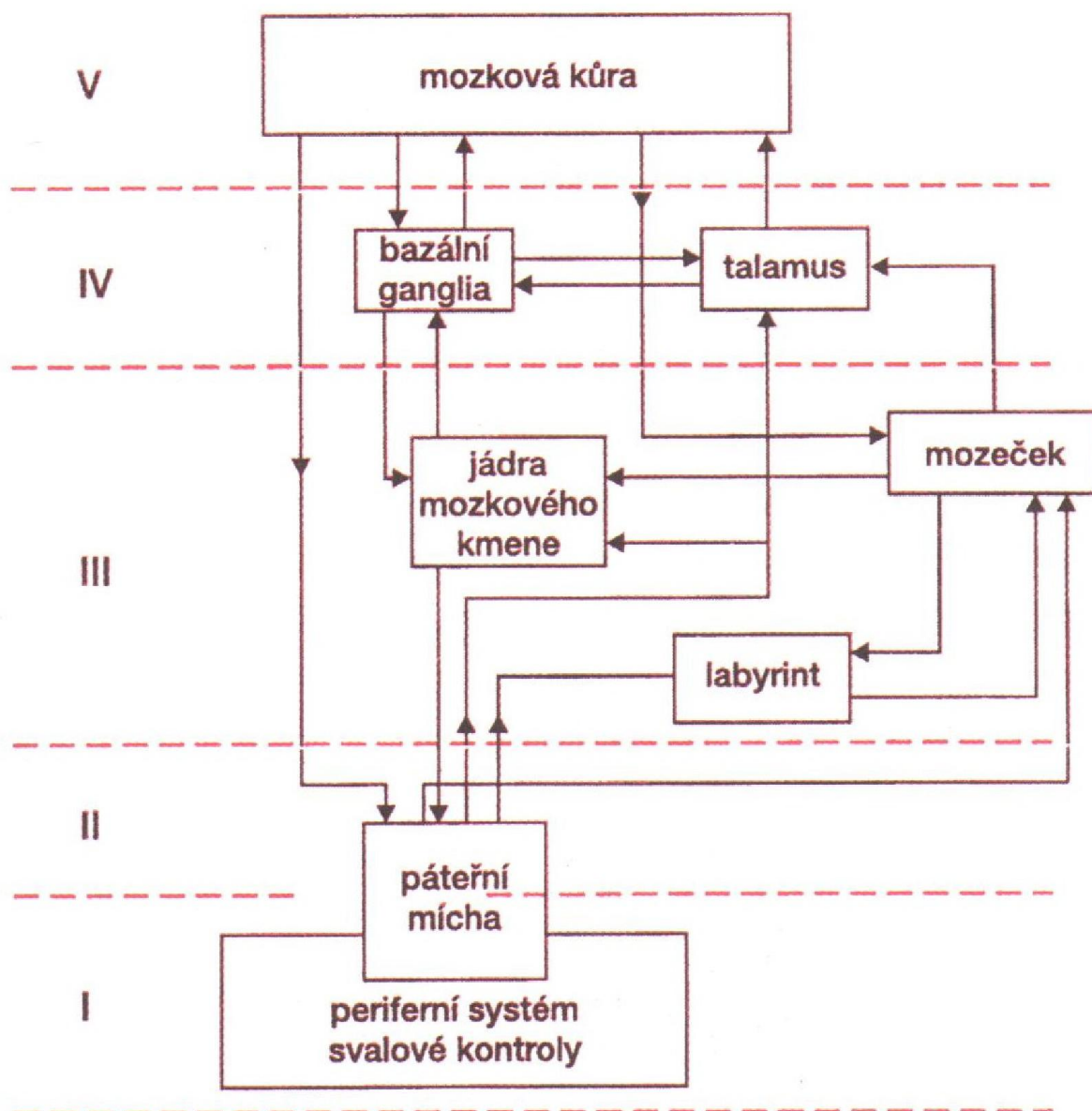
přístupu položil v 60. letech minulého století profesor Vojta, který představil diagnostický a terapeutický koncept léčebné rehabilitace založený na vývojovém aspektu lidské motoriky. Považoval se (Vojta, 1993) za předčasně narozeného v oboru vývojové kineziologie, kdy principy založené na posturální aktivitě, posturální reaktivitě a dynamice primitivní reflexologie zažívají dobu temna a ještě nějaký čas potrvá, než lidé pochopí, že reflexní lokomoce je klíč k odemknutí tvrzení, že dětská mozková obrna je u většiny dětí pouze potencionální stav.

2 Přehled poznatků

Z hlediska výzkumného záměru byly do teoretické části zahrnuty poznatky z oblasti neurofyzologie motoriky člověka a její patologie, dále je představena problematika ohledně nejrozšířenějších neurovývojových poruch, jejich hodnocení a terapie. V účelové míře je zde probrána kapitola fyzikální terapie, a to elektroterapeutická metoda transkutánní elektrické neurostimulace (TENS). Dále je zde popsán způsob vyhodnocování chůze včetně 2D kinematické analýzy videonahrávek.

2.1 *Princip řízení hybnosti člověka*

Pohyb je přirozená vlastnost živých organismů, která je u člověka ve vnějším prostředí zajišťována především pomocí kosterních svalů, které jsou reflexními ději řízeny nervovým systémem. Hlavním motorem volní (vědomé) hybnosti předpokládá se mozková kůra (Borovanský, 1976), která eferentními drahami vede impulzy k orgánům pohybu. Ke spuštění pohybové akce je však zapotřebí mnoha asociací i z jiných center podílejících se na řízení pohybu. Dle Trojana (2003) je zvláště u člověka nutné si uvědomit, že na řízení motoriky participují prakticky všechny oddíly CNS, počínaje mozkovou kůrou a konče páteřní míchou. Základním stavebním kamenem hybnosti označuje svalový tonus, jelikož je na něm vybudován systém postojových a vzpřimovacích reflexů (opěrná motorika, motorický systém polohy). Významnými strukturami účastnicími se jejich řízení jsou retikulární formace, statokinetické čidlo a mozeček (vestibulární a spinální část). Motorický systém pohybu (cílená motorika) je pak soustava úmyslných pohybů nasedající na posturu, které jsou řízeny mozkovou kůrou, bazálními ganglii a korovým mozečkem. Tento náhled je v souladu s tvrzením Magnuse (1925), který v úvodu své korespondence popisuje, že pohyb vždy začíná a končí v určité postuře.



Obr. 1 Blokové schéma řízení motoriky (Trojan, 2003)

2.1.1 Spinální úroveň

Na míšní úrovni dochází k terminálnímu výkonu pohybových záměrů prostřednictvím motorických jednotek, jejichž alfa-motoneurony leží v předním rohu míchy. Trojan (2003) uvádí, že na povrchu každého z motoneuronů je průměrně 5500

synapsí, se zde sbíhají informace z proprioreceptorů, exteroceptorů, jiných míšních segmentů a vyšších oddílů CNS. Spinální motorické ústředí zahrnuje:

1. Receptorové reflexní děje

Jsou to proprioceptivní (myotatické, napínací) reflexy, které působí jako servomechanismus tkání svalu, a exteroceptivní reflexy, jež se dají specifikovat na extenzorové a flexorové.

2. Interneuronové integrační děje

Interneurony participují prakticky na všech reflexních dějích. Díky nim jsou realizovány polysynaptické a plurisegmentální reflexy (vč. exteroceptivních). Patří k nim reciproční inhibice, rekurentní inhibice (Renshawovi buňky).

3. Gama-motoneurony

Uloženy v předním rohu míchy inervují svalová vřeténka a uplatňují se při nastavování jejich dráždivosti. Gama-systém je shora řízen retikulární formací.

2.1.2 Mozkový kmen

Zde se nachází retikulární formace (RF), která je dle Trojana (2003) centrem reflexní motoriky. Obsahuje jak dráhy vedoucí ascendentně k vyšším oblastem mozku, tak dráhy descendentní, které ovlivňují motoneurony v míše. Funkčně lze retikulární formaci rozlišit na facilitační a inhibiční oblast. Uplatňuje se zejména při oporné funkci svalů a udržování polohy těla v gravitačním poli.

2.1.3 Mozeček

Mozeček (Cerebellum) je důležité integrační a koordinační centrum. Optimalizace hybných reflexů zejména posturálních je zajišťována jeho vestibulární a

spinální částí. Vestibulární část má na starosti integrační činnost rovnovážných reakcí (aktivuje facilitační oblast RF), zatímco spinální část řídí rovnováhu mezi podrážděním a útlumem na úrovni propioceptivních reflexů (aktivuje inhibiční oblast RF) Trojan (2003). Do korového mozečku vstupují šplhavá a mechová vlákna z ostatních motorických oblastí CNS, zde zpětnovazebný mechanismus povětšinou inhibičního charakteru korovou informací koriguje další centra a tím ustavičně ovlivňuje každý úmyslný pohyb.

2.1.4 Bazální ganglia

Z didaktického hlediska by bylo vhodnější je nazývat bazální jádra (Druga, 1997). Jedná se o objemné podkorové útvary s neobyčejně pestrout mediátorovou výbavou, které se podílejí na řízení motoriky a kognice. Lze jen těžko diferencovat jednotlivé funkce tohoto složitého komplexu, kdy obecně lze říci, že na motoriku mají bazální ganglia (BG) tlumivé vlivy. Zřejmě se uplatňují prostřednictvím zpětnovazebné cesty (přímý vliv na činnosti neuronů mozkové kůry) a dopředné cesty (útlum korové výstupní informace). Vývojově starší pallidum se účastní na řízení svalového napětí a mladší striatum má vztah k řízení rozsáhlých pohybů, mimo to BG ještě zajišťují přístup motivačních, emočních a paměťových složek k motorickým mechanismům a provádějí tím behaviorální selekci pohybu (Trojan, 2003).

2.1.5 Mozková kůra

Mozková kůra má dominantní postavení při formaci úmyslných pohybů. Podle Véleho (2006) je kortikální systém určen pro řízení diferencované činnosti, která není pouhou reakcí na zevní podnět, kdy využívá zejména paměťových funkcí pro rozvoj pohybových vzorů (následně programů) a tím překrývá primitivnější reflexní pohyby, které jsou k dispozici na počátku ontogeneze. Na základě klinického důkazu, ve kterém se při přetěti pyramidové kortikospinální dráhy nedostavila spastická hemiplegie, ale zůstala zachována kořenová hybnost, doporučuje Véle (2006) volní účelovou motoriku dělit na tři systémy:

1. Podpurná motorika kořenová a axiální

Patří sem dynamické jevy udržování postury a nastavování atitudy.

2. Obratná motorika akrální

Je ovládána především pyramidovou dráhou. Jedná se o tzv. ideokinetický komplex pohybů, které se realizují především v distálních částech končetin a v mimické a řečové muskulatuře.

3. Respirační motorika

Účelové zadržení výdechu před nádechem lze využít k útlumu nervové a svalové činnosti, zadržení nádechu před výdechem se využívá k facilitaci.

2.2 *Spastické projevy poruch hybnosti*

Při poškození některých centrálních struktur, které se podílejí na řízení hybnosti, může vzniknout klinický obraz tzv. syndromu postižení horního motoneuronu (angl. upper motor neuron syndrome), kde podle Lanceho (1980) může být jedním ze symptomů spasticita. Podle Veverky (2013) je spasticita výsledkem maladaptivní plasticity mozku, kdy se do řídicích procesů promítá zvýšená aktivita zachovalých center, které se za normálních podmínek výrazněji neúčastní řízení pohybu.

Při výskytu centrální poruchy hybnosti si lze všimnout pozitivních a negativních příznaků postižení. Mezi negativní příznaky se řadí oslabení, ztráta zručnosti a unavitelnost. Do pozitivních příznaků je zahrnuta přítomnost spasticity, zvýšená odpověď napínacích (proprioceptivních) a kožních (exteroceptivních) reflexů, autonomní hyperreflexie a dystonie (Kaňovský, P., Bareš, M. & Dufek, J. (Eds.), 2004; Mukherjee & Chakravarty, 2010; Štětkářová, 2013)

Všechny nervové vlivy, které způsobují svalovou kontrakci, se uplatňují ve své konečné podobě prostřednictvím motoneuronů z jader hlavových nervů nebo z páteřní míchy. Jednotlivé řídicí komplexy mají k dispozici inhibiční (tlumivé) a excitační (budivé) prostředky (Véle, 2006), které se uplatňují při řízení pohybu a svalového tonu. Kaňovský, P., Bareš, M. & Dufek, J. (Eds.) (2004) udávají jako obecnou příčinu vzniku spasticity narušení inhibičních procesů, které vycházejí ze supraspinálních center a drah.

Dle Opavského (2003) je spasticita typ svalového hypertonu a v základu je nutné rozlišovat spasticitu od rigidity (plastický hypertonus), která je nejčastěji přítomna u

Parkinsonovy nemoci. Lokální spastický projev je označován jako spasmus. Přítomná generalizovaná hypertonie může být přítomna i bez poškození CNS a její základ je třeba hledat v psychogenních příčinách (stres, úzkost). Obdobný projev hypertonie může skýtat projev latentní tetanie (zvýšená nervosvalová dráždivost), kdy jedinec má narušenou schopnost relaxovat, resp. snížit zvýšený svalový tonus. Kraus a kol. (2005) definuje dystonii jako mimovolní trvalé nebo intermitentní svalové kontrakce způsobující kroutové a repetitivní pohyby, abnormální posturu nebo obojí. Kaňovský (2004) dále upozorňuje na nutnost rozlišovat u spastického syndromu spasticitu a spastickou dystonii. V situacích, kde je zjištěn svalový hypertonus a má být určeno, zda se jedná o spasticitu je vhodné vyšetřit přítomnost spastických jevů. Na horní končetině se jedná o zkoušky podle Justera, Trömnerna (či Hoffmanna) a Marinesco-Radoviciho. Na dolní končetině se vyšetřují spastické jevy extenční, kam patří příznak Babinskiho, zkouška podle Oppenheima, Chaddocka, Rochea, Gordona a Schäffera a spastické jevy flekční, které zahrnují zkoušky podle Rossolima, Žukovského-Kornilova a Mendela-Bechtěreva (Opavský, 2003).

2.2.1 Spasticita

Základ symptomatické definice spasticity položil Lance (1980), který ji charakterizoval jako motorickou poruchu se zvýšením tonických napínacích reflexů v závislosti na rychlosti prováděného pohybu, se zvýšením fázických napínacích reflexů (myotatických), vyplývající z hyperexcitability napínacích reflexů, jako jedné ze složek syndromu postižení centrálního (horního) motoneuronu.

