
UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Praha 2008

Lenka Procházková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

FYZIOTERAPIE



POSTUROGRAFIE A BIOFEEDBACK
VYUŽITÍ U HEMIPARETICKÝCH PACIENTŮ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

Vedoucí práce:
Mgr. Zdeněk Guřan

Autor:
Lenka Procházková

Praha 2008

Prohlašuji tímto, že jsem zadanou bakalářskou práci vypracovala samostatně a uvedla jsem v seznamu literatury veškerou použitou literaturu a další zdroje. Souhlasím také s použitím mé práce ke studijním účelům.

V Praze dne: 25. 3. 2008

Chtěla bych tímto poděkovat vedoucímu mé práce Mgr. Zdeňkovi Guřanovi za cenné rady, připomínky a vstřícnost. Dále děkuji všem pacientů za jejich ochotu a trpělivost.

Lenka Procházková

ABSTRAKT

Cílem práce bylo obecně popsat metodu posturografie, metodiku měření a zjistit možnosti využití u hemiparetických pacientů. Byla vytvořena skupina tří hemiparetických pacientů, kteří absolvovali 10 terapií s využitím biofeedbacku na přístroji Posturograf STP–03. Celkové vyhodnocení bylo prováděno na základě porovnání vstupního a výstupního měření na posturografu. Pomocí systému znázorňující tlakové jevy na chodidlech jsme zjišťovali, zda má tato terapie vliv na změnu rozložení váhy na dolních končetinách.

Naměřené hodnoty ukazují, že v rámci fyzioterapeutické praxe lze u hemiparetických pacientů úspěšně využít metody posturografie jak k objektivnímu hodnocení terapie, tak i v rámci biofeedbacku. Vlivem absolvovaných terapií došlo u pacientů jak ke zlepšení stability stoji, tak i ke změně zatížení dolních končetin.

Klíčová slova: biofeedback, hemiparetický pacient, posturografie, stabilita

SUMMARY

The purpose of this thesis was to generally describe the method of posturography, methodology of the measurement and to find out the utilization of this method in connection with hemiparetic patients. Three hemiparetic patients absolved ten therapies based on biofeedback by using Posturograf STP-03. Overall assessment was made out on the basis of comparison of the entry measurement and the concluding measurement on the posturograph. With the support of the footscan we were trying to find out weather the therapy affects the changes of body weight on feet (distribution of weight).

Measured data shows that the method of posturography can be successfully used both to objective assessment and within biofeedback in physical therapy of hemiparetics patients. The stability of the stand and distribution of weight improved after the passing of the therapy.

Key words: biofeedback, hemiparetic patient, posturography, stability

OBSAH

1	ÚVOD	7
2	CÍL BAKALÁŘSKÉ PRÁCE	8
3	HYPOTÉZY	8
4	ČÁST TEORETICKÁ	9
4.1	Posturografie	9
4.2	Dělení posturografie	10
4.3	Posturální stabilita	12
	4.3.1 Dělení stability	13
	4.3.2 Funkce a mechanismy posturální motoriky	14
4.4	Základní pojmy	15
	4.4.1 Center of pressure	15
	4.4.2 Center of mass	15
	4.4.3 Center of gravity	15
	4.4.4 Dráha – way	16
	4.4.5 Plocha – area	16
	4.4.6 Rombergův kvocient	16
	4.4.7 Opěrná plocha	16
	4.4.8 Opěrná báze	17
4.5	Využití posturografie	19
4.6	Popis použitého přístroje	21

4.6.1	Záznam měření	21
4.7	Faktory ovlivňující stabilitu	23
4.7.1	Fyzikální faktory	23
4.7.2	Neurofyziologické faktory	24
4.8	Systém znázorňující tlakové jevy na chodidlech	26
5	ČÁST PRAKTICKÁ	27
5.1	Metodika práce	27
5.2	Posturografické vyšetření	28
5.3	Terapie	30
5.4	Hodnocení výsledků	31
5.4.1	Pacient č. 1	31
5.4.2	Pacient č. 2	38
5.4.3	Pacient č. 3	45
6	DISKUZE	53
7	ZÁVĚR	55
	POUŽITÉ ZDROJE	56
	SEZNAM ZKRATEK	59
	SEZNAM OBRÁZKŮ	60
	SEZNAM TABULEK	61
	SEZNAM GRAFŮ	62
	SEZNAM PŘÍLOH	63

1 ÚVOD

Posturografie je moderní vyšetřovací metoda používaná k měření posturální stability stoje. Počátky této metody sahají do 50. let 19. století, přičemž k rozšíření v klinické praxi došlo až s rozvojem osobních počítačů, které umožnily rychlé a jednoduché zpracování naměřených hodnot.

Využití posturografie v klinické praxi je široké a lze ji použít jak při základním vyšetření, tak i při hodnocení efektivity terapie, kterou pacient absolvoval.

Tato metoda je používána v různých oborech jako např. neurologii, sportovním lékařství i v protialkoholních a protidrogových střediscích. V rehabilitaci využíváme biologické zpětné vazby (biofeedbacku), kde s pomocí optické zpětné vazby umožňuje nacvičování stability a sledování pokroku u pacienta.

Výhodou posturografie je její neinvazivnost a možnost objektivního zpracování naměřených hodnot.

Určitou nevýhodou může být vysoká pořizovací cena, absence odborné literatury a nedostatek proškolených pracovníků, respektive obecně malé povědomí o této metodě, přístroji a způsobu jeho využití.

V práci se zaměřujeme na praktické využití posturografie a biofeedbacku v rehabilitaci u hemiparetických pacientů.

2 CÍL BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Cílem práce je obecně popsat metodu posturografie, metodiku měření a zjistit možnosti využití u hemiparetických pacientů. Zaměříme se na ověření vlivu terapie pomocí biofeedbacku na stabilitu stoje hemiparetických pacientů a pomocí systému znázorňující tlakové jevy na chodidlech budeme zjišťovat, zda má tato terapie vliv na změnu rozložení váhy na dolních končetinách.

Celkové vyhodnocení bude prováděno na základě porovnání vstupního a výstupního měření na posturografu.

3 HYPOTÉZY

Předpokládám, že u hemiparetických pacientů, kteří absolvují terapie založené na metodě biofeedback, dojde ke zlepšení celkové stability a k lepšímu zatížení postižené dolní končetiny resp. k rovnoměrnějšímu rozložení zatížení dolních končetin.

4 ČÁST TEORETICKÁ

4.1 Posturografie

Posturografie je moderní vyšetřovací metoda, která se používá k měření posturální stability spontánních pohybů těla (2). Měření stability se provádí měřením časového průběhu charakteristických veličin a následným srovnáním výsledků s kritérii stability (7). Toto přístrojové hodnocení parametrů stability stoje, vedle kvantifikace výsledků pomáhá v diferenciální diagnostice postižení centrálních mechanismů řízení vzpřímeného stoje. Metoda je využitelná v řadě oborů, a to nejen v diagnostice, ale i při objektivním hodnocení výsledků léčby a přímo při léčení (21).

Posturografie se začala rozvíjet v 50. letech 19. století, v klinické praxi se začala používat až po rozšíření osobních počítačů, což umožňovalo jednoduché zpracování výsledných hodnot. Mezi velké výhody této metody patří zejména neinvazivnost, poměrně krátká doba vyšetření a možnost objektivního sledování vývoje stavu pacienta (21).

Samostatnou oblastí v rámci posturografie je biofeedback (BF) využívající biologické zpětné vazby. Vzniká zde elektronická zpětná vazba, pomáhající ovlivnit funkce organismu. Biologickou složku metody tvoří aktivní přístup jedince, který se snaží ovlivnit přístrojem zaznamenanou funkci. Po elektronickém zesílení záznamu přístroje je hodnota demonstrována vyšetřovanému. Dochází k zpětnovazebné kontrole pohybu průmětu těžiště na monitoru, který pacient v průběhu vyšetření sleduje. Vyšetřovaný má za úkol změnit znázorňované hodnoty (19).

Chceme-li sledovat proces udržování polohy, postavíme člověka na měřicí tenzometrickou desku, která je schopna rekonstruovat pohyb průmětu těžiště do opěrné báze, podle poměru zátěže ve čtyřech bodech platformy (17). Čtvercová platforma má senzory v rozích. Rozdíly tenze v jednotlivých rozích jsou hodnoceny v krátkých časových intervalech jako vektory v osmi základních směrech (21). Zpracování a vyhodnocení naměřených dat se provádí výpočetní technikou. S výsledky měření lze disponovat ještě v průběhu vyšetřování (17).

4.2 Dělení posturografie

Posturografii můžeme rozdělit na dynamickou, která hodnotí práci vyšetřovaného s těžištěm a statickou, která se používá k hodnocení klidového stoje.

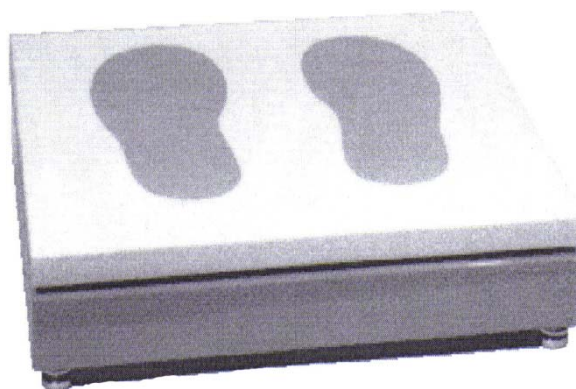
a) Dynamická posturografie

Principem dynamické posturografie je zaznamenávání pohybu COP, jeho zrychlení a velikost dráhy a plochy, kterou vytvoří vyšetřovaný svým pohybem v definovaném čase (3). Používá se při diagnostice i jako samotná terapie. Základem dynamické posturografie je zpětná vazba – biofeedback.

b) Statická posturografie

Cílem statické posturografie je změřit parametry Rombergova stoje I, II a III. a případně stoj na jedné dolní končetině. Při vyšetření dochází k rekonstrukci pohybu průmětu pacientova těžiště na monitoru (21).