Klinicky lze spasticitu rozdělit do dvou skupin na spinální a cerebrální podle toho, na jaké úrovni došlo k poškození. I když se spasticita v konečné fázi projevuje obdobně, lze u jednotlivých klinických obrazů nalézt odlišnosti. U tzv. cerebrální spasticity lze pozorovat na dolních končetinách držení v extenčním spastickém vzoru, zatímco u spinální léze bývá tento projev spasticity manifestován ve flexním držením dolních končetin. V počátečních stádiích vzniku poškození lze nalézt různě dlouhé období, ve kterém je přítomno snížení svalového tonu až atonie s poruchami volní hybnosti jako paréza až plegie, většinou v řádu týdnů se toto stádium upravuje a začínají se uplatňovat mechanismy způsobující spasticitu. (Kaňovský, P., Bareš, M. & Dufek, J., 2004)

2.2.2 Patofyziologické mechanismy

- Spinální excitační vlivy

Zde se uplatňuje teorie zvýšení “plateau“ potenciálu, která spočívá v tom, že alfa motoneurony v předních rožích míšních jsou stimulovány vápenatými a sodnými jonty, což vede k prolongované depolarizaci a zvýšení membránového potenciálu.

Kožní (exteroceptivní) reflexy mají zvýšenou výbavnost, kdy se nejen odpověď na standardní podnět projevuje nadměrnou obranou reakcí, ale tento také může působit bolestivě, i když by za standardních podmínek bolestivý nebyl.

- Spinální inhibiční vlivy

Presynaptická inhibice z terminální části svalového vřeténka, reciproční inhibice a nerekiproční inhibice z Golgiho šlachového tělíska jsou regulovány vyššími řídicími centry a tudíž jejich porucha může vést na spinální úrovni k abnormálním reakcím.

- Supraspinální inhibiční vlivy

Při izolované lézi pyramidální dráhy se spíše uplatňují projevy oslabení a vymizení kožních reflexů, při rozsáhlejší kortikální lézi se u spasticity uplatňují mechanismy poškození kortikoretikulární dráhy. Jak již bylo uvedeno, retikulární formace má významný vliv inhibice při udržování svalového tonu, a proto při jejím poškození či poškození jejího řízení se objevuje spastický hypertonus.

(Mukherjee & Chakravarty, 2010)

2.3 Dětská mozková obrna

DMO je charakterizovaná jako neurovývojový syndrom poškození CNS, který vznikl v raném novorozeneckém období (Kraus, 2005). Diagnostika je zde poněkud svízelná, jak z hlediska časového, tak i etiologického. Často se udává rozmezí diagnostikovatelnosti mezi několika měsíci až dvěma lety života. Kolář (2001) zdůrazňuje potřebu, co nejčasnějšího odhalení rizikových dětí pro brzké zahájení léčby (Screening). Problematické určení diagnózy DMO taktéž vyplývá z nejasnosti etiologie,

která se opírá o poškození nezralého mozku, kdy indikátorem se v časném stádiu mohou jevit “pouze“ deviační znaky psychomotorického vývoje.

Problematika DMO zůstává i v moderní době aktuální, jelikož mezi rizikové faktory pro vznik DMO řadí Vojta (1993) i Kraus (2005) předčasně narozené jedince a nízkou porodní hmotnost. Podle serveru Novinky.cz (2013) mají počty předčasně narozených dětí při současných 8,5% rostoucí tendenci a díky rozvoji medicínských technologií se daří stále častěji přežít i dětem s velmi malou porodní hmotností.

Tyto děti se rodí s velice nezralou centrální nervovou soustavou a jsou potenciálně ohroženy vývojem patologických projevů, pro jejich sledování a hodnocení lze využít různá hodnocení.

Podle Vojty (1993) je ICP jen potencionálním stavem, který se vyvine při nedodržení zásad zachování správného psychomotorického vývoje.

2.3.1 Hodnocení a testování

Pro posouzení stavu a stanovení léčebného plánu je k dispozici pestrá paleta hodnotících metod a škál, kdy je nutné si na začátku uvědomit účel testovací intervence a podle toho vykonat příslušná měření a vyšetření. V případě dětské mozkové obrny bývá častěji než fyzioterapeut hodnotitelem neurolog, ergoterapeut a sociální pracovník.

Zejména na počátku stanovené diagnózy a v určených odstupech by vyšetření mělo zahrnout široké spektrum hodnotících metod neurologických, kineziologických, elektrofyziologických a funkčních. Při vyšetřování by se mělo přihlížet k věku, kdy pro ranější stadia onemocnění existují tzv. screeningové testy (Kraus, 2005):

- Alberta Infant Motor Scale (AIMS) – Hodnotí děti v rozmezí období od narození po schopnost samostatné chůze. Je sledována zejména hrubá motorika ve čtyřech polohách.
- Bayley Infant Neurodevelopmental Screen (BINS) – Věkové rozmezí testovaných dětí se pohybuje mezi 3 až 24 měsíci. Tento test hodnotí tonus, reflexy, symptomy, vizuální, akustické, verbální funkce, jemnou, hrubou a obličejovou motoriku, plnění paměťových úkolů.

Dále pro dětské pacienty se znevýhodněním existují obsáhlé vyšetřovací postupy:

- Gross Motor Function Measure (GMFM) – Je určen pro děti ve věku od 5 měsíců až do 16 let. Výstupní hodnotou je kvantifikace dovedností, které je schopno dítě provést v pěti různých podmínkách, nepodává informace o kvalitě pohybu.
- Pediatric Evaluation of Disability Inventory (PEDI) – Podle stáří dítěte určuje omezení či neschopnost při vykonávání činností z oblasti samostatnosti, motorických projevů a sociálních funkcí. 20 položek z celkových 217 se věnuje potřebě asistentské pomoci.
- Functional Independence Measure for Children (WeeFIM) – Významný vyšetřovací postup pro zachycení léčebné intervence dětí ve věku 6 měsíců až 12 let v oblasti potřeb asistentské pomoci a užívání instrumentárií při vykonávání běžných denních aktivit, dále sleduje fyziologické funkce udržení moče a stolice, lokomoci a zapojení jedince do společnosti.

Z globálních vyšetřovacích škál zaměřených na disabilitu jsou nejznámější a nejpoužívanější:

- Function Independence Measure (FIM) – Již podle názvu lze usoudit, že obsahuje vyšetřování z oblasti funkčních aktivit, jakými jsou příjem potravy, praxe (oblékání), základní hygienické úkony, přesun, lokomoce, schopnost komunikace, společenská interakce a řešení problémů.
- Barthel Index – Odboba FIM, zahrnuje deset oblastí vyšetřování hybnosti, běžných denních aktivit a kontinence.

V oblasti studijní a vědecké slouží Fugl-Meyerův test, který se zaměřuje na fyziologické funkce. Dále se dají testovat specifické orgánové či motorické dovednosti a projevy jako například:

- Grasp Dynamometer Testing - Objektivní měření síly úchopu dynamometrem.
- Svalový test – Podává informace o síle testovaných svalů, dopodrobna tuto problematiku zpracoval Janda (2004).
- Hodnocení spasticity – viz dále.
- Laboratorní metody – zahrnují elektrofyziologická a biomechanická měření.

- Testování jemné motoriky – Nine Peg Hole Test, Jebsen-Taylor Test, Spiral Test (Vaňásková, 2005).
- Goal Attainment Scale (GAS) – Tetno test vyhodnocuje dosažení stanoveného cíle, kdy je k dispozici hodnocení od -2 do +2 (Kelley & Borazanci, 2009). Podle světoznámé ergoterapeutky M. Vítkové (osobní sdělení, 6. 9. 2013) stanovení reálných cílů prokazatelně zlepšuje motivaci a příznivě ovlivňuje výsledek terapie.

2.3.2 Tardieuho koncept

Tardieu zpracoval koncept (Trojan, 1996), ve které se věnuje problematice neurovývojových poruch z hlediska následné péče o děti od tří let. Zavedl do praxe dělení postižených dětí do dvou skupin, na jedince s encephalopathie (EP) a infirmité motrice cérébrale (IMC). Děti s ICM jsou vzdělavatelné a aktivně začlenitelné do života. Intelekt dětí s EP nedosahuje takového stupně, aby byl možný jejich integrační proces do společnosti a terapii v tomto případě směřuje především na rodiče ve smyslu psychologické pomoci a instruktáže pro zacházení s postiženým dítětem a vybavení domácnosti, neboť by se dle Tardieuho dítě intenzivní terapií jen trápilo. I když se může zdát zařazení dětí do této skupiny rodičům poněkud odbývajícím, jsou prováděna pozorování a opakovaná vyšetření po delší dobu. Ústavní péče se doporučuje v krajním případě.

Tento fundovaný přístup byl založen na zkušenostech a mnohých klinických sledování a byl rozšířen hlavně ve Francii, ale i okolních státech. Fyzioterapeut Michel Le Metayer, žák profesora Tardieuho, si osvojil poznatky svého učitele a na jejich podkladě vytvořil moderní komplexní přístup k léčení poruch hybnosti u dětí raného věku. (Pavlů, 2003)

Faktorové hodnocení

Jedná se o složitý a časově i výkonově náročný diagnostický postup, ze kterého se získávají údaje pro stanovení nejdůležitější odvětví poruchy, na které je třeba se při terapii zaměřit. Faktory se hodnotí v následujících bodech:

1. Etiologie

2. Vyšetření inteligence
3. Vyšetření chování
4. Sociální faktor
5. Úroveň školního vzdělání
6. Funkční věk, stupeň soběstačnosti, stoj a chůze
7. Potíže při řeči
8. Sluch
9. Zraková ostrost a pohyby bulbů
10. Záchvaty a elektroencefalogram
11. Celkový zdravotní stav (především různé další přidružené poruchy)
12. Předchozí léčení a léčebné zákroky

Vyšetření motoriky

13. Bazální stav v úplném klidu
14. Kontrola motorických reakcí na podráždění (excitace)
15. Vliv intelektuální zátěže na bazální motoriku
16. Pasivní hybnost (napídací reflexy a základní svalová elasticita)
17. Diagnostika a vyhodnocení svalového oslabení (paréza)

Zvláštní vyšetření horních končetin

18. Dominance končetin
19. Posturální postavení horních končetin
20. Vyšetření hybnosti horních končetin
21. Vyšetření gnózie
22. Trofický stav horních končetin

Zvláštní vyšetření dolních končetin, tělesné osy a vyšetření vzpřimovacích a rovnovážných schopností ve stoji

23. Vyšetření ortopedické
24. Vyšetření vlivu vývojově starých reflexů na stoj a rovnováhu
25. Vzpřímený stoj
26. Chůze za určitých podmínek

Hodnocení spastické odpovědi

Tardieu (1954) se ve své původní práci zabýval také tím, jak v neurologické praxi objektivizovat vyšetření spastických projevů. U dětí s dětskou mozkovou obrnou si všímal hodnocení odpovědi svalů na pasivní protažení. Moment vzniku zvýšené reflexní odpovědi svalu zkoumal za pomoci elektrofyzilogického vyšetření. Moment vzniku (úhel) odporu vzniklého při rychlém protažení svalu korespondoval se zvýšenými hodnotami elektrogramu.

Dnes je aktuální podle Tardieuho principu hodnotit ve třech rychlostech, kdy k popisu odpovědi svalů na pasivní protažení je k dispozici 6 stupňů (od 0 do 5). (Scoltes et al., 2006)

2.4 Vojtova terapie

Při manipulaci s dětmi předškolního a školního věku postiženými infantilní spastickou diparézou pozoroval Vojta při manipulacích změny spasticity a změny ve svalových souhrách. Tyto změny ve svalových funkcích jsou popisovány jako pravidelné a automatické. „Jsou-li tyto svalové souhry jednou vzbuzeny, pak je pacienti automaticky tzn. nevědomě, „zavedou“ do spontánní motoriky. Výsledkem léčby byly a jsou globální změny držení těla.“ (Zouňková in Kraus, 2005). Přínosem Vojtovy metody je rozlišení svalových funkcí v terapii reflexní lokomoce, jenž odpovídá svalové diferenciaci lidského motorického vývoje, a který směřuje proti motorické patologii.

2.4.1 Charakteristika reflexní lokomoce

Evokace polohy těla a pohybu bez vědomé účasti dítěte, nazývaná též evokace reflexním způsobem, vyvolává pohybovou odpověď s lokomočním charakterem (pohyb vpřed). Tento pohyb obsahuje 3 komponenty:

- Automatické řízení polohy těla.
- Změnu těžiště trupu + vzpřímení oproti gravitaci.
- Tzv. Fázičkou pohyblivost (pohyb kráčivý, pohyb hlavou a pohyby dalších svalů).

Podle Krause (2005) jsou základem reflexní lokomoce dva koordinační celky pohybu vpřed:

- Reflexní plazení
- Reflexní otáčení

Dalším typem reflexní lokomoce udávanou jinými autory (Kolář, 2009; Orth 2009) je:

- Proces vzpřimování (vertikalizace, aktivační systém 1.-6. pozice)

Tyto umělé modely jsou uloženy v centrální nervové soustavě (dále jen CNS) a existují v předem připraveném programu CNS u každého člověka nezávisle na jeho věku.

Vzory reflexního pohybu vpřed obsahuje následující prvky:

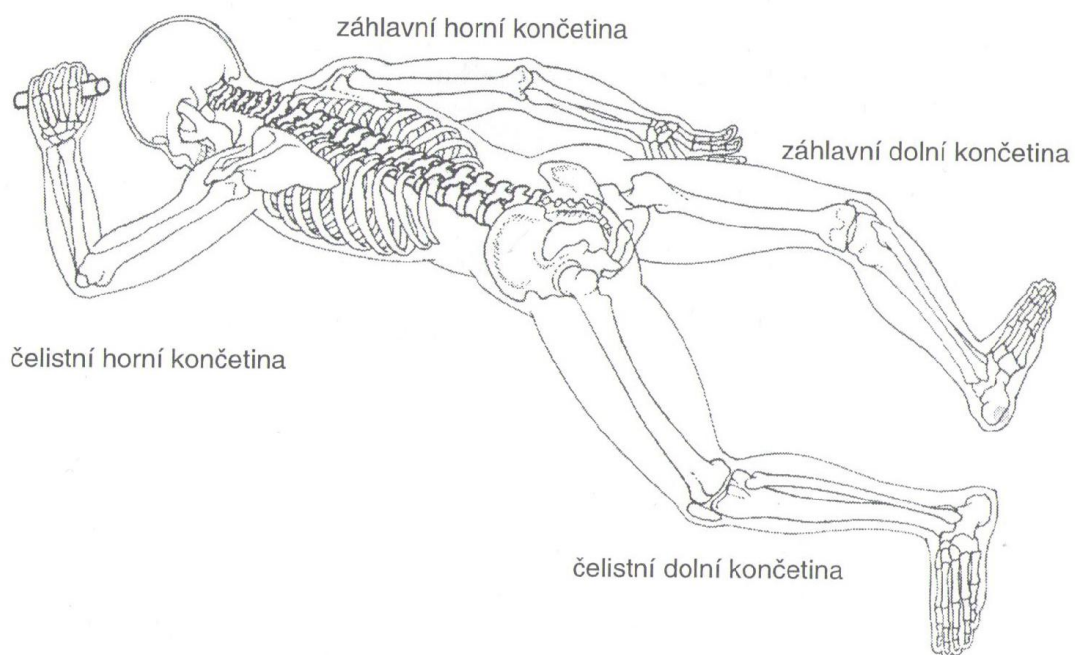
- Změna těžiště v závislosti na vzpřímení.
- Koordinovaná změna držení těla.
- Řízení rovnováhy

Pro aktivaci reflexní lokomoce je podstatné:

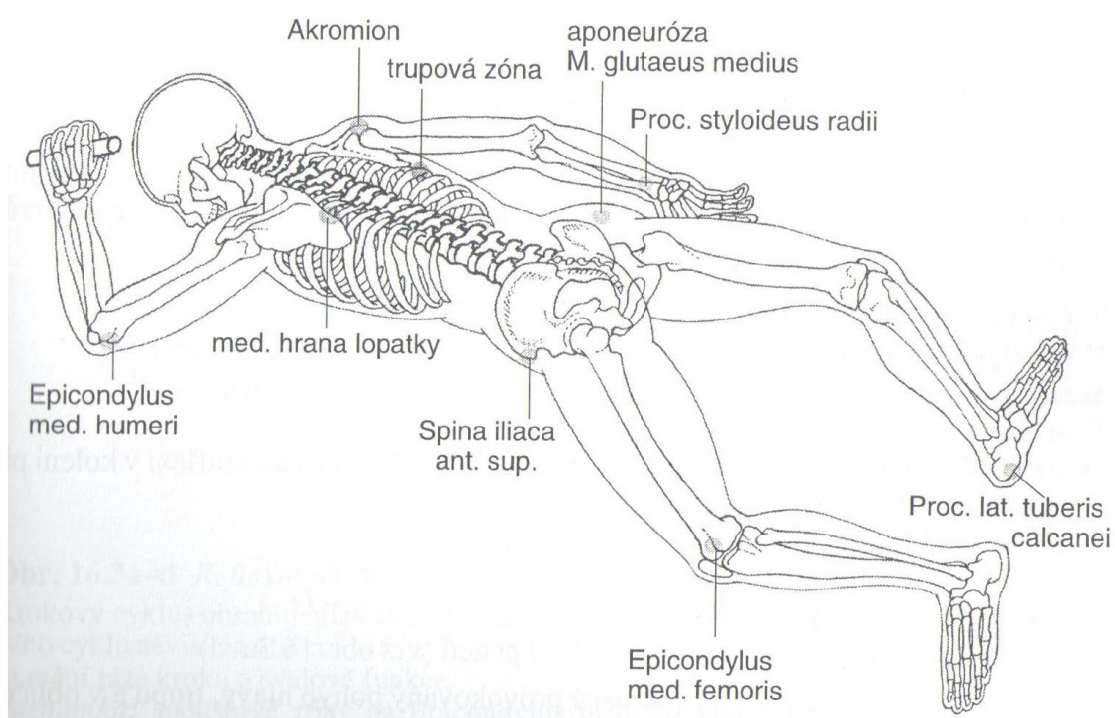
- Výchozí poloha těla.
- 9 spoušťových zón.
- Centrace kloubů.
- Tlak a odpor vedený přesným směrem
- Reciproční vzor reflexního programu

2.4.2 Reflexní plazení

Výchozí polohou je poloha na břiše a končetiny označujeme dle otočení hlavy, viz následující obrázek:



Obr. 2 Výchozí postavení reflexního plazení (Vojta, 2010)



Obr. 3 Spouštěčové zóny reflexního plazení (Vojta, 2010)

Zouneková (in Kraus, 2005, 198-199) popisuje reflexní plazení následovně:

Čelistní horní končetina

Výchozí postavení: opírá se předloktím o podložku

Spoušťová zóna: mediální epikondyl humeru, loket

Provokovaný pohyb:

- společně s pletencem ramenním přebírá opěrnou funkci pro trup (trup odlehčen, vzpřímen dorzálně proti gravitaci),
- osový orgán (hlava a trup) se posouvá laterálně a kraniálně dopředu,
- opěrný bod loket,
- na akru „úchop“ se současnou dorzální flexí zápěstí a radiální dukcí.

Záhlavní horní končetina

Výchozí postavení: v rameni a lokti v nulovém postavení, položena podél trupu

Spoušťová zóna: distální radiální okraj předloktí

Provokovaný pohyb:

- kročná fáze, flexe v rameni, supinace v lokti, dorzální flexe a radiální dukce v zápěstí, abdukce metakarpů (rozevření ruky)
- pohyb končí zachycením o podložku a končetina je připravena převzít nosnou (opěrnou) funkci. Hlava se přitom otáčí a končetina původně záhlavní se stává čelistní.

Čelistní dolní končetina

Výchozí postavení: lehká flexe, zevní rotace v kyčelním kloubu, lehká flexe v kolenním kloubu

Spoušťová zóna: mediální epikondyl femuru

Provokovaný pohyb:

- kročná fáze
- flexe, zevní rotace, abdukce v kyčelním kloubu, flexe v kolenním kloubu, dorzální flexe, everze v hlezenném kloubu, extenze prstů se současnou abdukci metatarzů. Příprava nakročeného kolene pro nosnou funkci

Záhlavní dolní končetina

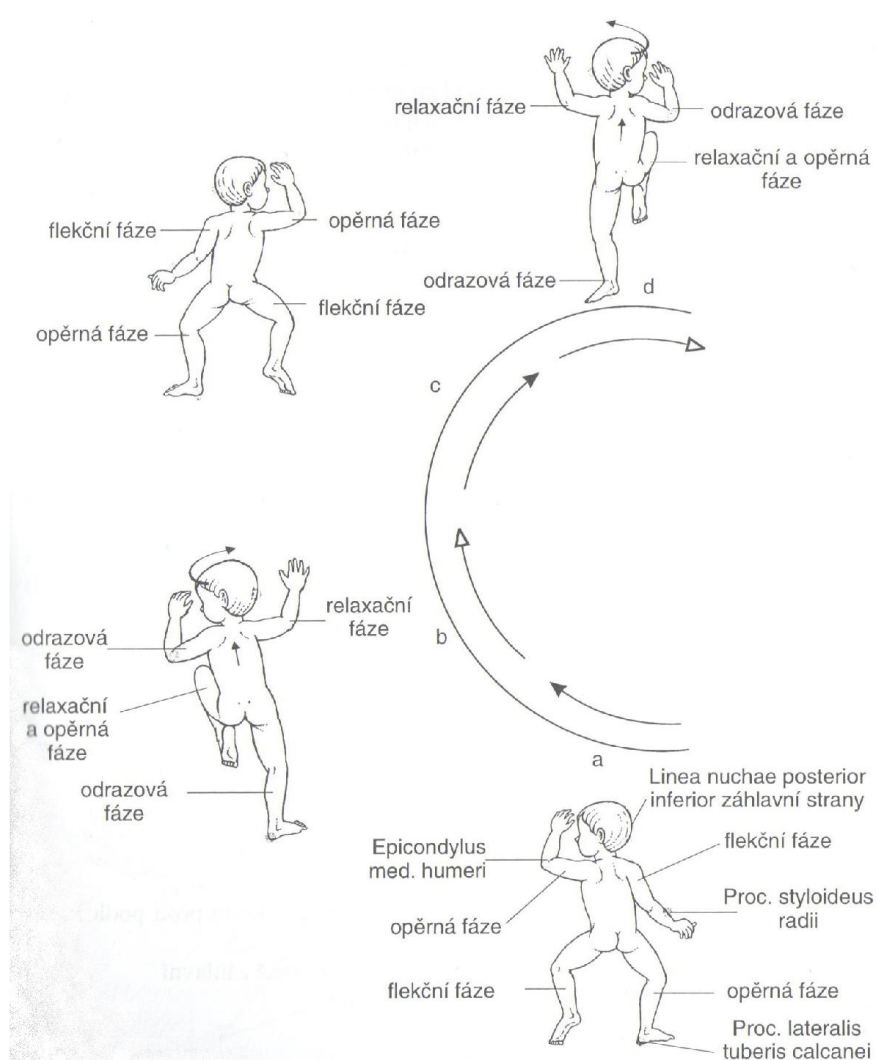
Výchozí postavení: lehká flexe, abdukce, zevní rotace v kyčelním kloubu

Spoušťová zóna: vnější hrana paty, tzn. Na proc. lat. tuberis calcanei

Provokovaný pohyb:

- ZDK převezme opěrnou funkci v zevní rotaci stehna, v lehké semiflexi v koleni při současné dorzální flexi pánve
- Nadlehčení trupu
- Opěrný bod: pata
- dorzální flexe, inverze v hlezenném kloubu,
- pohyb končí odrazem se současnou flexí prstů

Během této aktivity probíhá současně provokovaný pohyb hlavy, trupu a v obličejové oblasti. Zoumková (in Kraus, 2005, 198-199).



Obr. 4 Reflexní plazení ve zkříženém pohybovém vzoru (Kraus, 2005)

2.4.3 Reflexní vzpřimování

Výchozí polohou 1. pozice je klek s maximální flexí kyčlí a kolen, špičky nohou jsou volně přes okraj lehátka, trup je uložen na stehnech, hlava stočena ve 30° k jedné straně. Čelistní i záhlavní horní končetina jsou ve stejné poloze jako při reflexním plazení, kdy se neliší ani spoušťové zóny (Kolář, 2009). Vyvolávaný pohyb je obdobný, avšak s rozdílnou reakcí hlavy, která má tendenci se zvedat od podložky do prostoru.

2.5 *Transkutánní elektrická neurostimulace*

Ačkoliv byla původně transkutánní elektrická neurostimulace (TENS) Wallem & Sweetem (1967) vyvinuta pro tlumení bolesti, časem našla širokospektré využití na poli fyzikální terapie, kde je její předností především dobrá snášenlivost a bezpečné použití. TENS je charakteristická svými krátkými střídavými impulsy do délky jedné milisekundy a jako nízkofrekvenční elektroterapie využívá především frekvencí ve spektru od jednoho do 200 Herzů. Mimo analgetických aplikací na podkladě různých teorií tlumení bolesti (Poděbradský & Vařeka, 1998) dokáže ultraelektrostimulace (UES) pracovat se svalovým tonem na principu adaptace, kdy se využívá právě prahově motorická intenzita s frekvencí okolo 150 Hz. Většina moderních přístrojů zvládá i elektrogymnastické procedury s pozvolným nástupem a poklesem (Surge, lichoběžníkové vlny).

Využití TENS u spasticity se liší podle požadovaného cíle a účinku. Podle Mayera (1998) je spasticita bolestí umocňována, tudíž je žádoucí využít parametry, které pracují na principech tlumení bolesti (Vrátková teorie). Myostimulací antagonistů spastických svalů lze dosáhnout protažení vazivových struktur postižených svalů, neboť jejich zkracování má dle Malhotra et al. (2012) za následek vznik bolestivých svalů, tudíž touto stimulací lze dosáhnout preventivního antispastického účinku u cerebrálního typu spasticity. Současně studie poukazují i na význačný efekt konvenční TENS na snižování spasticity u spinálních lézí (Bryan & Benson, 2009) při uložení elektrod v průběhu nervu inervujícího spastický sval. U DMO se podařilo autorům AlAbdulwahab & Al-Gabbani (2010) snížit spasticitu konvenčním TENS při aplikaci direktivně na spastický sval. Další možnost ukázali autoři Liu et al. (2008), kteří aplikovali metodu TENS na principu akupunktury a měli signifikantní výsledky zahrnující snížení

spasticity a zvýšení ROM na horní končetině u poiktových stavů. Problematiku této práce rámcově vymezuje práce Vodňanské (2011), která prokázala na EMG reflexní svalovou aktivaci při stimulaci Vojtových zón pomocí TENS u zdravých jedinců, nevysvětluje však blíže použití frekvencí 30 a 182 Hz. TENS je dále možné využít k elektromyostimulaci svalů, kdy Adamcová (2011) doporučuje při ošetřování jedné skupiny svalstva stimulaci antagonistů spastických svalů a zároveň poukazuje na nepřehlednost výsledků a používaných parametrů v tomto odvětví fyzikální terapie.

2.5 Hodnocení chůze

Dynamic Gait Index (DGI)

Tento ukazatel dynamiky chůze obsahuje osm jejích funkčních modifikací:

- Chůze
- Chůze se zvýšením a snížením rychlostí
- Chůze s rotací hlavy v horizontální rovině
- Chůze s kýváním hlavy ve vertikální rovině
- Chůze s otočením se o 360°
- Chůze kolem bariéry
- Chůze přes bariéru
- Chůze do schodů

Hodnocení DGI má u každého typu k dispozici čtyřbodovou stupnici v rozmezí od nuly do tří, kdy nula označuje rizikovou dysfunkci až nemožnost provedení a trojka značí schopnost provedení bez problémů. Nejvyšší možný výsledek, jakého může testovaný jedinec dosáhnout je 24, což značí funkční zdatnost v oblasti bipedální lokomoce. Čím nižší je hodnota DGI, tím přibývá deficitu v této oblasti. DGI je validní a reliabilní především pro hodnocení chůze u starších lidí, jako hodnotící nástroj byl ale také ověřen jako vysoce citlivý u osob s vestibulárními obtížemi a roztroušenou sklerózou mozkomíšní (Jonsdottir & Cattaneo, 2007).