K vyšetření slouží čtvercová plošina se senzory v rozích (viz. obr. 1). Rozdíly tenze v jednotlivých rozích jsou hodnoceny v krátkých časových intervalech (20ms) jako vektory v osmi základních směrech. Součet velikostí vektorů za 1s je hodnocený jako dráha „way“ v cm. Dále hodnotíme plochu „area“ měřenou v cm^2 . Důležité je porovnání laterolaterální a anteroposteriorní složky vektoru (v cm), které popisují směr výchylek těla.



Obr. 1 Snímací plošina

Složka vektoru promítající se na osu x je načítána jako laterální výchylka, složka vektoru orientovaná ve směru osy y jako anteroposteriorní výchylka (21).

Zdravý jedinec má mírnou anteroposteriorní převahu rozptylu nad převahou

laterolaterální, přičemž tento nepoměr nepřesahuje 10%. Výsledkem je pak symetrická různice vektorů, kde nejdelším vektorem je právě vektor anterioposteriorní (9).

Variabilita křivky je úměrná stabilizační schopnosti posturálního systému. Čím hůře vyšetřovaný stabilitu udržuje, tím větší bude amplitudový rozkmit průmětu těžiště. Podle velikosti rozkmitu a jeho směru můžeme soudit na poruchu určitých systémů v řízení stability (17).

Současná posturografie však není schopná podat validní informace o strategii stabilizace vzpřímené polohy těla, protože zpracováváný signál je rovinný a stabilizační proces prostorový (7).

Při vyšetření sledujeme titubace, jejich rychlost a velikost plochy, kterou vyšetřovaný vytvoří svým těžištěm. Vzájemná relace naměřených hodnot mezi vyšetřeními při otevřených či zavřených očích upozorňuje na možnost poruchy periferní (velký rozdíl mezi hodnotami otevřené/zavřené oči), poruchy centrální (velké hodnoty při zavřených resp. otevřených očích při malém vzájemném rozdílu), či na pravděpodobný výskyt poruchy smíšené (velké absolutní hodnoty při velkých rozdílech) (3).

Zavřené oči pacienta zhoršují stabilitu postoje přibližně o 50%. Naopak přidaná zraková zpětná vazba pomocí informace na zpětnovazebném monitoru zlepšuje stabilitu o 20% (12).

4.3 Posturální stabilita

Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k nezamýšlenému nebo neřízenému pádu (14).

Stabilita vzpřímeného stoje je složitý dynamický proces, který vyžaduje součinnost subkortikálních struktur včetně cerebela. Tato činnost je řízena nejen propioceptivní aferencí z vestibulárního aparátu a z periferie pohybového systému, aferencí optomotorickou, ale i exteroceptivními kožními signály a též interoceptivními signály z vnitřních orgánů (18). Všechny tyto části se různým způsobem podílejí na plnění základních funkcí, které rovnovážný systém má.

Základní funkce:

- a) Schopnost stabilizace sledovaného cíle za statických i dynamických podmínek prostřednictvím fixace jeho obrazu na neoptimálnějších místě sítnice
- b) Schopnost udržování vzpřímeného postroje těla za statických i dynamických podmínek
- c) Schopnost orientace v gravitačním poli (20)

Vertikální poloha je z mechanických důvodů méně stabilní než poloha horizontální. Je ale výchozí polohou lokomoce i manipulace, a proto je její stabilizovaná a vyvažovaná labilita předpokladem dobré mobility člověka (18).

Malé změny polohy lidského těla jsou trvalé a jsou koordinovány v centrálním nervovém systému. V různé úrovni CNS (od spinální po kortikální) jsou aferentní informace zpracovávány a na základě tohoto zpracování jsou eferentními motorickými dráhami prováděny muskulární korekční změny, které vedou k udržování vzpřímeného postroje člověka v klidu i při pohybu. Tento systém musí být proto dynamický, schopný okamžité korekce v klidu i v pohybu a jeho kontrolním mechanismem je aktivní zpětná vazba (9).

Při vzpřímeném držení vzniká převaha extenze nad flexí, tj. zvýšený nárok na svaly extendující páteř, kyčelní a kolenní kloub pro udržení a stabilizaci vertikální polohy labilní pohybové soustavy (17). Ve vzpřímeném stoji jsou mnohé posturální svaly trupu a dolních končetin v trvalé fáziické kontrakci, na EMG je patrná kontinuální aktivita extenzorů a flexorů stehna a bérce. Silná aktivace agonistických svalových skupin je spojena s mírnou aktivací antagonistů k zajištění stability a postavení pohybových segmentů v kloubech. Není to však trvalá statická činnost, ale jde o složitý dynamický vzorec, který se neustále přizpůsobuje každé změně držení těla. V klidném spojném stoji je aktivace svalů

rovnoměrná, naopak u poruch rovnováhy se objevují recipročně alterující balanční pohyby. Všechny tyto velmi diferenciované svalové koordinace se ve svém vývoji člověk postupně učí a postupně se programují v nervových buňkách centrální nervové soustavy až tento vývoj a výuka dospějí k spouštěným vzorcům pohybové aktivity (5).

Biomechanickým předpokladem pro vzpřímené držení je kontinuální dynamicko-elastická fixace kloubů svalovou činností s koaktivací agonistů a antagonistů. Podle výchozího postavení těla se pak aktivují programy, zabezpečující posturu a rovnováhu těla (5).

Vzpřímené držení klade vyšší nároky nejen na aktivitu svalovou, ale i na koordinační funkci řídicího nervového systému, který musí dokonale vyvažovat stálý vliv gravitace. Pro mechanickou labilitu vzpřímeného držení je nutné, pro udržení vertikální stability, nejen programové vybavení pro vzpřímené držení, ale i průběžná korektura polohy. Posturální funkce, která zajišťuje vzpřímené držení, probíhá subkortikálně v podvědomí a vnímáme ji pouze jako pocit posturální jistoty. Při nedokonalé stabilizaci vnímáme pocit posturální nejistoty, který se může stupňovat až do závratě, provázené vegetativní reakcí (17).

Při zajišťování posturální stability lze využít dva různé způsoby strategie. Prvním způsobem je strategie statická. Tato strategie představuje rovnovážné reakce (balanční mechanismy), kterými se řídicí systém snaží udržet posturální stabilitu. K tomu dochází v rámci nezměněné plochy kontaktu plosek s podložkou. Druhým způsobem je strategie dynamická. Zde dochází k částečnému přemístění plochy kontaktu plosek s podložkou například úkrokem, chycením se pevné opory apod. Pokud ani dynamická reakce není dostatečná ke zvládnutí situace, systém rezignuje na snahu o udržení posturální stability a přechází na program preventivního řízeného pádu (15).

4.3.1 Dělení stability

Stabilitu můžeme z kineziologického hlediska rozdělit na intersegmentální (vnitřní) a celkovou (vnější). Stabilita vnitřní je stabilita střední zóny pohybového rozsahu kolem vertikály, vyjadřující stabilitu osového orgánu. Stabilita celková je stabilita za touto zónou. Lze předpokládat, že stabilita osového orgánu (stabilita vnitřní) je základnou stability celkové (stability vnější). Stabilita osového orgánu je bází, ze které vychází i účelově řízený pohyb. Tato vnitřní stabilita musí být ale sektorově proměnlivá (pružná), aby určité sektory byly schopny stabilizovat svoji polohu tak, aby jiné sektory mohly svoji polohu

účelově měnit (16).

Na vnitřní stabilizaci se podílí kromě hlubokých svalů páteřních i svaly dýchací. Jestliže posturální i respirační soustava budou pracovat ve vzájemném souladu, bude udržování polohy i pohyb probíhat adekvátně. Pružná stabilita osového orgánu zajistí i celkovou stabilitu a jistotu v pohybovém chování. Proces zachování pružné stability osového orgánu je základním požadavkem pro posturální funkci i pro pohybovou jistotu (16).

4.3.2 Funkce a mechanismy posturální motoriky

Předem programovaná postura je zajišťována a kontrolována reflexy a smyslovým hlášením o měnících se podmínkách průběhu pohybu, protože musí být překonány i nepředvídané překážky okolí, aby se dosáhlo žádoucího cíle. K zprostředkování integrace a koordinace programu držení těla a jeho reflexní kontroly slouží tyto mechanismy (5):

- a) Anticipované programování se schématem pohybu v časovém sledu zajišťuje činnost posturálních svalů před cíleně řízeným pohybem (5).
- b) Tato přípravná aktivace zahrnuje také propioceptivní kontrolu drážděním gama-systému, aby byly kompenzovány síly a protisíly, nejen primárně inervované svaly, ale i vzdálené svaly a kontralaterální svalová vřeténka jsou aktivována, což umožňuje kontrolu zpětnou vazbou s tvorbou kompenzací na spinální úrovni (5).
- c) Řízení pohybu je kontinuální s adaptací na nepředvídané překážky, které mění původní schéma pohybu. Podílí se na tom vizuální a vestibulární hlášení a hlavně svalová kloubní propiocepce, čímž je zajištěna kontrola tělesné rovnováhy (5).

Všechny tyto mechanismy dosáhnou optimálního účinku teprve cvičením a výukou. Motorické učení vyžaduje úzkou spolupráci kůry mozkové, mozečku, mozkového kmene, extrapyramidových center i jednoduchých spinálních natahovacích reflexů (5).