Berg Balance Scale (BBS)

Bergova balanční škála byla původně vytvořena k hodnocení schopnosti udržování rovnováhy u starších lidí a k zachycení rizika pádu. Škála obsahuje 14 úloh, které vyžadují od vyšetřovaných udržet rovnováhu v úkolech se zvyšující se náročností. Specifické komponenty BBS jsou obdobou požadavků pro chůzi. Další komponenty kladou úkoly jako např. vstávání do stoje nebo stoj bez opory. Stupnice nabývá hodnot 0 až 4 (nejlepší výsledek je 56). BBS se osvědčila u hodnocení starších osob, pacientů s RS a CMP. Hodnota 44 a méně indikuje vyšší riziko pádů (Jonsdottir & Cattaneo, 2007).

ABC Scale

ABC škála je 16bodový dotazník, ve kterém pacienti hodnotí balanční jistotu při vykonávání rozličných denních aktivit. Botner et al. (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007) prokázal vysokou reliabilitu při opakování testu ABC a nízkou až střední lineární korelaci ABC s BBS a rychlostí chůze u pacientů po CMP.

Timed Walking Test

Pro test stopování času chůze je pacientovi měřen čas chůze na 10 m přirozenou rychlostí za použití příslušných pomůcek, pokud je jich třeba. Úspěšnost terapie chůze je definována při zlepšení 0,4–0,8 m/s. Má vysokou reliabilitu při opakování testu u pacientů po CMP. Rychlost chůze vypovídá o dovednosti chůze a je obvykle užívána k hodnocení mobility u neurologických pacientů. Nižší rychlost chůze koreluje s balanční dysfunkcí u osob s CMP (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007; in Schmid et al., 2007).

Timed Up & Go Test (TUG)

Test, který měří čas, za který se vyšetřovaná osoba zvedne ze židle a ujde určitou vzdálenost. Jedná se o funkční test, ve kterém je zahrnuto vstávání ze židle, standardně třímetrova chůze, otočení se a posazování. Tento test má výbornou reliabilitu u pacientů po CMP. Skóre 13,5 s a více indikuje zvýšené riziko pádu u starších dospělých a lidí s vestibulární dysfunkcí (in Jonsdottir & Cattaneo, 2007; in Ng & Hui-Chan, 2005).

Functional Gait Assessment (FGA)

Funkční hodnocení chůze zahrnuje hodnocení deseti položek. Využívá se především u pacientů s vestibulárními poruchami. Na začátku je označen 6 m dlouhý a 30 cm široký pás. Hodnotí se rychlost chůze a stranové odchylky. Dále změna rychlosti chůze, chůze s horizontálním otáčením hlavy, vertikálním otáčením hlavy, otočení se zastavením na povel, chůze s překročením překážky, chůze v tandemovém náslapu s HKK na hrudi, chůze se zavřenýma očima, chůze pozpátku, chůze po schodech. Vždy s možností 4stupňového bodového ohodnocení (in Wrisley, Marchetti, Kuharsky & Whitney, 2004).

Observational Gait Analysis (OGA)

Jedná se o výzkumnou analýzu chůze pro posouzení odrazu nohy (push off). Jedenáctibodová škála umožňuje hodnotícím preciznější posouzení abnormality pozorované chůze. Širší škála zahrnuje plný rozsah zhodnocení k detekci klinických rozdílů individuálního rozsahu schopností. Užívá se normální a abnormální škála. Nízké hodnocení (0) označuje neschopnost odrazu nohy, se zvyšujícím se hodnocením (10) roste „normální“ generace síly v kotníku. (in McGinley, Goldie, Greenwood & Olney, 2003).

Six-minute Walk Test (6MWT)

Šestimínutový test chůze po vyměřeném koridoru v délce 33 m – chůze tam a zpět. Měřena je celková ušlá vzdálenost (in Ng & Hui-Chan, 2005).

Wisconsin Points Variables Score Gait Scale

Wisconsinská stupnice – škála proměnného skóre chůze. Jedná se o vizuální analýzu chůze. Skládá se ze 14 posuzovaných parametrů, zahrnuje projevy chůze v jednotlivých fázích krokového cyklu. Potvrdila se dobrá reliabilita u pacientů po CMP. Jelikož se jedná o vizuální hodnocení, parametry jsou porovnávány se zdravou stranou nebo s normální chůzí. Nejvyšší možné skóre je 45 bodů, což značí těžkou poruchu, nejnižší 14 poukazuje na „normální“ chůzi (in Brunnekreef, van Uden, van Moorsel & Kooloos, 2005).

Modified Gait Abnormality Rating Scale

Modifikované skóre abnormalit chůze. Sedmipoložková hodnotící škála byla vytvořena pro odhalení abnormalit chůze u starších pacientů s rizikem pádu. Zaznamenána je nestejnoměrnost chůze, opatrnost, titubace, kontakt nohy s podlahou, rozsah pohybu v kyčli, extenze paže a synchronizace úderu paty s pohybem paží. Chůze je ve volném tempu, přibližně 8 m jedním směrem, následuje otočení a chůze zpět. Každá ze sedmi položek je hodnocena na škále 0–3, vyšší hodnocení znamená horší schopnost. Jedná se o redukci původní 14položkové škály Gait Abnormality Rating Scale, která byla vytvořena v roce 1990 Wolfsonem (in Huang, VanSwearingen & Brach, 2008).

Škála vizuálního hodnocení chůze (ŠVH)

Škála vizuálního hodnocení chůze byla použita v diplomových pracích Adamcové (2011), Kratochvílové (2007) a Poláchové (2006). Jedná se v podstatě o kvalitativní hodnocení chůze, kdy jsou jednotlivé chůzové parametry vizuálně hodnoceny na stupnici od nejmenší hodnoty, která značí hrubou patologii až po nejvyšší hodnotu, která značí fyziologický průběh. K přiřazené hodnotě jednotlivého aspektu chůze je možné přidat slovní popis.

2.5.1 Kinematická analýza

Časově prostorové parametry

- Rytmus (kadence, frekvence): je určen počtem kroků za standardní časovou jednotku (počet kroků/min).
- Délka kroku (step length): určuje vzdálenost mezi stejnými body na obou chodidlech (obvykle patách) během dvojité končetinové opory.
- Délka dvojkroku (length stride): vymezuje vzdálenost mezi dvěma po sobě jdoucími dopady chodidla té samé nohy.
- Kroková báze (walking base): vzdálenost mezi chodidly obvykle měřená od středu paty.
- Rychlost chůze (walking speed): průměrná rychlost dosažená po přibližně třech krocích vyjádřená v jednotkách vzdálenost/čas (m/s).

Kinematické parametry

- Úhel: vyjadřuje vzájemnou orientaci přímek, rovin nebo přímky a roviny tvořených jednotlivými částmi těla. Například osa bérce a osa stehna vytvářejí dvě přímky, které se protínají. Vzájemnou orientaci těchto dvou přímek můžeme vyjádřit pomocí úhlu.
- Poloha: jednotlivá fáze krokového cyklu určená úhly měřenými v jednotlivých kloubních spojeních, které popisují relativní vzájemné umístění jednotlivých částí těla
- Úhlová dráha: je určena změnou absolutního úhlu mezi počáteční a konečnou polohou segmentu těla.
- Úhlová rychlost: je podíl změny úhlové dráhy a doby, kterou tato změna trvala.
- Úhlové zrychlení: úhlové zrychlení je definováno jako poměr změny úhlové rychlosti a doby této změny. Úhlové zrychlení vzniká, když se zvyšuje rychlost otáčení těles, snižuje rychlost jejich otáčení, případně když osa jejich otáčení mění svou orientaci.

Praktické provedení 2D analýzy

Podstatou metody je analýza pohybu jednotlivých bodů, vybraných segmentů nebo celého těla na základě vyhodnocení předem vytvořeného videozáznamu. Označením bodů na záznamu pohybové činnosti se dají získat jejich souřadnice, které slouží pro určení základních kinematických veličin (dráha, úhel, rychlost, úhlová rychlost...).

Pro možnost určení polohy bodů a z ní vyplývající polohy segmentů a celého těla je tedy nezbytné definování souřadnicového systému. Nejčastěji používaným je kartézský systém souřadnic. Při jejich analýze se používá klasické vztahy z analytické geometrie – počítání s vektory.

Označením vybraných bodů na těle člověka a určením jejich rovinných souřadnic se tak dají vypočítat velikosti (délku) segmentů a úhel mezi nimi. Toho se však dá využít pouze tehdy, jestliže sledovaný pohyb probíhá v rovině, která je kolmá na optickou osu kamery. V opačném případě lze sice výpočet provést, ale získané hodnoty budou zkreslené v závislosti na míře vytočení jednotlivých segmentů. (Janura & Svoboda, 2010)

Sledovaný úsek by se měl navíc nacházet, co nejbližší středu optické osy kamery. Posun k okraji tohoto úseku by měl za následek vznik nepřesností, které jsou způsobeny tím, že sledovaný objekt vidíme pod určitým úhlem. Druhou podmínkou je poloha kamery s optickou osou kolmou k rovině pohybu.

Značky pro identifikaci vybraných bodů

Pro zvýšení kvality vyhodnocovaných údajů a případně také urychlení procesu vyhodnocení záznamu, je nutné provést označení vybraných bodů na sledovaném objektu – lidské tělo, použité náčiní...

Provádí-li se však analýza pohybu živých organismů, musí se řešit některé problémy vztahující se k umístění značek na vybraný segment, kterým je však pouhá projekce skutečného anatomického bodu na kůži. (Janura & Svoboda, 2011)

Největším problémem vztahujícím se k vymezení segmentů pomocí povrchových značek je posun těchto značek v průběhu pohybu. Měkké tkáně nacházející se mezi kostí a značkou se vlivem změn rychlosti a setrvačnosti posouvají, což je příčinou změny polohy značky vzhledem k bodu na kosti.

Vyhodnocení záznamu

Spočívá v tom, že operátor (vyhodnocovatel) podle svého subjektivního uvážení určí polohu jednotlivých vybraných bodů a to buď s použitím značek anebo bez nich.

Klasický postupem při využití značek je postupné označování jejich „středů“ pomocí kurzoru na monitoru, což by v dnešní době měly umožňovat všechny dostupné vyhodnocovací softwary. (Janura & Svoboda, 2010)

Kalibrace

Jedná se o jeden ze základních kroků sloužících k určení závislosti mezi skutečnými velikostmi a odpovídajícími údaji, získanými na záznamu.

Podstatu procesu kalibrace tedy lze určit jako:

1. určení souřadnic známých bodů v prostoru (body, jejichž vzdálenost je přesně definována), které jsou nezbytné pro určení měřítka mezi reálnou a obrazovou soustavou souřadnic – kalibrace prostoru;
2. nalezení odchylek souřadnic vyhodnocených bodů od jejich reálných souřadnic, které nám určí vliv použitých přístrojů na kvalitu vyhodnocených dat – kalibrace kamery.

Transformace souřadnic

Slouží k převedení rovinných obrazových souřadnic do skutečných (reálných) prostorových souřadnic bodu. Jedná se tedy o postup, kdy rovinné souřadnice bodu získané jeho označením na monitoru počítače spojujeme s rovinnými souřadnicemi téhož bodu, zaznamenaného na kameře. Tím získáme v dané soustavě prostorové souřadnice takového bodu. (Janura & Svoboda, 2010)

Vyhodnocená data získaná použitím video grafické vyšetřovací metody jsou ovlivněna množstvím faktorů, z nichž některé lze odstranit pečlivou přípravou a další souvisí s úrovní měřicí techniky. Postup umožňující odstranění nebo oslabení takovýchto rušivých faktorů se nazývá vyhlazení (smoothing).

3 Cíle a hypotézy

Vědecké otázky a problémy k řešení vycházejí z experimentálního charakteru studie, kdy hlavní tematikou zůstává výzkum klinických efektů metody fyzikální terapie aplikované na principech vývojové kineziologie s neurofyzilogickými podklady.

3.1 Hlavní cíl

Cílem této práce je zjistit vliv povrchové elektroterapie (konvenční TENS) na spasticitu, kdy tato je aplikovaná do oblasti specifické zóny dle Vojtovy terapie.

3.2 Dílčí cíle

Dalšími vytyčenými cíli, které jsou zahrnuty do této studie:

- Zjistit vliv konvenční TENS aplikované v dermatomu Vojtovy patní zóny na spasticitu u DMO.
- Zjistit vliv konvenční TENS aplikované na mediální hraně paty na spasticitu u DMO.
- Zjistit vliv reflexní polohy dle Vojty na spasticitu u DMO.
- Realizovat průzkum mezi probandy zaměřený na spokojenost s aplikacemi.
- Pilotně porovnat hodnoty Tardieuho škály spasticity s vybranými parametry chůze.
- Konfrontovat problematiku hodnocení spasticity.

3.3 Hypotézy

H₀₁

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity dle Tardieuho před a po aplikaci konvenční TENS v místě patní zóny dle Vojtovy terapie.

H₀₂

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po aplikaci konvenční TENS v místě patní zóny dle Vojtovy terapie.

H₀₃

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity dle Tardieuho před a po aplikaci konvenční TENS v místě dermatomu patní zóny dle Vojtovy terapie.

H₀₄

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po aplikaci konvenční TENS v místě dermatomu patní zóny dle Vojtovy terapie.

H₀₅

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity dle Tardieuho před a po aplikaci konvenční TENS v místě mediální hrany paty.

H₀₆

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po aplikaci konvenční TENS v místě mediální hrany paty.

H₀₇

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity dle Tardieuho před a po uvedení jedince do reflexní polohy dle Vojty.

H₀₈

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po uvedení jedince do reflexní polohy dle Vojty.

H₉

Nadpoloviční většina respondentů bude aplikace hodnotit jako příjemné.

H₀₁₀

Není statisticky významný rozdíl mezi parametry chůze před a po aplikaci A.

4 Metodika

4.1 Charakteristika souboru

Do výzkumu bylo zařazeno 24 osob s dětskou mozkovou obrnou spastické formy průměrného věku 20 let (min. 4, max. 36). Probandi byli oslovoováni v Severních Čechách ve třech zařízeních (Pastelky Vilémov, Integrované centrum Horní Poustevna, Jedličkův ústav Liberec), která slouží pro integraci osob se zdravotním postižením. U žádného z účastníků studie neprobíhala současně žádná jiná intervence z oblasti odborné léčebné rehabilitace.