4.4 Základní pojmy

4.4.1 Center of pressure

Center of pressure (dále jen COP) je působiště vektoru reakční síly podložky. Jinými slovy to je vážený průměr všech tlaků nad povrchem oblasti v kontaktu se zemí. Jeho polohu lze vypočítat z hodnot reakční síly naměřených v rozích posturografické plošiny (14). COP se vypočítá jako dvourozměrná veličina se souřadnicemi udávající jeho polohu v ploše (15).

Jsou-li obě chodidla v kontaktu se zemí, leží čistý COP někde mezi těmito chodidly v závislosti na relativní váze nesené každým z chodidel. Pokud jsou obě chodidla v kontaktu, existuje COP pod každým chodidlem (22). Poloha COP je ovlivněna nejen polohou těžiště, ale také například aktivitou svalstva bérců. (14) Poloha COP pod každým chodidlem odráží nervovou kontrolu svalů v kotníku, koleni a v celém trupu. V rámci titubací dochází k pohybu COP. Jeho jednotkou jsou metry [m] (22).

Při měření pouze jednou silovou plošinou lze stanovit pouze celkové COPNET, při měření dvěma plošinami lze stanovit i COP pro každou nohu zvlášť (14).

Pokud je v labilních polohách překročena hranice bezpečného udržení COP v opěrné bázi, dochází k využití dynamické strategie k obnovení posturální stability (např. úkrok) (15).

COP je zcela nezávislý na středu hmotnosti COM – Center of mass a také není identický s COG (COG viz dále), ale odráží jeho polohu. Díky tomuto vztahu je měření COP používáno jako metoda kvantifikace posturální stability (22).

4.4.2 Center of mass – těžiště

Center of mass (dále jen COM) je hypotetický hmotný bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Lze určit jako vážený průměr COM všech segmentů v trojrozměrném prostoru (14). Můžeme stanovit změny jeho polohy v prostoru a tedy i průmětu do opěrné plochy (COG) (15). Tato proměnná je pod kontrolou rovnovážného řídicího systému (4).

4.4.3 Center of gravity

Center of gravity (dále jen COG) je průmět společného těžiště těla do roviny

opěrné báze, tedy vertikální projekce COM na opěrnou bázi. Ve statické poloze se musí vždy nacházet v opěrné bázi (14).

Unilaterální posturální kolísání je rozděleno na laterolaterální a anterioposteriorní. Výchyly COG v jsou obou směrech menší než výchyly COP (22).

4.4.4 Dráha - way

Veličina dráha je vyjádřením celkové dráhy, po které se pohybuje těžiště těla v měřeném čase (9). Je to součet velikostí vektorů v osmi základních směrech za 1 s. Jednotkou této veličiny je cm (21).

4.4.5 Plocha - area

Plocha je vyjádřením celkové plochy, kterou opíše těžiště těla za celou dobu měření (9). Jednotkou této veličiny je cm^2 (21).

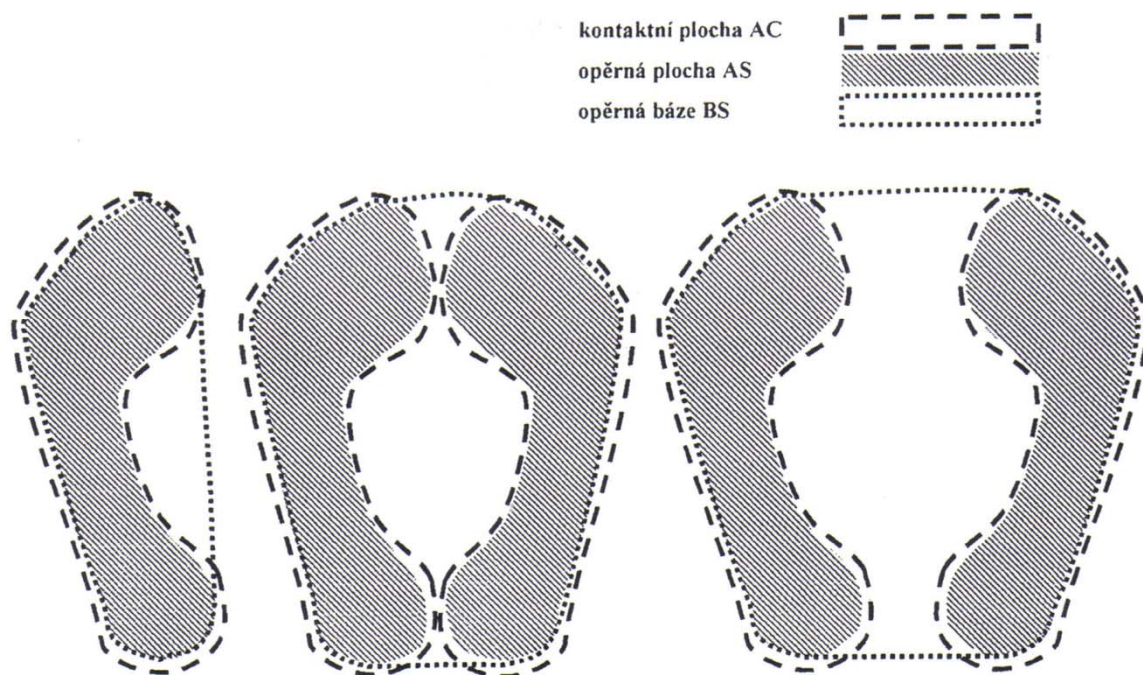
4.4.6 Rombergův kvocient

Vypočítá se poměrem hodnot dráhy a plochy při otevřených i zavřených očích. Vypovídá o vizuální stabilizaci stoje (21). V normálním rozsahu hodnot má vrchol nad 0,5 v obou kategoriích (dráha, plocha) (9).

4.4.7 Opěrná plocha

Opěrná plocha (area of support, dále jen AS) je dána lichoběžníkem ohraničeným čarami, které spojují paty, zevní okraje nohou a bříska metatarzů. Stabilita je přímo úměrná velikosti opěrné plochy a jejím vlastnostem jako je adheziva (přilnavost). Chybí-li přilnavost, která zvětšuje frikci, stabilita je pak špatná a její udržení obtížné (17).

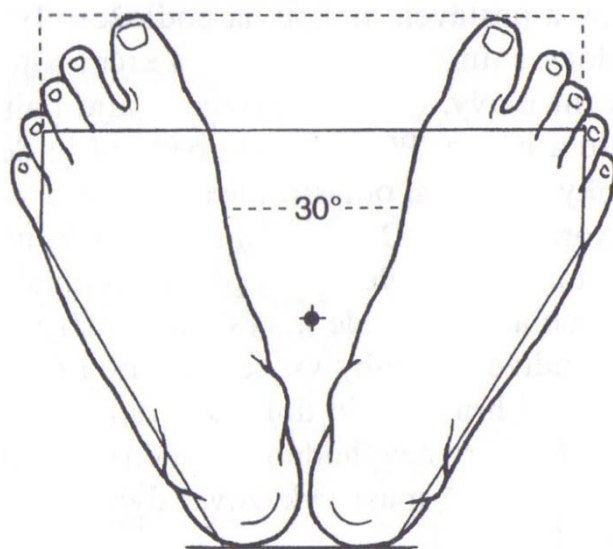
K aktivní opoře a kontrole posturální stability nelze využít celou plochu kontaktu (area of contact, AC). Opěrná plocha je pouze tou částí plochy kontaktu, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze (14). Na obr. 2 můžeme vidět vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze.



Obr. 2 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze (1)

4.4.8 Opěrná báze

Opěrná báze (base of support, dále jen BS) je ohraničená nejbližšími hranicemi opěrné plochy (14). Tvoří jí plošky nohou v kontaktu s podložkou, na které se uplatňuje reaktivní síla. Báze má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou tvořící spojnici pat. Boční strany tvoří laterální hrany nohou. Osy nohou se uchylují od střední čáry 15-20° laterálně. Přední nejdelší část lichoběžníku tvoří spojnice bříšek metatarzů. Přibližně do středu (většinou mírně doprava a dozadu) této opěrné báze se promítá těžiště těla. Ideální průmět těžiště do opěrné báze je znázorněn na obr. 3. BS hodnotíme jako normální, jestliže jsou paty vzdáleny od sebe asi o stopu chodidla a špičky svírají úhel asi 30°. Rozšířená báze znamená větší vzdálenost pat do stran nebo nakročení směrem dopředu (18).



Obr. 3 Opěrná báze - zobrazení ideálního průmětu těžiště

Stabilita se zvyšuje tím, že rozšiřujeme opěrnou plochu báze ve směru působení zevní síly. Při větším rozšíření opěrné plochy do stran tak, že je překročen příčný průměr pánve, vzniká pro šikmý sklon končetin horizontální silová komponenta, která podporuje uklouznutí, zejména na kluzkém terénu (17).

4.5 Využití posturografie

Velké možnosti využití posturografie vyplývají u neinvazivnosti, krátké doby vyšetření a možnosti objektivního sledování vývoje stavu pacienta. Metoda je bezpečná a dobře reprodukovatelná (21). Tuto metodu lze využít v následujících oblastech:

• Neurologie

V tomto oboru se posturografie využívá k objektivnímu hodnocení poruch propioceptivního systému míšních drah nebo periferních nervů (např. neuropatie, diabetes). Dále je vhodná k vyšetřování vestibulárního aparátu a celého systému udržování rovnováhy (12). Metoda informuje o vestibulospinálních a vestibulookulárních aspektech balanční funkce a dysfunkce a dovoluje tak objektivní pohled na vlastní charakter závrativého stavu. Lze kvantifikovat i odlišit centrální a periferní vestibulární symptomatologii. Metodu můžeme použít také k hodnocení funkce mozečku (9).