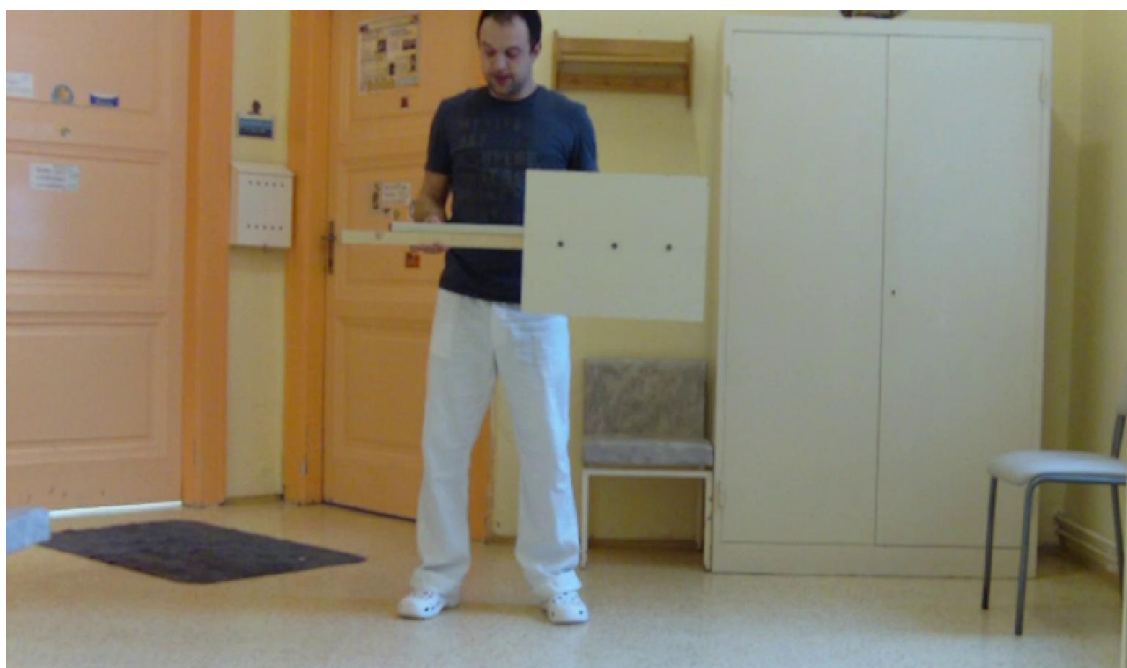
4.2 Metodika výzkumu

Před zahájením výzkumu probandi nebo jejich zákonní zástupci podepsali informovaný souhlas, ve kterém bylo každému zároveň přiděleno jedinečné identifikační číslo (ID). U každého probanda bylo následně stanoveno náhodné pořadí čtyř aplikací pomocí náhodného generátoru čísel. Mezi každou aplikací byl stanoven časový odstup minimálně 24 hodin.

Na začátku každé aplikace bylo do jedincova formuláře zapsáno ID, typ aplikace, datum a čas. Následovalo vyšetření, které bylo zaneseno do téhož formuláře. Jako první bylo provedeno měření interkondylární vzdálenosti (IK) vleže na zádech, kdy byla krejčovským metrem zjišťována vzdálenost mezi mediálními kondyly femuru při maximální možné volní abdukci v kyčli bez anteverze pánve, s extendovanými koleny. Následovalo vyšetření spasticity za pomoci Tardieuho škály, kdy vleže na zádech s flektovaným kolenem 30° byly vyšetřeny hlezenní klouby do dorzální flexe a po té vsedě na židli s opřenými DKK byly vyšetřeny ramenní klouby do extenze. Testování probíhá ve třech rychlostech, kdy první nejpomalejší slouží k ozřejmění si rozsahu pohybu, následuje rychlost imitující pád části končetiny v gravitaci a jako třetí se vyšetřuje, co nejrychlejším možným pohybem. Každý pohyb se hodnotil šesti kvalitami od nuly do pěti. Stupeň 0 značil žádný odpor při pohybu, stupeň 1 značil zvýšení odporu proti pohybu bez známek zaseknutí pohybu, stupeň 2 značil zvýšení odporu proti pohybu se zřetelným zaseknutím v určitém úhlu, stupeň 3 značil vzniklý

klonus v určitém úhlu, který trval do deseti sekund, stupeň 4 značil vzniklý klonus v určitém úhlu, který nepřestával ani po deseti sekundách, stupeň 5 značil nehybný kloub.

Po těchto vyšetřeních byl proveden u vybraných jedinců, kteří splňovali podmínku samostatné bipedální lokomoce, chůzový test Up & Go, který byl natáčen kamerou se stativem umístěnou kolmo na rovinu pohybu. Kalibrace vzdálenosti byla provedena za pomoci tabule s maticí bodů a vodováhou, kdy se vyšetřující s touto tabulí postavil do roviny pohybu čelem ke kameře a kyvem hlavy dal najevo, že je tabule vodorovně v rovině transverzální i frontální.



Obr. 5 Kalibrace pomocí tabulkové matice s vodováhou

Sedící proband dostal slovní instrukce, že se má zvednout, dojít ke stěně, tam se otočit a zase zpátky na židli, kam se posadí, rychlost byla slovně popsána: „Jako kdybyste šel na procházku.“ Test chůze byl spuštěn pobídkou: „Tři, dva, jedna, můžete!“ Ušlá vzdálenost se stanovila podle terénních podmínek tří pracovišť, kdy tato činila dva a půl metru.

Po těchto vyšetřeních podstoupil proband aplikaci, která byla právě v pořadí. Aplikace byly celkem čtyři a byly provedeny u chodících jedinců v 1. pozici dle profesora Vojty a u nechodících jedinců v poloze Vojtova reflexního plazení. Každá z aplikací trvala 15 minut a po ní následovalo obdobné testování jako před aplikací včetně videonahrávky chůze u jedinců schopných samostatné chůze.

- **Aplikace A** zahrnovala elektrickou stimulaci patní reflexní zóny dle profesora Vojty
- **Aplikace B** zahrnovala stimulaci mediální hrany paty
- **Aplikace C** spočívala ve stimulaci dermatomu patní zóny (S₁) v oblasti proximo-laterální části lýtky.
- **Aplikace D** proběhla bez stimulace elektrickým proudem pouze uvedením do polohy.

Za dermatom patní zóny dle Vojtovy terapie byl určen S1, kdy se v dostupné literatuře nejčastěji shoduje (Véle, 2006; Opavský, 2003; Kott podle Hansena (2000); Borovanský (1976), který připouští auxiliární inervaci dle Sherringtonova pravidla).

4.3 Specifikace elektroterapie

Pro elektroterapii byl použit kompaktní TENS přístroj NeuroTrac™ Rehab sériového čísla 000018 od firmy VerityMedical, Ltd. Manuálně byla nastavena frekvence 100 Hz a délka impulzu 200 mikrosekund, tvar impulzu udávaný výrobcem je bifázický asymetrický. Pro aplikace byly použity intenzity nadprahově senzitivní. Délka trvání stimulace byla 15 minut. Každému probandovi byly poskytnuty dvě nové kruhové nalepovací elektrody o průměru tři centimetry, které používal výhradně dotyčný. Katoda (černá koncovka) byla u aplikace A umístěna do místa napalpované reflexní zóny, anoda (červená koncovka) mírně proximálně (1-2 cm), co nejblíže katodě, avšak aby se jí nedotýkala. U aplikace B byly elektrody uloženy na mediální straně patní kosti, katoda do místa počátku podélné klenby anoda mírně proximálně (1-2 cm), co nejblíže katodě, avšak aby se jí nedotýkala. Při aplikaci C byla katoda umístěna při laterálním okraji laterální hlavy musculus gastrocnemius v proximální třetině lýtky, anoda mírně proximálně (1-2 cm), co nejblíže katodě, avšak aby se jí nedotýkala.



Obr. 6 Stimulační přístroj

4.4 Kinematická analýza

Videonahrávky chůze probandů byly zpracovávány v programu APAS, který byl poskytnut v laboratoři lidské kinantropomotoriky na Fakultě tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci. Videa před aplikací a po aplikaci nejprve byla střižena na sekvence dvojkroků, vždy v jednom a následně v druhém směru. Tyto sekvence program APAS používá po jednotlivých obrazech (frames). V každém obraze bylo na těle probanda označeno deset značek a to špička (toe), pata (heel), hlezno (ankle), koleno (knee) a kyčel (hip) levé i pravé dolní končetiny. Následovaly procesy transformace pro získání pozičních hodnot jednotlivých bodů. Následovalo vyhlazování (smoothing), kde byly částečně odstraněny hrubé odchylky v progresi souřadnic a po té byla tabulkově vyobrazena data dle zadaných kritérií, která představovala zvolené parametry chůze.

4.5 Zpracování výsledků

Data věků byla zanesena do tabulky programu Microsoft Excel, kde následně proběhl výpočet průměrného věku. Odpovědi na otázku spokojenosti byly také zpracovány v tomto programu, a to ve formě tabulky četností. Data interkodylárních vzdáleností a hodnot spasticity dle Tardieuho před i po každé ze čtyř aplikací byla zanesena do statistického programu Statistica 12. Statistické zpracování probíhalo

v programu Statistica 12. Pro posouzení statistické významnosti změn stupňů spasticity před a po aplikacích byl použit Wilcoxonův párový test, pro interkondylární vzdálenost byl použit parametrový t-test pro závislé vzorky. Pro grafické znázornění byl použit dialog Kruskal-Wallisova ANOVA, ve kterém byl vytvořen krabicový graf. Data parametrů chůze byla získána v programu APAS Display, převedena do Microsoft Excel a zde také dopočítána. Pilotně byly porovnány vybrané parametry chůze u čtyř jedinců, a to před a po aplikaci A, u kterých byl zjištěn signifikantní rozdíl v hodnotách spasticit.

5 Výsledky

5.1 Hypotéza H_01

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity dle Tardieuho před a po aplikaci konvenční TENS v místě patní zóny dle Vojtovy terapie.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace A na hodnoty spasticity dle Tardieuho. V Tab. 1 jsou uvedeny v součtu naměřené stupně spasticity u probandů a výsledky Wilcoxonova párového testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

Aplikace A	Případy	Spasticita před	Spasticita po	p	Z
V2	96	129	103	0,000046	4,076
V3	96	179	143	0,000005	4,568

Tab. 1 Vyhodnocení stupňů spasticity u Aplikace A

Vysvětlivky:	V2, V3	... rychlosti dle Tardieuho škály
	Případy	... levé a pravé loketní a hlezenní klouby u 24 probandů
	Spasticita	... součet hodnot stupňů dle Tardieuho škály
	před, po	... před a po aplikaci
	p	... hodnota statistické významnosti rozdílu
	Z	... hodnota testovaného kritéria

Shrnutí výsledků: V obou případech reflexních odpovědí na pasivní protažení, při nižší i vyšší rychlosti, došlo po aplikaci A ke statisticky významné změně, a to ve smyslu snížení projevů spasticity, výraznější změna nastala v případě vyšší rychlosti.

Hypotéza H_01 je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ zamítnuta.

5.2 Hypotéza H_02

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po aplikaci konvenční TENS v místě patní zóny dle Vojtovy terapie.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace A na hodnotu interkondylární vzdálenosti. V Tab. 2 jsou uvedeny hodnoty průměrných interkondylárních vzdáleností u probandů před a po aplikaci a výsledky párového parametrického t-testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

	IK průměr	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	32,9	12,7	24	-2,667	0,0000001
Po A	35,5	13,3			

Tab. 2 Vyhodnocení interkondylární vzdálenosti u Aplikace A

Vysvětlivky:	IK průměr	... průměr naměřených hodnot interkondylární vzdálenosti v cm
	Sm. Odch	... Směrodatná odchylka
	N	... počet probandů
	p	... hodnota statistické významnosti rozdílu

Shrnutí výsledků: Hodnoty parametru interkondylární vzdálenost před a po aplikaci A dosáhly u probandů statisticky signifikantního rozdílu ve smyslu zvýšení abdukce v kyčlích po aplikaci A.

Hypotéza H_02 je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ zamítnuta.

5.3 Hypotéza H_03

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity před a po aplikaci konvenční TENS v místě dermatomu patní zóny dle Vojtovy terapie.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace C na hodnoty spasticity dle Tardieuho. V Tab. 3 jsou uvedeny v součtu naměřené stupně spasticity u probandů a výsledky Wilcoxonova párového testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

Aplikace C	Případy	Spasticita před	Spasticita po	p	Z
V2	96	117	94	0,001139	3,254
V3	96	166	144	0,000162	3,772

Tab. 3 Vyhodnocení stupňů spasticity u Aplikace C

Vysvětlivky:	V2, V3	... rychlosti dle Tardieuho škály
	Případy	... levé a pravé loketní a hlezenní klouby u 24 probandů
	Spasticita	... součet hodnot stupňů dle Tardieuho škály
	před, po	... před a po aplikaci
	p	... hodnota statistické významnosti rozdílu
	Z	... hodnota testovaného kritéria

Shrnutí výsledků: U obou případů reflexních odpovědí na pasivní protažení, při nižší i vyšší rychlosti, lze nalézt po aplikaci C statisticky významný rozdíl ve smyslu snížení projevů spasticity, výraznější změna nastala v případě vyšší rychlosti.

Hypotéza H_03 je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ zamítnuta.

5.4 Hypotéza H_04

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po aplikaci konvenční TENS v místě dermatomu patní zóny dle Vojtovy terapie.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace C na hodnotu interkondylární vzdálenosti. V Tab. 4 jsou uvedeny hodnoty průměrných interkondylárních vzdáleností u probandů před a po aplikaci a výsledky párového parametrického t-testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

	IK průměr	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	33	12,5			
Po A	36,5	13	24	-3,458	0,000131

Tab. 4 Vyhodnocení interkondylární vzdálenosti u Aplikace C

Vysvětlivky: IK průměr ... průměr naměřených hodnot interkondylární vzdálenosti v cm
Sm. Odch ... Směrodatná odchylka
N ... počet probandů
p ... hodnota statistické významnosti rozdílu

Shrnutí výsledků: Hodnoty parametru interkondylární vzdálenost před a po aplikaci A dosáhly u probandů statisticky signifikantního rozdílu ve smyslu zvýšení abdukce v kyčlích po aplikaci C.

Hypotéza H_04 je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ zamítnuta.