• Rehabilitace

V rehabilitaci má posturografie důležitou úlohu nejen při diagnostice ale také při terapeutickém cvičení (např. rehabilitace ataxií). Zde se pracuje s metodou využívající optickou zpětnou vazbu (biofeedback). Tuto zpětnovazebnou kontrolu pohybu průřezu těžiště provádí pacient sledováním okamžité polohy těžiště na monitoru. Lze sledovat pokrok této nebo i jiné léčby (např. manipulací) (12).

Pro vzpřímený postoj na tvrdé podložce není u zdravého jedince dominantní zraková a vestibulární zpětná vazba, proto lze využít stoj na molitanové podložce. Zde se vestibulární a zraková zpětná vazba, které jsou méně citlivé z hlediska indikace výchylek, dostávají do úlohy iniciátorů kompenzačních reakcí posturálních svalů. Účast vestibulárního systému se zvyšuje při vyřazení zrakové informace zavřením očí (12).

Dále můžeme sledovat reakce svalů či svalových skupin na změny polohy těžiště nebo při působení podnětů, které narušují stabilitu (12).

• Pracovní lékařství, bezpečnost a hygiena práce

Zde je použití metody při preventivním vyšetřování uchazečů o určité profese s vysokými nároky na rovnováhu a koordinaci pohybů (např. práce ve výškách nebo řízení různých dopravních prostředků) (12). Další užití je u zaměstnanců v rámci periodických prohlídek (21).

V oblasti hygieny lze hodnotit vliv různých škodlivých látek na hybný systém člověka (12).

- **Sport a sportovní lékařství**

V tomto oboru je možné vyšetření zájemců o určité druhy sportů (např. střelci, gymnastika apod.). Dále je možné posturografii využít ke sledování a tréninku stabilního stoje (pomocí biofeedbacku) a k dokumentaci výsledku tréninku (12).

- **Protialkoholní a protidrogová střediska**

Aplikace posturografie umožňuje vyhodnotit stupeň cereberálních poruch, který je úměrný míře intoxikace. Například u cerebelární ataxie po alkoholové intoxikaci lze odlišit akutní postižení od chronického (21).

U pacientů s infekcí virem HIV je častým příznakem nestabilita stoje, zde se posturografické vyšetření také používá (8).

- **Školní tělesná výchova**

Zde tuto metodu využíváme k zaznamenávání rovnováhy stoje při zdravotním oslabení nervového systému a myoskeletárního systému (8).

4.6 Popis použitého přístroje

V rámci mé bakalářské práce jsem pracovala s počítačovým posturografem STP-03. Součástí přístroje je snímací tlaková plošina čtvercového tvaru o rozměrech 420x420x65 mm. Na plošině jsou znázorněny šablony, které označují linie hran chodidel. Díky tomu je zajištěno konstantní postavení chodidel pro každé měření. Hmotnost plošiny je 17,5 kg. Možné zatížení plošiny je v rozmezí 15-150 kg (9).

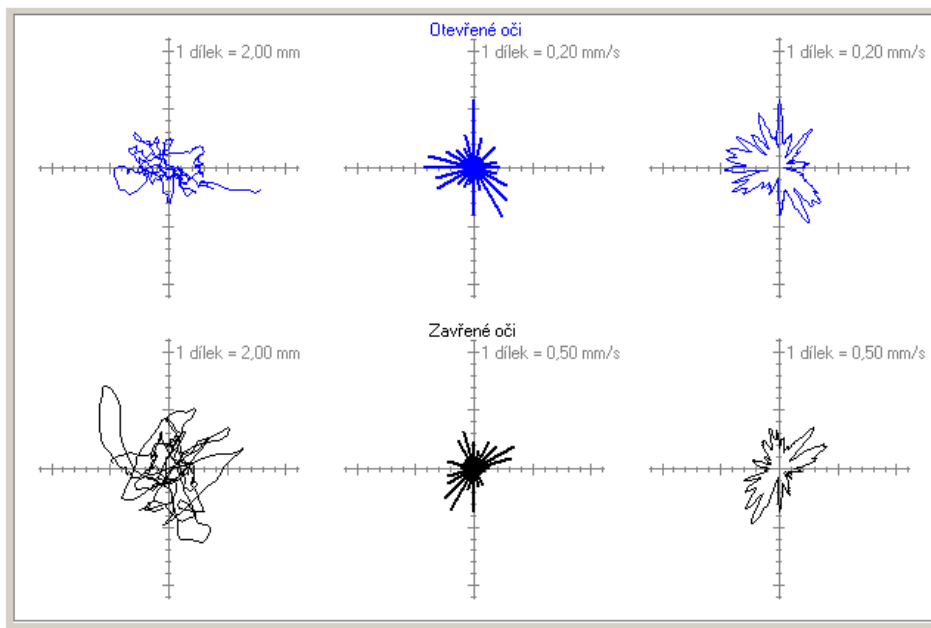
Snímač je tvořen z vodivého materiálu, který umožňuje záznam tlaku. V rozích snímací plošiny se nacházejí senzory. Rozdíly tenze v jednotlivých rozích jsou dále hodnoceny (21). Výstupní analogový signál je dále zpracováván přes A/D převodník. Komunikace mezi počítačem a senzory je zajištěna řídicím procesorem, ke kterému je připojena paměť pro uložení snímků (1).

Obsluha zařízení a základní vyhodnocení je zajištěno k tomuto účelu vytvořeným softwarovým programem verze 2.2.5.277. K ukládání údajů o pacientech a uskutečněných měřeních dochází automaticky do databázi formátu Paradox. Z těchto databází lze získané údaje vyhodnotit pomocí SQL dotazů. Pro další zpracování výsledků dotazů můžeme získaná data vyexportovat do programu Excel (9).

Doba měření je volitelná, přičemž může dosahovat až 120 sekund. Po skončení měření se automaticky vypočítá průměrná hodnota polohy těžiště a naměřená trajektorie se vystředí vůči tomuto bodu (9).

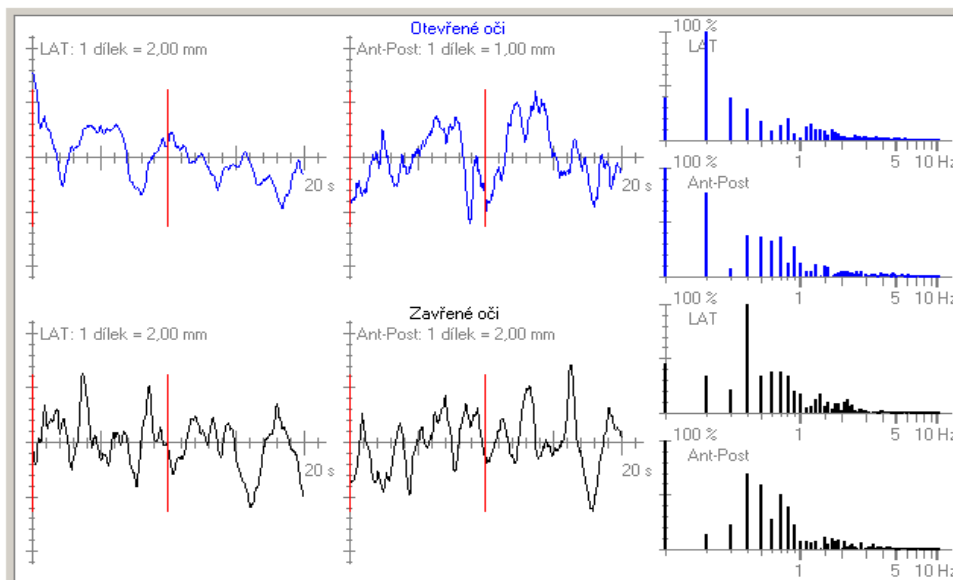
4.6.1 Záznam měření

Výsledek záznamu měření se nazývá statokineziogram (viz. obr. 4). Pohyby těla ve stoji jsou znázorněny jako výchylky těla v horizontální rovině. Výchylky v levoprávním směru jsou zaznamenávány na horizontální osu x , přičemž výchylky ve směru pravém jsou hodnoty kladné. Výchylky v anterioposteriorním směru jsou zaznamenávány na vertikální ose y , kde výchylky anteriorní jsou ve směru kladném (11).



Obr. 4 Statokineziogramy

Další možný záznam měření se nazývá stabilogram (viz. obr. 5). Zde jsou výchylky těla prezentovány jako funkce v čase. V tomto znázornění je časové rozmezí uvedeno horizontálně a výchylky těla vertikálně. Měřící jednotky jsou definovány v N/m/s (11).



Obr. 5 Stabilogramy

4.7 Faktory ovlivňující stabilitu

Faktory, které ovlivňují stabilitu, můžeme rozdělit na fyzikální a neurofyziologické.

4.7.1 Fyzikální faktory

a) Hmotnost a poloha těžiště

Stabilita stoje je větší u lidí větší hmotnosti (na základě zákona o setrvačnosti) a nižší postavy. V základním anatomickém postoji se těžiště těla nachází ve vodorovné rovině procházející ve výši druhého křížového obratle (6). U osob nižšího vzrůstu je těžiště umístěno níže nad zemí, a proto je stabilita lepší než u osob vysokých (18). Z tohoto vyplývá, že se stabilita zvýší při pokrčení dolních končetin, které je spojeno se snížením těžiště (17). Stabilita se zvyšuje při průmětu těžiště do středu opěrné báze. Čím více se průmět blíží k jejímu okraji, tím je stabilita menší. Těžiště se musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, nemusí se však promítat do opěrné plochy. Do opěrné báze se tedy musí promítat vektor tíhové síly, který však nemusí směřovat do opěrné plochy.

Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti. Naopak je nepřímo úměrná výšce těžiště nad opěrnou bází, vzdálenosti mezi průmětem těžiště do opěrné báze a středem opěrné báze a sklonu plochy k horizontální rovině (13).