5.5 Hypotéza H_05

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity před a po aplikaci konvenční TENS v místě mediální hrany paty.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace B na hodnoty spasticity dle Tardieuho. V Tab. 5 jsou uvedeny v součtu naměřené stupně spasticity u probandů a výsledky Wilcoxonova párového testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

Aplikace B	Případy	Spasticita před	Spasticita po	p	Z
V2	96	112	115	0,638453	0,47
V3	96	162	161	0,858282	0,179

Tab. 5 Vyhodnocení stupňů spasticity u Aplikace B

Vysvětlivky:	V2, V3	... rychlosti dle Tardieuho škály
	Případy	... levé a pravé loketní a hlezenní klouby u 24 probandů
	Spasticita	... součet hodnot stupňů dle Tardieuho škály
	před, po	... před a po aplikaci
	p	... hodnota statistické významnosti rozdílu
	Z	... hodnota testovaného kritéria

Shrnutí výsledků: V obou případech reflexních odpovědí na pasivní protažení, při nižší ani vyšší rychlosti, nedošlo po aplikaci C ke statisticky významné změně.

Hypotéza H_05 je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ potvrzena.

5.6 Hypotéza H₀₆

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po aplikaci konvenční TENS v místě mediální hrany paty.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace B na hodnotu interkondylární vzdálenosti. V Tab. 6 jsou uvedeny hodnoty průměrných interkondylárních vzdáleností u probandů před a po aplikaci a výsledky párového parametrického t-testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

	IK průměr	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	33,8	12,6			
Po A	35,3	13,1	24	-1,542	0,018966

Tab. 6 Vyhodnocení interkondylární vzdálenosti u Aplikace B

Vysvětlivky: IK průměr ... průměr naměřených hodnot interkondylární vzdálenosti v cm
Sm. Odch ... Směrodatná odchylka
N ... počet probandů
p ... hodnota statistické významnosti rozdílu

Shrnutí výsledků: Změna hodnot interkondylární vzdálenosti dosáhla statisticky významného rozdílu ve smyslu zvýšení abdukce v kyčlích po aplikaci B.

Hypotéza H₀₆ je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ zamítnuta.

5.7 Hypotéza H_07

Není statisticky významný rozdíl v hodnotách spasticity před a po uvedení jedince do reflexní polohy dle Vojty.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace D na hodnoty spasticity dle Tardieuho. V Tab. 7 jsou uvedeny v součtu naměřené stupně spasticity u probandů a výsledky Wilcoxonova párového testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

Aplikace B	Případy	Spasticita před	Spasticita po	p	Z
V2	96	111	112	0,736617	0,336
V3	96	172	169	0,575486	0,56

Tab. 7 Vyhodnocení stupňů spasticity u Aplikace D

Vysvětlivky:	V2, V3	... rychlosti dle Tardieuho škály
	Případy	... levé a pravé loketní a hlezenní klouby u 24 probandů
	Spasticita	... součet hodnot stupňů dle Tardieuho škály
	před, po	... před a po aplikaci
	p	... hodnota statistické významnosti rozdílu
	Z	... hodnota testovaného kritéria

Shrnutí výsledků: V obou případech reflexních odpovědí na pasivní protažení, při nižší ani vyšší rychlosti, nedošlo po aplikaci D ke statisticky významné změně.

Hypotéza H_07 je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ potvrzena.

5.8 Hypotéza H_08

Není statisticky významný rozdíl interkondylárních vzdáleností před a po uvedení jedince do reflexní polohy dle Vojty.

Při testování této hypotézy byl posuzován vliv aplikace D na hodnotu interkondylární vzdálenosti. V Tab. 8 jsou uvedeny hodnoty průměrných interkondylárních vzdáleností u probandů před a po aplikaci a výsledky párového parametrického t-testu, kterým byly naměřené hodnoty porovnány.

	IK průměr	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	33,4	12,8			
Po A	34,7	13,7	24	-1,250	0,009152

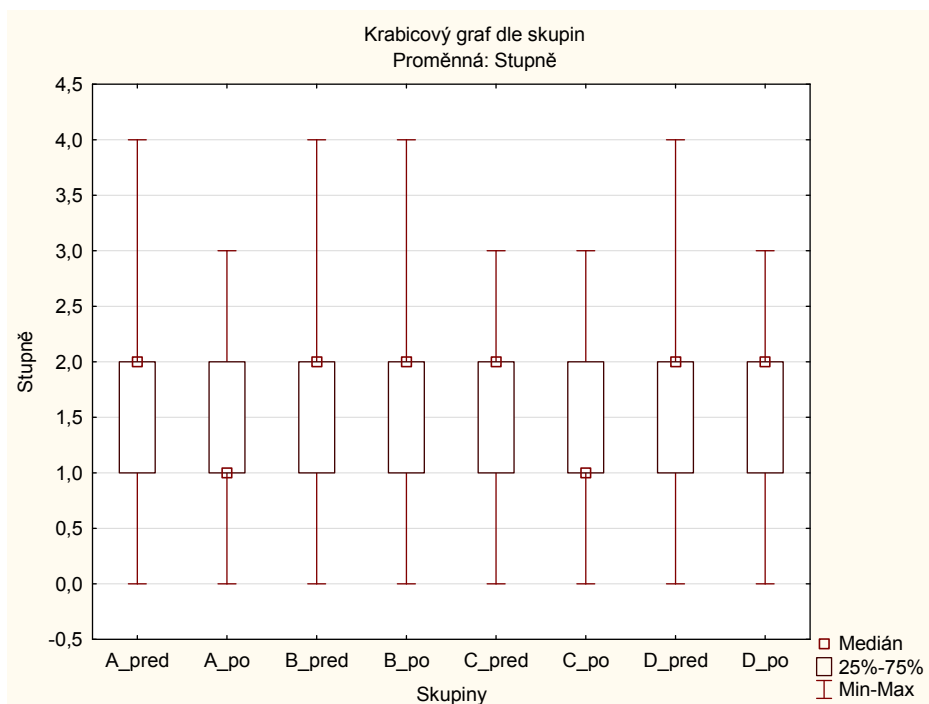
Tab. 8 Vyhodnocení interkondylární vzdálenosti u Aplikace D

Vysvětlivky: IK průměr ... průměr naměřených hodnot interkondylární vzdálenosti v cm
Sm. Odch ... Směrodatná odchylka
N ... počet probandů
p ... hodnota statistické významnosti rozdílu

Shrnutí výsledků: Změna hodnot interkondylární vzdálenosti dosáhla statisticky významného rozdílu ve smyslu zvýšení abdukce v kyčlích po aplikaci D.

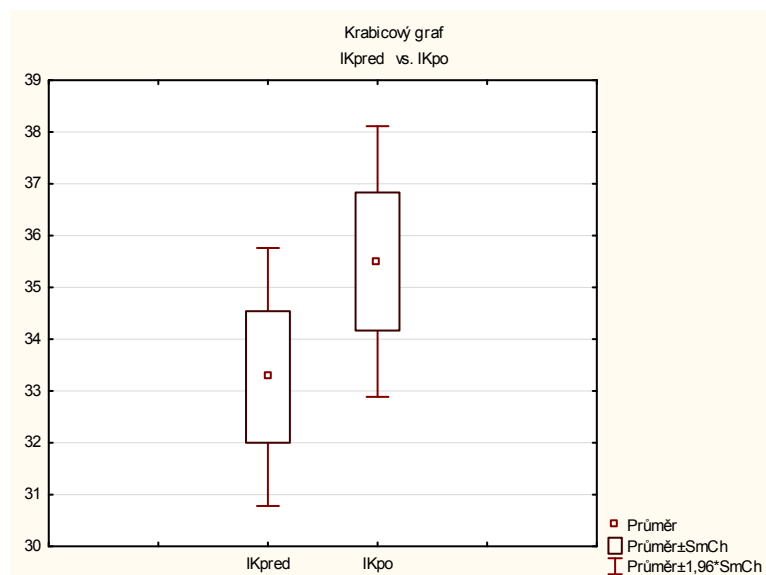
Hypotéza H_08 je na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ zamítnuta.

Grafické shrnutí H₀₁ až H₀₈



Obr. 7 Graf rozložení stupňů spasticity před a po každé z aplikací

Z grafu je možné vyčíst rozložení stupňů spasticity před a po každé aplikaci. Je vidět posun střední hodnoty po aplikacích A a C. Maximum stupňů spasticity bylo sníženo po aplikacích A a D.



Obr. 7 Graf rozložení interkondylárních vzdáleností před a po aplikacích

Z grafu je možné odečíst signifikantní nárůst interkondylární vzdálenosti po aplikacích.

5.9 Hypotéza H9

Nadpoloviční většina respondentů bude aplikace hodnotit jako příjemné.

Aplikace	Odpověď: Příjemné	Odpověď: Nepříjemné	Celkem dotázaných
A	23	0	24
B	23	0	24
C	23	0	24
D	23	0	24
Vše	92	0	96

Tab. 9 Tabulka četnosti odpovědí

Pozn.: Od jednoho respondenta s autistickými rysy nebylo možné dostat adekvátní odpověď.

Shrnutí výsledků: Celkem 92 z 96 možných odpovědí bylo na otázku: „Bylo to příjemné nebo nepříjemné?“ zodpovězeno kladným způsobem, což je nadpoloviční většina (96%).

Hypotéza H9 se tímto potvrdila.

5.10 Hypotéza H_{010}

Není statisticky významný rozdíl mezi parametry chůze před a po aplikaci A.

Při testování této hypotézy bylo zjišťováno, zdali aplikace se signifikantní změnou hodnot spasticity má vliv na změnu parametrů chůze. Jedná se o pilotní výzkum u čtyř jedinců, jejichž videonahrávky chůze byly kinematicky zpracovány.

Proband	EX KYK L	EX KYK P	EX KYK L*	EX KYK P*	Hlezno L	Hlezno P	Hlezno L*	Hlezno P*
1	4,9	-1,5	1,5	-8,4	17,7	25,4	20,0	28,7
2	-0,6	1,0	-1,2	3,2	21,4	16,3	25,7	19,1
3	-1,5	0,1	-5,8	-4,1	27,0	23,6	23,5	18,6
4	-12,4	-13,8	-8,5	-8,7	18,2	19,3	19,6	21,7

Tab. 10 Vybrané kinematické parametry chůze

Vysvětlivky: EX KYK ... hodnota maximální extenze kyčelního kloubu v průběhu pohybu vůči vertikále (°); + ventrálně, - dorzálně
L, P ... levá, pravá strana těla
Hlezno ... rozsah pohybu kotníku v průběhu pohybu (°)
* ... po aplikaci

Tab. 10 popisuje hodnocení rozsahu pohybů jednotlivých kloubů v průběhu testu.

Proband	Délka kroku	Délka kroku*	Rychlost	Rychlost*
1	52,4	44,8	1,7	1,5
2	69,5	66,7	2,4	2,6
3	72,2	74,4	2,1	2,4
4	80,4	77,7	2,1	2,3

Tab. 11 Vybrané časově-prostorové parametry chůze

Vysvětlivky: Délka kroku ... průměrná délka kroku v testu (cm)
Rychlost ... průměrná rychlost chůze v testu (km/h)

	EX KYK	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	-2,981	6,574			
Po A	-4,008	4,712	8	1,027	0,526483
	Hlezno	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	21,113	3,871			
Po A	22,124	3,602	8	-1,011	0,620608
	Rychlost	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	2,075	0,287			
Po A	2,200	0,483	4	-0,125	0,341576
	Délka kroku	Sm. Odch.	N	Rozdíl	p
Před A	68,623	11,799			
Po A	65,890	14,801	4	2,733	0,263034

Tab. 12 Hodnocení změn v hodnotách parametrů chůze

Vysvětlivky:	EX KYK	... průměrná extenze kyčle vůči vertikále (°); + ventrálně, - dorzálně
	Hlezno	... rozsah pohybu kotníků (°)
	Rychlost	... průměrná rychlost v km/h
	Délka kroku	... průměrná délka kroku
	Sm. Odch.	... směrodatná odchylka
	N	... počet hodnot
	p	... hodnota statistické významnosti

Tab. 12 představuje výsledky parametrického t-testu pro jednotlivé parametry chůze v součtu u čtyř probandů.

Shrnutí: U žádného z kinematicky získaných parametrů chůze nedošlo k signifikantní změně po aplikaci, u které bylo prokázáno statisticky významné snížení spasticity. Změny jsou patrnější u časově-prostorových parametrů, kde se ukazují tendence ke zkrácení délky kroku a zvýšení rychlosti po aplikaci A.

Hypotéza H₀₆ na hladině statistické významnosti $p < 0,05$ není zamítnuta.



Obr. 7 Ukázka kinematické polohy, vlevo před vpravo po aplikaci A

Na obrázku je možné vidět tendenci ke zkracování délky kroku. Dále je možné vidět kvalitativní změnu ve vizuálním hodnocení iniciálního kontaktu pravé nohy.

6 Diskuze

Při zpracovávání dat spastických hodnot bylo k dispozici 192 ohodnocených stupňů spasticity (24 jedinců; pravé, levé hlezno a loket; dvě rychlosti) a 24 hodnot interkondylární vzdálenosti (IK) před a 192 stupňů spasticity a dalších 24 hodnot IK po každé jednotlivé aplikaci, kterých bylo celkově čtyři. U aplikace A, tedy stimulaci patní zóny dle Vojty, bylo dosaženo statisticky významné změny ve smyslu snížení spasticity a překvapivě tomu tak bylo i při stimulaci dermatomu této zóny, aplikace C. Ze zjištěného lze usuzovat, že se na funkčnosti Vojtova principu mohou významně podílet exteroceptivní složky reflexní odpovědi, tedy reflexy s dlouhou latencí (Dietz & Sinkjaer, 2007). Dále bylo zjištěno u aplikace B, že stimulace mediální hrany paty nemá významný účinek při změnách stupňů spasticity dle Tardieuho, avšak podílí se na zvýšení hodnot interkondylární vzdálenosti. U aplikace D, která spočívala v uvedení probanda do Vojtovy reflexní polohy bez stimulace elektrickým proudem, se také neprokázal vliv na stupeň spastických odpovědí, tato však vede ke zvětšení hodnot interkondylární vzdálenosti. Ve výsledku po všech aplikacích nastala signifikantní změna interkondylární vzdálenosti, kdy tyto měli společné uvedení do reflexní polohy dle Vojtovy terapie, lze tedy říci, že každé uvedení do reflexní pozice bez ohledu na stimulaci má vliv na abdukci v kyčlích a tím tedy i určitý antispastický účinek na adduktory kyčle, které jsou podle instruktorky Vojtovy terapie Evy Macháčové (osobní sdělení, 21. 9. 2013) u jedinců s DMO jedny z nejčastějších spastických svalů. Tvzení, že napolohování má pozitivní antispastické účinky se shoduje s názorem autorů Marešové, Joudové a Severy (2011), kteří nastavením do specifických poloh empiricky prokázali pozitivní účinek a tohoto příznivého jevu využívají zejména u starších pacientů s DMO, kteří jsou již „alergičtí“ na dotyk. Je možné uvažovat také příznivý biomechanický vliv reflexní pozice na centraci kloubů a na abdukci (Vařeka & Dvořák, 1999).

Výsledky práce se shodují s některými pracemi rozdílných aplikací TENS, avšak společných parametrů, kdy Bryan & Benson (2009) měřil bezprostřední účinek 60minutové aplikace konvenční TENS u pacientů se spinální lezí prostřednictvím Kompozitního skórování spasticity (Composite Spasticity Score), kdy dosáhl významné redukce spastických projevů. AlAbdulwahab & Al-Gabbani (2010) prokázali při simultánním 15minutovém aplikování TENS na adduktory při chůzi nejen snížení

odporu proti pasivnímu pohybu, ale i významnou změnu v parametrech chůze, kterými byly délka kroku, šířka kroku a rychlost chůze. Metody TENS se dají využít také při funkční stimulaci, kde se touto problematikou zabývá Adamcová (2011), která také uvádí pozitivní výsledky u jednorázového ošetření dorzálních flexorů hlezna (antagonistů spastických plantárních flexorů) ve smyslu zvýšení rychlosti chůze.

Cauraugh et al. (2009) ve svém systematickém přehledu poukazuje na to, že se efekty následně po elektrostimulaci sice dostaví, avšak že mají krátkou dobu trvání. Tento fenomén by mohl být částečně kompenzován při používání kompaktních přístrojů pro TENS, kdy výhodou těchto je snadná dostupnost, bezpečná a jednoduchá aplikace, tudíž je zde možnost domácí léčby a tím i vidina častějších aplikací.

Subjektivní hodnocení aplikací z pohledu probanda vyšlo významně pozitivně, kdy téměř všichni probandi odpověděli, že aplikace byla příjemná. Od jednoho z respondentů nebylo možné dostat adekvátní odpověď. Byl to jedinec, který měl přidružené autistické prvky. Výzkumu se účastnili celkem tři jedinci s autistickými rysy a spolupráce s nimi byla poměrně složitá a přístup velice individuální. Bylo potřeba, alespoň z počátku, aby u aplikací byly přítomny sociální pracovníce, které dotyčné znaly. Lektorka Vojtovy metody Věra Kováčiková (osobní komunikace, 26. 9. 2013) udává, že u jedinců s autistickými prvky je kontraindikovaná reflexní lokomoce. Není však uváděno z jakého důvodu. Jde o značně individuální náhled na problematiku. V této studii bylo u jednoho jedince s autistickými prvky pozorováno, že po čtyřech aplikacích se na následujících sezení začal proband sám nastavovat do aplikační polohy a spolupráce se výrazně usnadnila.

Podle přehledové studie hodnocení spasticity (Scholtes et al., 2006) zůstává jedinou adekvátní škálou pro hodnocení spasticity, která odpovídá její definici, Tardieuho škála spasticity použitá i v této studii, dodává však, že tato metoda je dosti náročná na čas. Podle zkušeností z této studie je Tardieuho metoda zpočátku při nezkušenosti hodnotitele skutečně časově náročná, avšak po zapracování se potřebný čas na realizaci rapidně snižuje. Je pravdou, že v této studii bylo použito vyšetření pouze loketních a hlezenních kloubů, avšak dle Graciese et al. (2010) je signifikantní reliabilita přítomna právě u těchto kloubů. Haugh (2006) se v práci zabýval také přehledovou tematikou hodnocení spasticity dle Tardieuho škály a došel k závěrům, že se hodnoty složky Y nejméně liší v případech hlezenního kloubu a loketního. Patrick & Ada (2006) vidí výhody Tardieuho hodnocení v rozpoznání svalové kontraktury, kdy

pomalá složka určí pasivní rozsah pohybu a pokud se úhel v rychlé složce příliš nemění, jde podle nich o svalovou kontrakturu, namísto toho Ahworthova škála hodnocení spasticity je touto složkou svalového zkrácení výrazně limitována. Yam & Leung (2006) poukazují na horší opakovatelnost mezi-hodnotiteli u Tardieuho škály, a proto doporučuje u pacientů testování jedním hodnotitelem, kdy se podle Mackeyho et al. (2004) hodnoty opakovaně měřených úhlů na horních končetinách neliší více jak o 12°. Qiyu et al. (2011) dokázali moderním způsobem objektivizovat vjem vyšetřujícího pomocí přístroje Manual spasticity evaluator (MSE), což podobně provedl již Tardieu (1954), který měl však k dispozici soudobý EMG přístroj. MSE podle měřené síly odporu, jejího směru a pozice v kloubu prokázal při různých rychlostech, že subjektivní vjem zachycení v určitém úhlu dle Tardieuho koresponduje s vrcholovým momentem spastické rychlostně-závislé odpovědi.

Výsledky pilotní kinematické analýzy v sagitální rovině, kterou Baker et al. (2009) označují, za nejvhodnější pro získávání dat, jelikož je zde nejspolehlivější reliabilita, nedosáhly hladiny statistické významnosti v žádném z parametrů. Tendenci nejvíce se přibližovat této hodnotě měli změny délky kroku a rychlosti. Hodnota délky kroku měla u čtyř vyšetřovaných jedinců paradoxně zkracující se charakter, kdy však v porovnání s vizuálním hodnocením se tomu dělo ve prospěch kvality provedení pohybu. Desloovere et al. (2006) z výsledků své práce usuzuje, že parametry chůze nekorrespondují se statickými hodnotami, jakými jsou rozsah pohybu, svalová síla a spasticita. Udává, že hodnocení chůze je samostatnou klinickou jednotkou. Problematiku ohledně hodnocení chůze u jedinců s DMO značně komplikuje ještě jejich intraindividuální variabilita chůze (Steinwender et al., 2000). Klinická pracoviště v České Republice nabízející možnost přístrojové analýzy chůze se vyskytují v Brně, Olomouci, Ostravě a Ústí nad Labem, kdy klinicky využívané pro analýzu chůze DMO je pracoviště Brno (Švehlík, 2011). Přístrojová analýza chůze je značně náročný proces, představující vysokou počáteční investici a každá jednotlivá analýza zabere celkem okolo čtyř hodin času vyšetřujícího (Narayanan, 2007). Nízkou míru klinické využitelnosti přístrojové analýzy podtrhují svým výzkumem Noonan et al. (2003), kteří odeslali 11 pacientů s DMO do čtyř center v USA zabývajících se přístrojovou analýzou, kdy výsledkem byla značná nesouhlasnost v doporučení a návrzích terapie.

Ze zkušeností a výsledků této studie je možné doporučit při vyšetřování chůze u jedinců s DMO preferenci měření především časově-prostorových hodnot, jakými jsou

délka kroku a rychlost chůze, jejichž změny byly v této studii u probandů citlivější a také z klinického hlediska není k jejich měření potřeba zajištění speciálních zařízení a procedurálních úkonů. Co se týká hodnocení spasticity po aplikační intervenci, ukázali se změny v parametrických hodnotách (IK v centimetrech) citlivější než neparametrické bodové hodnocení stupňů spasticity.

Nastávající výzkumné aktivity by bylo vhodné zaměřit na měření a porovnání více parametrických hodnot, získaných například měřením rozsahu pohybů v kloubech s hodnotami naměřených stupňů spasticity. Další rozšíření stávajícího výzkumu by se v budoucnu mohlo zabývat hlubším kvalitativním vizuálním hodnocení chůze ve spojitosti s nejnovějšími poznatky přístrojové analýzy chůze u jedinců s DMO. Na širším vzorku populace by se dále mohla realizovat korelační analýza mezi stupni spasticity a úhly naměřenými při zvýšené reflexní odpovědi. Z hlediska didaktického by bylo dále vhodné sjednotit výklady posuzování jednotlivých stupňů spasticity u Tardieuho škály a informace o tomto adekvátním hodnocení spasticity je nutné dostat do povědomí širší odborné veřejnosti.

7 Závěry

Tato magisterská teze si vytyčila cíle v oblastech fyzikální léčby a vývojové kineziologie, které byly za pomoci dostupných prostředků dosaženy. Práce pojednává o možném pozitivním vlivu spojení různých terapeutických přístupů na poli neurovývojových poruch. Při snaze o zjištění vlivu nízkofrekvenční elektroterapie aplikované v místech reflexních zón bylo využito dostupných poznatků pro adekvátní hodnocení parametrů a změn a bylo minimalizováno riziko individuality probandů s výjimkou specifikace rozsahu spasticity. Výsledky poukazují na vysokou vhodnost spojení principů elektrické terapie s Vojtovými neurofyzilogickými ve smyslu snížení následků spastického syndromu. Neurofyzilogické aspekty a účinky ani jedné z použitých metod prozatím nejsou naplno objasněny, udané poznatky v této publikaci mohou nastínit problematiku řízení a fungování lidské hybnosti, avšak složitost lidské motoriky prohlubuje Vojtův náhled na genetickou zakódovanost programových vzorců. Z funkčního hlediska jsou známy stabilně empiricky dokládáné excelentní výsledky této nepřiliš probádané metody, kdy funkčního hlediska se držím i v této práci. Použil jsem standardizovaných hodnotících škál a parametrů a zaměřil se na kvalitativní složky výzkumu. Zajímavým faktem práce je, že efekt stimulace patní zóny byl obdobný efektu po stimulaci jejího dermatomu. Dokládá to složitost mechanismů řízení pohybů a nutnost sofistikované objektivizace za pomoci nejmodernějších přístrojů.

Jsou zde předkládány výsledky inovativní techniky fyzioterapie, která by se do budoucna mohla vyvinout ve specifickou neuromodulační techniku, působící z periferie na centrální mechanismy řízení. Variabilita použití TENS je nesmírně široká a je na každém, kdo s ní přijde do styku, aby se pokusil o maximální účinek.

Zevrubná konfrontace výsledků změn „funkčních“ parametrů chůzových se změnami ve stupních spasticity přináší jistý korelát, avšak tento je nutno do budoucna rozpracovat. V návaznosti na tuto práci je možné provést rozšíření výzkumu v oblasti korelace mezi funkčním hodnocením a analytickým (stupně spasticity, hodnoty úhlů objevení „záseku“) u neurovývojových poruch.

Přínos do problematiky Dětské mozkové obrny je tato práce hlavně v oblasti well-being (pocitu dobrého bytí), kdy se ukázalo hodnocení fyzioterapeutické intervence jako příjemné a probandi tuto vlídně vítali. Pokud jim bylo příjemné nadprahově-senzitivní působení elektrických impulsů, pozitivní je, že moderní

kompaktní přístroje jsou již na trhu běžně k dostání za relativně nízkou cenu. Pokud pozitivita hodnocení závisela spíše na fyzioterapeutickém přístupu, vyvstává zde apel na zvýšení fyzioterapeutické participace na rehabilitaci lidí s DMO.

Nadšení z fyzioterapeutické intervence u jedinců s DMO ukázalo potřebu aktivizovat jedince s DMO novými impulzy, kdy tito lidé mají od útlého věku problém, s nímž musí celý život žít a tento problém jim nedovolí úplnou participaci ve většinové společnosti. Často prožijí život v užších komunitách a vytvářejí si vztahy mezi vrstevníky s podobným problémem. Mnozí z nich jsou odkázáni na pomoc druhých i při aktivitách běžného denního života, což zatěžuje nejen jedince, ale i sociální a zdravotnický systém.

Myslím si, že v České Republice je úroveň léčebné rehabilitace mezi nejvyššími na světě. Při svém působení na různých zařízeních jsem se však setkal s rozdílným problémem oproti zdravotnickému, a to se sociální otázkou péče rodiče o dítě. Problematická komunikace s rodiči postižených dětí omezila počet probandů na 1/3. Děti bez přítomnosti rodičovského vzoru jsou odkázány na ústavní péči, kde jejich participace probíhá komunitně. Vysoká úroveň sociálního a zdravotnického systému u nás dává těmto „opuštěným“ dětem reálnou možnost prožít relativně kvalitní život, avšak přístup rodiče k potomkovi, jakožto člověk k člověku, selhává.

8 Souhrn

Realizace výzkumného projektu fyzioterapeutické činnosti v oblasti neurovývojové problematiky nemocných se syndromem centrální pářezy proběhla v klinických podmínkách zařízení na severu Čech, která slouží pro integraci osob se znevýhodněním. Jmenovitě: chráněné bydlení Pastelky Vilémov, Integrované centrum Horní Poustevna, Jedličkův ústav Liberec. Informovaných souhlasů od vhodných adeptů na výzkum se podařilo získat 24. Kritériem pro výběr byla přítomnost klinického obrazu spastické formy DMO.

Studie spojuje metodu fyzikální terapie s metodou na neurofyzilogickém podkladě, tedy impikuje transkutánní elektrickou neurostimulaci do principů Vojtovy reflexní terapie. Proběhly čtyři aplikace u každého jedince a byly sledovány parametry posuzující spastický syndrom. Mezi aplikacemi byl odstup vždy minimálně 24 hodin. Pro posouzení stavu před a po aplikaci byly zvoleny: test interkondylární vzdálenosti a modifikovaná Tardieuho škála spasticity. Doplňkově byla u vybraných, lokomočně zdatných jedinců pořízena videonahrávka chůze, také před a po aplikaci.

Zpracování dat v programu Statistica 12 neukázalo při porovnávání vybraných parametrů chůze statistickou významnost ve změně hodnot. Významný statistický rozdíl se objevil ve změně spastických hodnot po aplikaci TENS do patní zóny dle Vojty ve smyslu snížení spasticity. Dalším signifikantním ukazatelem bylo snížení spastických projevů po aplikaci TENS do dermatomu patní zóny. Stimulace oblasti mediální hrany paty ani nestimulační aplikace nepřinesly statisticky významné hodnoty při posuzování stupňů spasticity, avšak v případě zvýšení hodnoty interkondylární vzdálenosti po aplikaci dosáhly tyto parametry hladiny statistické významnosti po každé aplikaci, což svědčí o efektu Vojtovy reflexní polohy na rozsah abdukce v kyčli. Metoda hodnocení spasticity podle profesora Tardieuho je jednoznačně validní a prozatím klinikovi nejlepší možnou dostupnou hodnotící škálou.