Udržování středního průmětu těžiště a tím i stability stoje je zajišťováno aktivací posturálních svalů nohy, lýtky, bérce, stehna a svalů osového orgánu (18).

b) Charakter kontaktu těla s opěrnou plochou

Pro dobrou stabilitu musí mít noha schopnost přilnout k terénu tak, aby byl zajištěn, přes nožní klouby, převod zátěže na podložku. Velké nerovnosti terénu mohou vést k přetížení nohy a námaze jejich kloubních pouzder a ligament. Nevhodná obuv sice může chránit před poraněním, ale zhoršuje adaptabilitu nohy ve styku s terénem a tak může zhoršovat podmínky stability (17).

c) Postavení a vlastnosti hybných segmentů

Tělo je složeno z celé řady segmentů, které mají určitou prostorovou konfiguraci jejich vzájemné polohy. Segmentové těleso je staticky stabilní tehdy, jestliže těžnice prochází středy jednotlivých segmentů. Pokud jeden segment vybočuje jedním směrem je nutno toto vybočení kompenzovat vybočením jiného segmentu na druhou stranu. Poloha

jednotlivých segmentů ovlivňuje držení těla. Pokud mají segmenty nevhodnou konfiguraci, dochází k nerovnoměrné zátěži segmentů a to může vést k mikrotraumatizaci lokálním přetížením (17).

Důležitým prvkem je kontinuální dynamicko-elastická fixace kloubů svalovou činností s koaktivací agonistů a antagonistů (5). Na dolních končetinách má být při stožení svalová aktivita sice nízká, ale nemá docela vymizet. Nemá být patrna „hra šlach“. Je vždy přítomno lehké napětí musculus soleus, které není na pohled patrné. Má být poměrně relaxován musculus quadriceps femoris a koleno nemá být v rekurvaci. Je přítomno mírné napětí v ischiokrurálních svalech, ve svalech zádových a šíjových. Hlava by měla být postavena „zpřímá“. Dále je důležité hodnotit postavení pánve, páteře, hrudníku, lopatek a horních končetin (18).

4.7.2 Neurofyzilogické faktory

a) Vlivy psychické a vlivy vnitřního prostředí

Psychika má významný vliv na držení těla a významně ovlivňuje i proces volby vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability, hranici přechodu mezi různými strategiemi či využitím řízeného pádu. Tento vliv se projevuje jak vědomě, tak i podvědomě. Určitá míra soustředění stabilitu zlepšuje, nadměrná psychická tenze je ale v tomto případě kontraproduktivní. Obava nebo strach z nezvládnutí situace vede k nadměrnému svalovému napětí, které ruší potřebnou koordinaci (15). Při depresivním ladění psychiky je tendence spíše k flekčnímu držení, naopak při stavech spíše elastičného charakteru je tendence k extenčnímu držení těla. Podobně se uplatňují i vlivy vnitřního prostředí, jako jsou chorobné stavy, kdy můžeme vidět odlišné držení těla například u kardiaka a astmatika (17).

b) Procesy nastavující excitabilitu

Tyto procesy souvisejí se stavem připravenosti anebo se stavem odpočinku podle současného stavu organismu a stavu vnějšího prostředí (17). V klidu jsou motoneurony svalů nastaveny na určitý stupeň excitability v závislosti na poloze, psychickém stavu a dechové fázi. Ve stožení a inspiriu je excitabilita vyšší než vleže a v expiriu. Ve stavu klidu nejsou motoneurony sice aktivní, ale určité napětí ve svalu je přesto přítomno (18).

b) Spouštějící pohybové programy

Aktivita posturálního systému závisí na výběru vhodného programu, který je vybírán po předchozích zkušenostech. Posturální programy se postupně vyvíjejí, jsou rámcově dopředu určeny geneticky a jsou přenášeny vlohami v podobě určitých globálních schémat. Tyto schémata mají společný jednotný cíl vertikalizace a lokomoce (2).

Procesy, které spouští pohybové programy jsou závislé na výchozí poloze, kterou musí organismus zaujmout podle předpokládaného provedení pohybu, a na současném dění ve vnějším prostředí. To určuje výběr programu a okamžik jeho spuštění (17).

d) Zpětnovazebné procesy

Zpětnovazebné procesy udržují nebo mění průběžnou posturu na základě údajů proprioceptivní a exteroceptivní signalizace.

Propriocepci můžeme označit jako aferenci ze svalových receptorů. Hlavním proprioceptivním orgánem svalu je svalové vřeténko. Je to receptor schopný nastavení na určitou úroveň citlivosti. Vřeténko je aktivováno protažením svalu a podává informace o statických i dynamických parametrech funkce svalu, tj. o změně délky svalu a o rychlosti, s jakou se délka svalu mění. Dalším důležitým receptorem je Golgiho šlachové tělísko. Tento receptor je aktivován protažením šlachy, ale napětí na šlaše musí být podstatně vyšší, než je nutné k podráždění svalového vřeténka. Golgiho šlachové tělísko působí proti funkci svalového vřeténka. Podává informace goniometrické (statické) a akcelerometrické (dynamické) (18).

Všechny proprioceptivní údaje jsou součástí zpětnovazebných informací o průběžném stavu pohybového segmentu, které jsou nutné pro řízení průběhu koordinovaného pohybu.

Důležitá je i aference optická či akustická. Umožňuje anticipaci vhodného držení a příslušného stabilizačního mechanismu postupem dopředné vazby podle informací přicházejících ze zevního prostředí telereceptorem. Telereceptory umožňují krátkodobé předvídání situace a tím včasnou předvolbu vhodného posturálního programu (17).

4.8 Systém znázorňující tlakové jevy na chodidlech

Tento systém slouží k analýze rozložení tlaku chodidel na podložku jak při chůzi, tak při samotném stoji. Měřicí systém Footscan® od firmy RSscan International (dále jen Footscan), je tvořen snímací tlakoměrnou deskou a obslužně analytickým softwarem (10).

Snímací desku tvoří soustava čidel tlaku, které jsou uspořádány o hustotě čtyř snímačů na cm^2 . Snímače jsou pokryty speciálním gelem na bázi polymeru. Fyzikálním principem celé snímací desky je piezoelektrický jev, tedy změna napětí v reakci na mechanické zatížení.

Footscan systém umožňuje měření a analýzu dynamického i statického zatížení v rozmezí od $0,25 \text{ N/cm}^2$ do 125 N/cm^2 . Mimo to tento systém umožňuje grafické zobrazení trajektorie COP v průběhu celého kroku.

Prostřednictvím softwaru jsou naměřené časové průběhy zatížení (tlaků) graficky zobrazovány pomocí barevné škály odpovídající danému tlaku. Dále umožňuje diagnostické hodnocení otisku chodidla, velikost kontaktní plochy, nalezení a proložení osy chodidla v předozadním smyslu a v neposlední řadě procentuální vyjádření zatížení dolních končetin (10).

Výhodou této metody je neinvazivnost, možnost archivace naměřených hodnot a sledování vývoje stavu vyšetřovaného.

5 ČÁST PRAKTICKÁ

5.1 Metodika

Základem práce bylo vstupní vyšetření každého pacienta zahrnující odebrání anamnézy, kineziologický rozbor a následně získání vstupních hodnot měřením pacienta na posturografu. Kazuistiky pacientů jsou, z důvodu značného rozsahu, uvedeny v příloze této práce. Po výše uvedených vyšetřeních následovalo 10 terapií na principu biofeedback, které byly zaměřeny jak na statickou, tak na dynamickou stabilitu stoje. Závěrem jsem provedla výstupní měření na posturografu, které je shodné s měřením vstupním. Porovnáním naměřených hodnot jsem zjišťovala, zda absolvovaná terapie měla vliv na zlepšení stability stoje pacienta. Na terapii docházeli 3 pacienti s hemiparézou z denního stacionáře Kliniky rehabilitačního lékařství, kde absolvovali intenzivní rehabilitační program. Terapie probíhala dle možností 3x - 4x týdně.

Při vyhodnocování jsem dále využila přístroj Footscan. Díky tomuto přístroji lze zhodnotit procentuální zatížení dolních končetin při stoji. Tohoto měření jsem použila před terapiemi a po absolvovaných terapiích. Zjišťovala jsem, zda díky terapii došlo k aktivaci postižené strany a tím k jejímu lepšímu zapojování při stabilizaci v bipedálním stoji a ke změně zatížení dolních končetin.

5.2 Posturografické vyšetření

Posturografické vyšetření na přístroji STP-03 bylo u pacientů provedeno před zahájením samotné terapie a po jejím ukončení. Jednotlivé fáze vyšetření jsou popsány níže. Před každým měřením jsem zkalibrovala přístroj, aby naměřené hodnoty nebyly zkreslené a odpovídaly skutečnosti.

a) Statická posturografie

Základem vstupního i výstupního vyšetření je statická posturografie. K vyšetřování musí docházet v klidné místnosti, tak aby byl vyloučen rušivý vliv okolních zejm. sluchových podnětů.

Před samotným měřením jsem instruovala pacienta o průběhu vyšetření. Pacient zaujal výchozí polohou ve vzpřímeném stoji naboso na obou dolních končetinách s horními končetinami volně podél těla a držení hlavy tak, aby pohled očí mířil vodorovně. Při vyšetření musí být chodidla umístěna ve středu šablon vyznačených na měřicí plošině. Špičky ani paty nohou se navzájem nedotýkají a chodidla jsou vzájemně v rovnoběžném postavení. Toto neplatí u vyšetření stoje II a III, kde při měření stojí pacient s chodidly o úzké bázi (chodidla u sebe). Pokud by nebyla chodidla správně umístěna, docházelo by ke zkreslení výsledků.

Pacient se dívá přímo před sebe a snaží se po dobu 20 sekund udržet klidný vzpřímený stoj. Stoj I se také vyšetřuje s vyloučením zrakové kontroly, tak jako stoj III.