9 Summary

Realization of a research project of physiotherapeutical procedure in neural development issue for patients with central paresis was performed in clinical conditions of north Bohemian institutions that serve for integration of people with handicap. Namely: chráněné bydlení Pastelky Vilémov, Integrované centrum Horní Poustevna, Jedličkův ústav Liberec. Twenty four informed consents of eligible adepts for research were obtained. Criteria for selection were a presence of clinical figure of spastic content of infant cerebral palsy.

The study links together physical therapy method with a method on neurophysiology basis, thus implicates transcutaneous electric neurostimulation into Vojta Reflex therapy. Four applications were performed for each subject and parameters evaluating the spastic syndrome were followed. Between the applications was a minimum interval of 24 hours. For the evaluation of the condition before and after the application test of intercondylar length and Tardieu scale of spasticity were chosen. Additionally for chosen locomotive proficient subjects a video of walk before and after the application was acquired.

Data processing in the Statistica 12 software refers to relevancy of reflex zone stimulation and its dermatome in the meaning of spasticity reduction. Another significant indicator was a reduction of spasticity signs after the application of TENS into dermatome of calcaneal area. Stimulation of medial edge of heel and nonstimulating applications did not bring any statistically significant results. Worth mentioning is a statistical significance of increase of intercondylar length value after every application, that testifies the effect of Vojta 1st position on abduction range in hip and at the same time nonsensitivity of this test in infant cerebral palsy. The method of evaluation of spasticity according to Professor Tardieu is positively valid and it is for the clinician the best evaluation scale for now.

10 Referenční seznam

Adamcová, P. (2011). *Elektrostimulace u pacientů s postižením centrální nervové soustavy*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

AlAbdulwahab, S. S., Al-Gabbani, M. (2010). Transcutaneous electrical nerve stimulation of hip adductors improves gait parameters of children with spastic diplegic cerebral palsy. *NeuroRehabilitation*, 26, 115-122. Leiden: IOS Press.

Anonymous (2013). *Česko má jednu z nejnižších úmrtností novorozenců na světě*. Retrieved 7.2.2014 from the World Wide Web: <http://www.novinky.cz/zena/deti/319125-cesko-ma-jednu-z-nejnizsich-umrtnosti-novorozencu-na-svete.html>

Anonymous. *Autism*. Retrieved 2.3.2014 from the World Wide Web: <http://www.pcentral.org/autism.pdf>

Borovanský, L. (1976). *Soustavná anatomie člověka II*. Praha: Avicenum.

Boswell, B. B., Davis, R. & Stavrakas, P. (1996). Time-distance gait parameters of children with spastic cerebral palsy. *Clinical Kinesiology*, 49(4), 88-98. Retrieved 15.10.2013 from SCOPUS database on the World Wide Web: <http://www.scopus.com/record/display.url?eid=2-s2.0-0030033994&origin=inward&txGid=572015621923EDCD40F61C5367620A06.fM4vPvPBip1BpirDq5Cw%3a2>

Boyd, R., Graham, K. (1999). Objective measurement of clinical findings in the use of botulinum toxin type A for the management of children with cerebral palsy. *European Journal of Neurology*, 6, 23-25.

Brunnekreef, J., J., van Uden, C., J., T., van Moorsel, S. & Kooloos, J., G., M. (2005). Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6(17), 1-9.

Bryan, P. H. C. & Benson, K. K. C. (2010). Immediate effect of transcutaneous electrical nerve stimulation on spasticity in patients with spinal cord injury. *Clinical Rehabilitation*, 24, 202-210.

Capko, J. (1998). *Základy fyziotrické léčby*. Praha: Grada.

Cauraugh, J. H. et al. (2010). Children with cerebral palsy: a systematic review and meta-analysis on gait and electrical stimulation. *Clinical Rehabilitation*, 24, 963-978. Retrieved 14.10.2013 from the World Wide Web: <http://cre.sagepub.com/content/24/11/963>

Desloovere, K. et al. (2006). Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy?. *Gait & Posture*, 24(3), 302-314.

Dietz, V. & Sinkjaer, T. (2007). Spastic movement disorder: impaired reflex function and altered muscle mechanics. *The Lancet Neurology*, 6, 725-733.

Druga, R. (2003). *LIDSKÉ TĚLO Atlas anatomie člověka*. Praha: Ottovo nakladatelství.

Frömel, K. (2002). *Kompendium psaní a publikování v kinantropologii* [Učební texty]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Gracies et al. (2010). Reliability of the Tardieu Scale for Assessing Spasticity in Children With Cerebral Palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 91(3), 421-428.

Haugh, A. B. (2006). A systematic review of the Tardieu Scale for the measurement of spasticity. *Disability and Rehabilitation*, 28(15), 899-907. Sheffield: Informa.

Huang, W. W., VanSwearingen, J. M. & Brach, J. S. (2008). Gait variability in older adults: Observational rating validated by comparison with a computerized walkway gold standard. *Physical Therapy*, 88(10), 1146-1153.

Janda, V. a kol. (2004). *Svalové funkční testy*. Praha: Grada.

Jandačka, D. (2012). *Základy biomechaniky tělesných cvičení*. Luleč: Dagmar Hanousková

Janura, M. & Svoboda, Z. (2010). *Kinematická analýza* [Výzkumná zpráva MŠMT No. CZ.1.07/2.3.00/09.0209]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Janura, M. & Svoboda, Z. (2011). *Kinematická analýza pohybu, vývoj, interakce, variabilita* [Výzkumná zpráva MŠMT No. CZ.1.07/2.3.00/09.0209]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Jonsdottir, J. & Cattaneo, D. (2007). Reliability and validity of the dynamic gait index in persons with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88, 1410-1415.

Kaňovský, P., Bareš, M. & Dufek, J. (Eds.) (2004). *Spasticita: Mechanismy, diagnostika a léčba*. Praha: Maxdorf.

Kolář, P. et al. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

Kolektiv autorů. (1994). *Ilustrované přehledy: Fyzika, Chemie, Biologie*. Ostrava: BLESK.

Kott, O. (2000). *Kineziologie*. Plzeň: Nava tisk.

Kratochvílová, L. (2007). *Vliv akupresury na spasticitu a funkci ruky jedinců s DMO*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Kraus, J. et al. (2005). *Dětská mozková obrna*. Praha: Grada.

Lance, J. (1980). The control of muscle tone, reflexes, and movement: Robert Wartenberg Lecture. *Neurology*, 30, 1303-1313.

Mackey, A. H., Walt, S. E., Lobb, G. & Stott, N. S. (2004). Intraobserver reliability of the modified Tardieu scale in the upper limb of children with hemiplegia. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 46, 267-272

Magnus, R. (1925). Animal Posture. *Proceedings of the Royal Society*, 98, 339-353.

Marešová, E., Joudová, P. & Severa, S. (2011). *Dětská mozková obrna: možnosti a hranice včasné diagnostiky a terapie*. Praha: Galén.

Mayer, M. (1997). Některé neurofyzilogické aspekty spasticity. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2, 41-46.

Mayer, M. & Konečný, P. (1998). Možnosti ovlivnění spasticity prostředky fyzikální terapie a rehabilitaci nemocných s centrálními poruchami hybnosti. *Rehabilitácia*, 1, 40-46.

McGinley, J. L., Goldie, P. A., Greenwood, K. M. & Olney, S. J. (2003). Accuracy and reliability of observational gait analysis data: Judgments of push-off in gait after stroke. *Physical Therapy*, 83(2), 146-160.

Ng, S. S. M. & Hui-Chan, C. W. I. (2005). The timed up & go test: Its reliability and association with lower-limb impairments and locomotor capacities in people with chronic stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 1641-1647.

Opavský, J. (2003). *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty* [Učební texty]. Olomouc: Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury.

Orth, H. (2012). *Dítě ve Vojtově terapii*. České Budějovice: Kopp.

Patrick, E. & Ada, L. (2006). The Tardieu Scale differentiates contracture from spasticity whereas the Ashworth Scale is confounded by it. *Clinical Rehabilitation*, 20, 173-182. Retrieved 26.11.2013 from the World Wide Web: <http://cre.sagepub.com/content/20/2/173>

Pavlů, D. (2003). *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. Brno: Cerm.

Poděbradský, J. & Poděbradská, R. (2009). *Fyzikální terapie*. Praha: Grada.

Poláková, I. (2006). *Ovlivnění jednorázového účinku akupresury napolohováním u DMO*. Diplomová práce, Univerzita Palackého, Fakulta tělesné kultury, Olomouc.

Qiyu, P. et al. (2011). Quantitative evaluations of ankle spasticity and stiffness in neurological disorders using manual spasticity evaluator. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 48(4), 473-482.

Schmid, A. et al. (2007). Improvements in speed-based gait classifications are meaningful. *Stroke*, 38, 2096-2100.

Scholtes, V. A., Becher, J. G., Beelen, A. B. & Lankhorst, G. J. (2006). Clinical assessment of spasticity in children with cerebral palsy: a critical review of available instruments. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 48, 64-73.

Tardieu, G., Shentoub, S. & Delarue, R. (1954). A la recherche d'une technique de mesure de la spasticité. *Revue Neurol*, 91, 143-144.

Tomi, M. (1985). Zur Früherkennung und Frühbehandlung bei Kindern mit cerebralen Bewegungsstörungen in Japan. In *Entwicklungsrehabilitation und Behindertenhilfe in Japan und der Bundesrepublik Deutschland* (pp. 35-52). Lübeck: Hansisches Verlagskontor.

Trojan, S., Druga, R., Pfeiffer, J. & Votava, J. (1996). *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. Praha: Grada.

Vaňásková, E. (2005). Testování v neurorehabilitaci. *Neurologie pro praxi*, 6, 311-314.

Vařeka, I., & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 84-85. Praha: ČLS-JEP.

Véle, F. (2006). *KINEZIOLOGIE Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Praha: TRITON.

Veverka, T. (2013). *Spasticita jako projev maladaptivní plasticity CNS a její ovlivnění botulotoxinem*. Disertační práce, Univerzita Palackého, Lékařská fakulta, Olomouc.

Vodňanská, M. (2011). *Stimulace zón používaných při reflexní lokomoci pomocí proudu TENS*. Diplomová práce, Univerzita Karlova, Fakulta tělesné výchovy a sportu, Praha.

Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada.

Vojta, V. & Peters, A. (2010). *Vojtův princip*. Praha: Grada.

Wrisley, D. M., Marchetti, G. F., Kuharsky, D. K. & Whitney, S. L. (2004). Reliability, internal consistency and validity of data obtained with the functional gait assessment. *Physical Therapy*, 84(10), 906-918.

Yam, W. K. L. & Leung, M. S. M. (2006). Interrater Reliability of Modified Ashworth Scale and Modified Tardieu Scale in Children With Spastic Cerebral Palsy. *Journal of Child Neurology*, 21(12), 1031-1035.

Zdráhal, J. (2010). *Možnosti fyzioterapie u osob po cévní mozkové příhodě v chronickém stádiu*. Diplomová práce, Západočeská univerzita, Fakulta zdravotnických studií, Plzeň.

11 Přílohy

Příloha 1. Schválení etické komise



**Fakulta tělesné kultury
Univerzity Palackého
tř. Míru 115
OLOMOUC**

Vyřádění Etické komise FTK UP

Složení komise: Doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph. D. – předsedkyně
Doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.
Doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.
Mgr. Ondřej Ješina, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne 14. 1. 2014 byl projekt diplomové práce
autora **Bc. Jana Zdráhala**

s názvem **Efekt TENS lokalizované na distální dolní končetině v 1.pozici dle Vojty u
Dětské mozkové obrny**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: 18 / 2014
dne: 14. 3. 2014.

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory**
s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnicemi pro výzkum zahrnující lidské
účastníky.

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

razítka fakulty

za EK FTK UP
Doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.
předsedkyně

Příloha 2. Informovaný souhlas

Název studie (projektu): **Hodnocení efektu neuromodulace periferních okrsků dolní končetiny u Dětské mozkové obrny**

Jméno:

Datum narození:

Kontakt:

Účastník byl do studie zařazen pod ID:

1. a) Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí při studii, je mi více než 18 let.
b) Souhlasím s účastí mého potomka (popř. dítěte v pěstounské péči) či opatrovaného dítěte při studii, zároveň prohlašuji, že jsem oprávněn tento souhlas udělit.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, беру на ве́доміі pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl(a) jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka (zákonného zástupce):

Podpis fyzioterapeuta:

Datum:

Datum:

Příloha 3. Formulář užívaný v této studii

ID: Typ aplikace: Datum: Čas:

Hodnoty měřené před aplikací

Interkondylární vzdálenost v cm	
---------------------------------	--

Hlezenní kloub			Loketní kloub		
	X / Y			X / Y	
Rychlost	Sin.	Dx.	Rychlost	Sin.	Dx.
V1	/	/	V1	/	/
V2	/	/	V2	/	/
V3	/	/	V3	/	/

Čas testu Stand Up and Go:

Hodnoty měřené po aplikaci

Interkondylární vzdálenost v cm	
---------------------------------	--

Hlezenní kloub			Loketní kloub		
	X / Y			X / Y	
Rychlost	Sin.	Dx.	Rychlost	Sin.	Dx.
V1	/	/	V1	/	/
V2	/	/	V2	/	/
V3	/	/	V3	/	/

Čas testu Stand Up and Go:

Poznámky:

Příloha 4. Tardieuho škála spasticity (Scholtes et al., 2006)

Měření by mělo probíhat ve stejnou denní dobu a postavení hlavy by mělo být neutrální.

Rychlosti provedení pasivního pohybu – V

V1 - Co možná nejpomalejší pohyb

V2 - Pohyb, jako kdyby končetina padala gravitací

V3 - Co možná nejrychlejší pohyb

Hodnocení intenzity a průběhu reakce (reflexu) protahovaného svalu – X

0 - Žádný odpor v průběhu pasivního pohybu

1 - Lehký odpor (záškub) v průběhu pohybu bez určitého úhlu

2 - Zachycení (záškub) pohybu ve zřetelně určitém úhlu a následné uvolnění

3 - Reszistentní kontrakce nebo klonus v určitém úhlu trvající do deseti sekund

4 - Klonus trvající nad deset sekund

5 - V kloubu není možné provést pasivní pohyb

Hodnota měřitelného úhlu vzniku odporu ve stupních (°) - Y

Pozn.: Výchozí poloha pro měření na horní končetině je vsedě, pro měření na dolní končetině pacient leží na zádech. Při měření v rychlosti V1 je získána hodnota rozsahu pasivního pohybu (ROM). Nízký rozdíl mezi úhly získanými při V1 a V2,3 poukazuje na zkrácení vazivové složky segmentů. (Boyd & Graham, 1999)