U každého měření jsem posléze hodnotila dráhu, plochu, anterioposteriorní výchylky, laterolaterální výchylky a Rombergův kvocient.

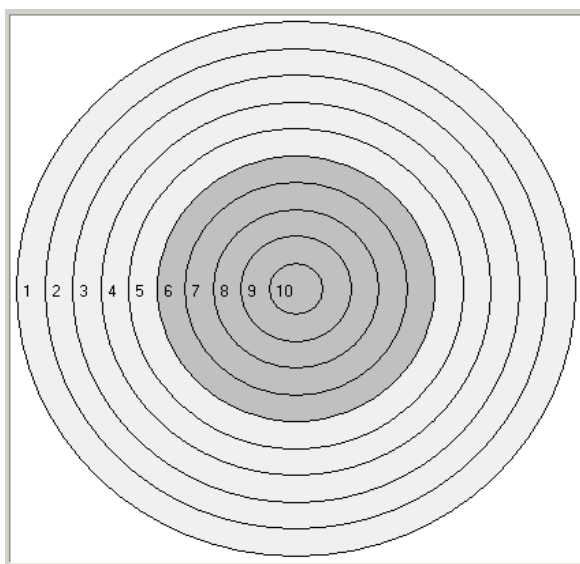
Hodnocení jsem prováděla na základě údajů naměřených přístrojem. Veličiny dráha a plocha jsou přístrojem vyjádřeny z důvodu měření v čase (tj. v cm/s resp. cm²/s).

Varianty stoje, které jsem vyšetřovala:

- **Stoj I** – normální stoj, měření se zrakovou kontrolou
- **Stoj Izo** - měření bez zrakové kontroly vyšetřovaného
- **Stoj II** – stoj o úzké bázi, měření se zrakovou kontrolou
- **Stoj III** – stoj o úzké bázi, měření bez zrakové kontroly
- **Stoj na LDK**
- **Stoj na PDK**

b) Statická posturografie s využitím biofeedbacku

Vyšetřovaný sleduje monitor, který má umístěný před sebou ve výšce očí a vzdálenosti jednoho metru. Na monitoru je znázorněný terč skládající se z deseti soustředných kružnic (viz. obr. 6). Je zde zakreslená hranice stability a okamžitý průmět těžiště vyšetřovaného. Pokud se průmět těžiště vyšetřovaného nachází ve středu terče, pak je váha rozdělená symetricky. Pacient má za úkol udržet průmět svého těžiště ve středu terče během časového intervalu 30 sekund. Vyšetřovaný dostává zpětnou vazbou informaci v podobě znázorněného bodu a pokud se průmět těžiště dostane z oblasti středu terče tak i v podobě zvukového signálu.



Obr. 6 Terč pro statický BF

Při tomto vyšetření hodnotíme počet chyb, které pacient během vyšetření provedl. Za chybu je považováno každé překročení kružnice průmětem těžiště. Při hodnocení sledujeme v jakých sektorech (1-10) k chybám docházelo a dále vyhodnocujeme anterioposteriorní a laterolaterální výchylky průmětu pacientova těžiště.

c) Dynamická posturografie s využitím biofeedbacku

Výchozí postavení pacienta je stejné jako u statické metody. Pacient stojí na měřicí plošině a sleduje zrakem obrazovku, na které má zobrazený určitý obrazec složený z několika bodů. Velikost a rozmístění bodů jsem volila dle individuálních schopností pacienta. Pacient má za úkol sledovat bodem, který představuje jeho těžiště předem zadané

body znázorněné na obrazovce.

Hodnotila jsem rozdíl mezi celkovou ideální dráhou představující přímočaré spojení zadaných bodů, a celkovou skutečnou dráhou průmětu pacientova těžiště u vybraných obrazců. Dalším důležitým prvkem je průměrná rychlost těžiště vyšetřovaného, kterou také sledujeme. Příklady jednotlivých obrazců jsou doloženy v příloze č. 1.

5.3 Terapie

Na terapii pacienti docházeli dle možností 3x - 4x týdně. Terapeutických jednotek absolvoval každý pacient deset, přičemž každá jednotka trvala 15 minut. Součástí terapie byla statická rehabilitace s využitím zpětné vazby, kde jsem s pacienty pracovala na zlepšování statické stability stoje. Statickou posturografii jsem zařadila na začátek každé terapeutické jednotky. Cvičení trvalo 30 sekund, přičemž bylo provedeno třikrát.

Další součástí terapie byla dynamická rehabilitace. Dochází zde k tréninku práce s těžištěm na základě biofeedbacku. Pacient stojící na měřící plošině sleduje zrakem obrazovku, na které má zobrazený vybraný test biofeedbacku (jedná se o určitý obrazec složený z několika bodů). Počet a rozmístění bodů jsem nastavovala dle individuálních schopností pacienta. Příklady jednotlivých testů biofeedbacku jsou doloženy v příloze č. 1.

5.4 Hodnocení výsledků

5.4.1 Pacient č. 1

Pacientem č. 1 byl muž ve věku 26 let s diagnózou levostranné hemiparézy následkem cévní mozkové příhody (03/2007), tj. cca devět měsíců od prodělání příhody. Kazuistika pacienta viz. příloha č. 2.

• Statická posturografie

Výsledné hodnoty vstupního a výstupního měření jsou zaznamenány v tabulkách 1 a 2. U stoje I se hodnoty dráhy a plochy nepatrně zlepšily a titubace ve směru osy x i y se zmenšily. Při vyloučení zrakové kontroly došlo ke zhoršení statické stability. Hodnoty při vyloučení zrakové kontroly se v průměru zhoršily o 21,95%. U stoje II nelze hovořit o jednoznačném zhoršení či zlepšení výsledných naměřených hodnot, naopak u stoje III je patrné zhoršení a to až o 59,33% oproti vstupnímu měření.

Stoj na pravé dolní končetině pacient zvládl bez větších obtíží. Při výstupním měření byly hodnoty dráhy a plochy vyšší než při vstupním měření, zároveň se snížily titubace v obou směrech. Stoj na levé dolní končetině pacient při vstupním vyšetření zvládl samostatně pouze po dobu 3 s, při výstupním měření se doba prodloužila na 5 s, dále byla stabilita vyrovnávána doteky pravé dolní končetiny o podložku. Zmírnily se titubace v obou směrech, zkrátila se dráha COP a došlo ke zvětšení plochy.

Tab. 1 Statická posturografie – vstupní měření pacient č. 1

Měření	Skupina	Way [cm/s]	Area [cm ² /s]	AP [cm/s]	L [cm/s]	Romberg Way	Romberg Area
1	I	1,06	0,21	0,78	0,56	1,11	1,78
2	I - ZO	0,95	0,12	0,73	0,48		
3	II	1,41	0,33	0,85	0,95	0,77	0,85
4	III	1,84	0,39	1,12	1,21		
5	PDK	2,64	0,43	2,12	1,15	-	-
6	LDK	6,65	2,50	4,74	4,10		

Tab. 2 Statická posturografie – výstupní měření pacienta č. 1

Měření	Skupina	Way [cm/s]	Area [cm ² /s]	AP [cm/s]	L [cm/s]	Romberg Way	Romberg Area
1	I	1,03	0,18	0,75	0,53	0,64	0,79
2	I - ZO	1,61	0,23	1,27	0,78		
3	II	1,44	0,22	0,82	0,99	0,56	0,23
4	III	2,58	0,94	1,52	1,77		
5	PDK	3,23	0,52	2,07	1,05	-	-
6	LDK	5,58	4,73	3,50	2,68		

Rombergův poměr dráhy i plochy je vyjma jedné položky větší než hodnota 0,5. Dle literatury odpovídá centrálnímu typu poruchy. Anterioposteriorní výchylky pacienta převažovaly nad výchylkami ve směru laterolaterálním.

• **Statická posturografie s využitím biofeedbacku**

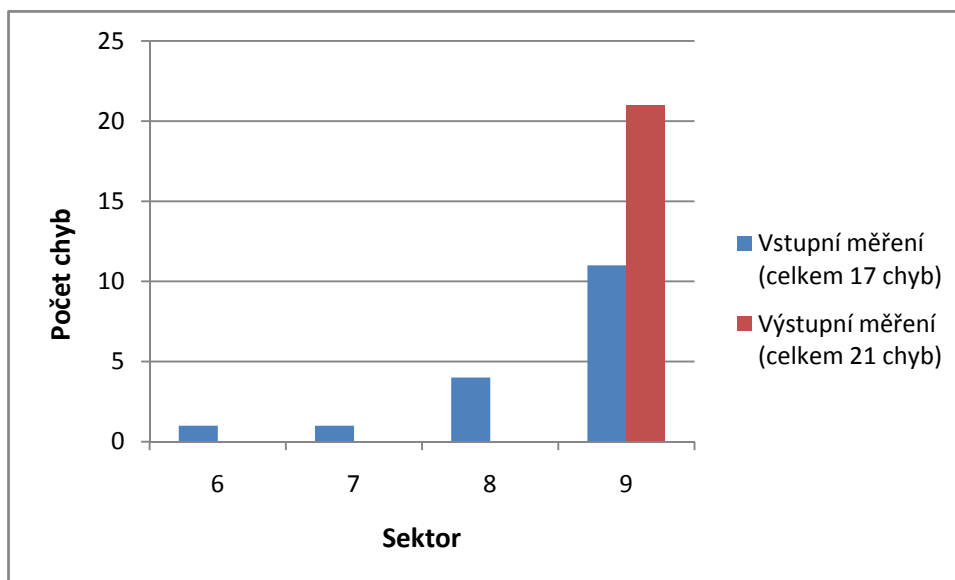
Při vstupním vyšetření pacient provedl 17 chyb. Maximální chybou zde bylo dosažení sektoru 6, ke kterému došlo pouze v jednom případě, stejně tak tomu bylo u sektoru 7. Do sektoru 8 se průmět pacientova těžiště vychýlil čtyřikrát. Nejčastěji se pacient vychyloval do sektoru 9 (celkem jedenáctkrát). Největší výchylka COP (v tabulce barevně zvýrazněná) na ose *x* činila -9,46 cm a na ose *y* -18,63 cm.

Z výsledných hodnot vstupního vyšetření, které jsou uvedeny v tabulce 3 vyplývá, že průmět pacientova těžiště se nejvíce vyskytoval v levém dolním kvadrantu terče, tzn. zatěžoval patu levé dolní končetiny. Největší výchylka byla zaznamenána rovněž v levém dolním kvadrantu terče.

Při výstupním měření pacient udělal 21 chyb, přičemž ke všem chybám docházelo pouze v sektoru 9. Největší výchylka COP (v tabulce barevně zvýrazněná) na ose x činila -5,02 cm a na ose y -4,65 cm. Průmět pacientova těžiště se vyskytoval ve všech kvadrantech rovnoměrně vyjma pravého horního kvadrantu, kde se průmět těžiště vyskytoval méně. Největší výchylka byla zaznamenána v levém horním kvadrantu terče.

Výsledky výstupního měření jsou zapsány v tabulce 4. Porovnání vstupního a výstupního měření v počtu chyb v jednotlivých sektorech je znázorněno v grafu 1.

Při porovnávání vstupního a výstupního měření je patrné zlepšení stabilizace stoje. Pacient byl schopen zatěžovat obě dolní končetiny rovnoměrně a titubace se značně snížily. Pohyby průmětu pacientova těžiště se ustálily v blízkém okolí středu terče, což rovněž ukazuje na zlepšení stability stoje.



Graf 1 Počty chyb dle sektorů u pacienta č. 1

Tab. 3 Statická posturografie
s využitím BF – vstupní měření
pacienta č. 1

Chyba	X [cm]	Y [cm]	Sektor
1	-0,45	-9,54	8
2	-5,14	-14,17	7
3	-7,34	-18,63	6
4	-9,46	-1,25	8
5	2,20	-4,40	9
6	-4,34	1,57	9
7	3,67	-2,65	9
8	-4,68	1,07	9
9	-3,04	3,34	9
10	1,76	-4,34	9
11	-2,89	-3,82	9
12	-3,45	-3,01	9
13	4,42	8,48	8
14	-5,49	-7,77	8
15	3,51	-3,08	9
16	-1,59	-4,32	9
17	0,79	4,50	9

Tab. 4 Statická posturografie
s využitím BF – výstupní měření
pacienta č. 1

Chyba	X [cm]	Y [cm]	Sektor
1	-3,71	-2,62	9
2	-1,32	4,55	9
3	4,18	-1,92	9
4	-3,84	2,50	9
5	-3,99	-2,11	9
6	-2,58	-4,13	9
7	2,05	-4,65	9
8	-4,46	-2,11	9
9	3,43	2,95	9
10	-2,41	-3,95	9
11	-0,06	-4,60	9
12	-4,38	1,73	9
13	3,04	-3,70	9
14	-5,02	0,70	9
15	4,55	0,00	9
16	-1,69	4,25	9
17	-1,28	4,50	9
18	-4,44	1,47	9
19	-4,51	0,90	9
20	1,88	-4,29	9
21	0,06	4,63	9

• **Dynamická posturografie s využitím biofeedbacku**

Základ tohoto měření tvořilo 9 obrazců (viz. příloha č. 1). Výsledky naměřených hodnot vstupního i výstupního měření jsou zaznamenány v tabulkách 5 a 6.

Pacient zvládl samostatně provést všechny složky měření. Spojování bodů bylo u výstupního vyšetření přesnější, zkrátila se celková skutečná dráha průmětu pacientova těžiště a zvýšila se rychlost spojování jednotlivých bodů. K největšímu zlepšení v rámci celkové skutečné dráhy došlo u obrazce „easy 5“, v rámci celkové rychlosti u obrazce „easy 3“. Došlo k celkovému zlepšení dynamické stability pacienta.

Tab. 5 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 1

Obrazec	Celková dráha ideální [cm]	Celková dráha skutečná [cm]	Celková rychlost [cm/s]
easy 2	21,00	37,84	6,67
easy 3	9,90	16,90	4,51
easy 4	9,90	25,20	5,87
easy 5	9,90	28,46	5,52
easy 6	9,90	13,92	6,37
diff 1	79,20	160,38	8,13
test po	80,67	155,52	9,34
diff z 10	79,20	239,38	8,58
test z 10	80,67	223,95	9,02

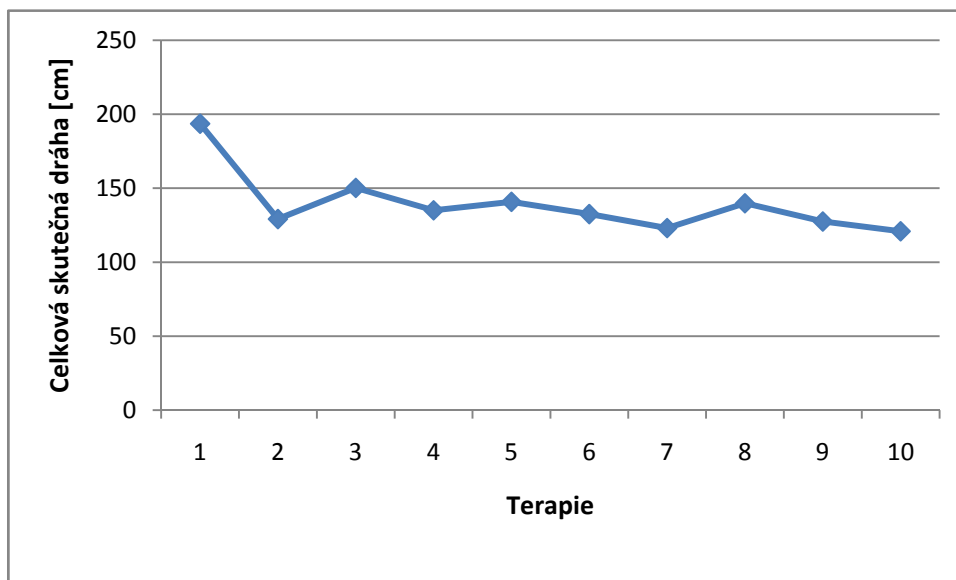
Tab. 6 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 1

Obrazec	Celková dráha ideální [cm]	Celková dráha skutečná [cm]	Celková rychlost [cm/s]
easy 2	21,00	25,52	8,69
easy 3	9,90	13,58	11,29
easy 4	9,90	13,42	9,76
easy 5	9,90	10,05	7,84
easy 6	9,90	11,10	9,60
diff 1	79,20	125,58	12,88
test po	80,67	123,11	10,62
diff z 10	79,20	129,85	10,82
test z 10	80,67	165,38	9,14

• Dynamická posturografie s využitím biofeedbacku v průběhu terapie

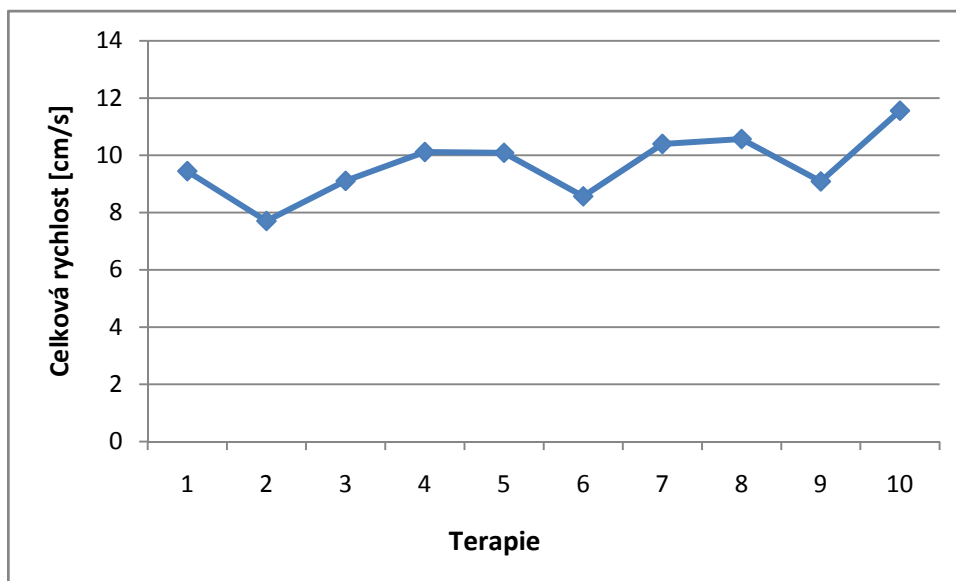
Následující grafy znázorňují průběžné zlepšování pacienta během dynamické rehabilitace zaměřené na obrazec „diff z - 10“ (viz. příloha č. 1), který byl součástí každé z deseti absolvovaných terapií.

Graf 2 zobrazuje změny celkové skutečné dráhy průmětu těžiště při spojování bodů předepsaného obrazce u jednotlivých terapií. Z grafu vyplývá, že v průběhu terapií docházelo k průběžnému, pozvolnému, zlepšování, resp. zkracování celkové skutečné dráhy. Z celkové skutečné dráhy 193,61 cm při první terapii došlo u pacienta ke zlepšení na 120,91 cm u 10. terapie. Celková ideální dráha u obrazce „diff z - 10“ činí 79,20 cm.



Graf 2 Změny celkové skutečné dráhy při terapiích u pacienta č. 1

Graf 3 zobrazuje změny celkové rychlosti pohybu průmětu těžiště při spojování bodů předepsaného obrazce u jednotlivých terapií. Z grafu vyplývá, že došlo k průběžnému zlepšování, resp. zvyšování celkové rychlosti spojování bodů obrazce. K výraznému zlepšení došlo v rozmezí 2. až 5. terapie, poté následoval mírný pokles rychlosti při 6. terapii, resp. 9. terapii. Další zvyšování rychlosti spojování bodů následovalo při 7., 8. a 10. terapii.



Graf 3 Změny celkové rychlosti při terapiích u pacienta č. 1

- **Vyšetření systémem znázorňující tlakové jevy na chodidlech**

Ze vstupního měření procentuálního zatížení dolních končetin pacienta vyplývá, že pacient zatěžoval více pravou dolní končetinu (58%) a stál více na patách. Zatížení levé a pravé špičky chodidla činilo 4%, resp. 10%. Zatížení levé a pravé paty chodidla činilo 37%, resp. 48%. Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech viz. příloha č. 5.

Při porovnání vstupního a výstupního měření procentuálního zatížení dolních končetin došlo u pacienta k výraznému zlepšení, resp. většímu zatížení paretické dolní končetiny a tím k rovnoměrnějšímu rozložení váhy na dolních končetinách. Zatížení levé dolní končetiny bylo dokonce vyšší než u pravé dolní končetiny. Po absolvovaných terapiích došlo u pacienta též ke snížení zatížení pat a zvýšení zatížení špiček chodidel oproti vstupnímu měření. Zatížení levé a pravé špičky chodidla při výstupním měření činilo 32%, resp. 19%. Zatížení levé a pravé paty chodidla činilo 29%, resp. 20%. Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech viz. příloha č. 5.

- **Celkové zhodnocení výsledků pacienta č. 1**

Z porovnání vstupního a výstupního měření vyplývá, že u pacienta došlo ke zlepšení především v rámci dynamické posturografie s využitím biofeedbacku a to ve všech položkách měření. Záznam ze statické posturografie s využitím biofeedbacku ukazuje jasné zlepšení stability stoje. V rámci statické posturografie nedošlo u pacienta ke

zlepšení ve všech položkách. Zhoršení stability stoje nastalo u měření při vyloučení zrakové kontroly.

Vlivem absolvovaných terapií došlo u pacienta jak ke zlepšení stability stoje, tak i zatížení dolních končetin.

5.4.2 Pacient č. 2

Pacientem č. 2 byl muž ve věku 68 let s diagnózou levostranné hemiparézy následkem cévní mozkové příhody (2005), tj. cca třicet měsíců od prodělání příhody. Kazuistika pacienta viz. příloha č. 3.

• Statická posturografie

U pacienta č. 2 nebylo možné zajistit přesné postavení plosek na měřicí platformě. V důsledku levostranné hemiparézy zůstávala levá dolní končetina, i po manuální korekci, v lehké zevní rotaci. Pacient více zatěžoval pravou dolní končetinu.

Hodnoty vstupního a výstupního měření statického stoje jsou zaznamenány v tabulkách 7 a 8.

Při stoji I se statická stabilita pacienta při otevřených očích zlepšila průměrně o 11,43%. K výše uvedenému průměrnému zlepšení došlo i přes zhoršení naměřené hodnoty v položce area o 14,81%. Při vyloučení zrakové kontroly se naměřené hodnoty zlepšily průměrně o 25,12%.

Při stoji II i III došlo ke zlepšení hodnot, přičemž u stoje II o 12,99% a u stoje III o 9,56%. Jediným zhoršením zde bylo zvýšení titubací v anterioposteriorním směru při stoji III.

Dle výstupního vyšetření došlo u pacienta ke zlepšení celkové stability stoje, přičemž nejlepšího výsledku dosáhl pacient zlepšením titubací ve směru laterolaterálním. Při všech měřeních převažovala anterioposteriorní výchylka COP nad lateroleterální výchylkou.

Rombergův poměr dráhy i plochy je menší než hodnota 0,5. Dle literatury odpovídá perifernímu typu poruchy vestibulárního systému (9).

Vyšetření stoje na jedné dolní končetině nebylo možné, pro neschopnost pacienta udržet rovnováhu, provést.

Tab. 7 Statická posturografie – vstupní měření pacienta č. 2

Měření	Skupina	Way	Area	AP	L	Romberg	Romberg
		[cm/s]	[cm ² /s]	[cm/s]	[cm/s]	Way	Area
1	I	1,37	0,27	1,06	0,67	0,36	0,20
2	I - ZO	3,82	1,34	3,29	1,27		
3	II	1,98	0,48	1,34	1,16	0,32	0,11
4	III	6,14	4,50	4,22	3,53		

Tab. 8 Statická posturografie – výstupní měření pacienta č. 2

Měření	Skupina	Way	Area	AP	L	Romberg	Romberg
		[cm/s]	[cm ² /s]	[cm/s]	[cm/s]	Way	Area
1	I	1,18	0,31	0,91	0,54	0,38	0,43
2	I - ZO	3,15	0,72	2,73	1,02		
3	II	1,75	0,40	1,30	0,92	0,31	0,10
4	III	5,69	3,97	4,44	2,67		

• **Statická posturografie s využitím biofeedbacku**

Při vstupním vyšetření pacient provedl 24 chyb, přičemž bylo důležité analyzovat, v jakých sektorech terče k chybám docházelo. Maximální chybou zde bylo dosažení sektoru 5, ke kterému došlo ve dvou případech, stejně tak jako u sektoru 6. Nejčastěji se pacient vychyloval do sektoru 7 a 8. Do obou sektorů se průmět pacientova těžiště vychýlil sedmkrát. V sektoru 9 se průmět pacientova těžiště nacházel šestkrát. Největší výchylka COP (v tabulce barevně zvýrazněná) na ose *x* činila -21,59 cm a na ose *y* 20,55 cm.

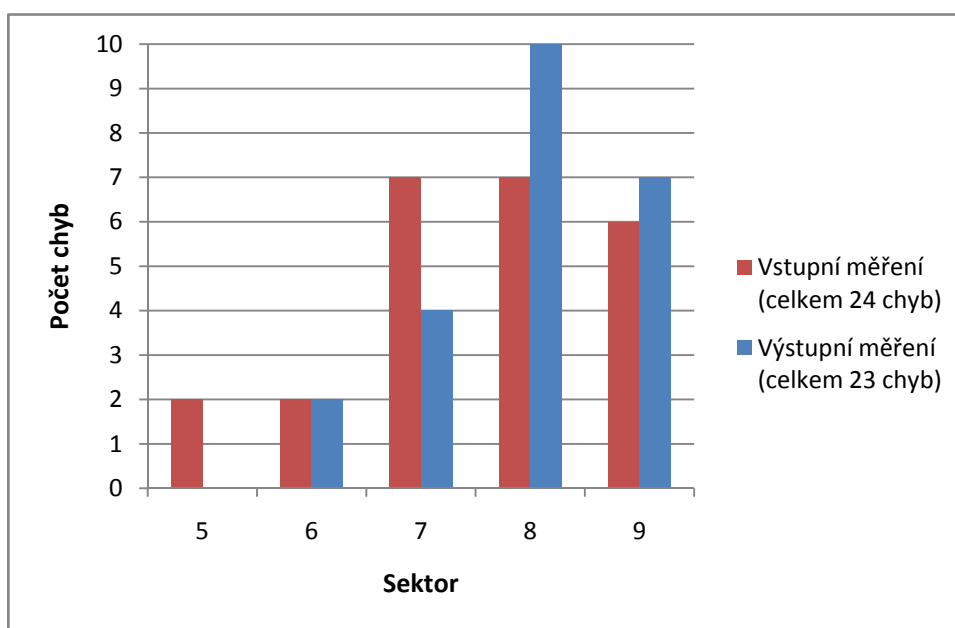
Z výsledných hodnot vstupního vyšetření, které jsou uvedeny v tabulce 9, je zřejmé, že pacient více zatěžoval pravou dolní končetinu. Průmět pacientova těžiště se nejvíce vyskytoval v pravém horním kvadrantu terče, přičemž výchylky největších hodnot byly zaznamenány směrem do levého horního kvadrantu terče. Vyšetření též ukázalo neschopnost pacienta zatěžovat patu levé dolní končetiny.

Při výstupním měření pacient provedl 23 chyb, kde nejčastější výchylky byly do

sektoru 8, kterého dosáhl celkem desetkrát. V sektoru 9 se nacházel sedmkrát a v sektoru 7 čtyřikrát. Maximální chybou bylo vychýlení průmětu pacientova těžiště do sektoru 6, kde se vyskytl dvakrát. Sektoru 5 pacient, na rozdíl od vstupního vyšetření, nedosáhl ani jednou. Největší výchylka COP (v tabulce barevně zvýrazněná) na ose x činila 18,61 cm a na ose y 19,12 cm. Průmět pacientova těžiště se nejvíce vyskytoval v pravém horním kvadrantu terče, přičemž největší výchylky byly zaznamenány taktéž v pravém horním kvadrantu terče.

Výsledky měření jsou zapsány v tabulce 10. Porovnání vstupního a výstupního měření v počtu chyb v jednotlivých sektorech je znázorněno v grafu 4.

Při srovnání vstupního a výstupního měření jsem došla k závěru, že u pacienta došlo k celkovému zlepšení naměřených hodnot. Celkově se průmět pacientova těžiště posunul více ke středu terče. Oproti vstupnímu vyšetření došlo ke zlepšení poměru zatížení dolních končetin, přičemž pacient při stožení více zapojoval postiženou levou dolní končetinu. Pacient po absolvovaných terapiích dokázal lépe stabilizovat vzpřímený stoj.



Graf 4 Počty chyb dle sektorů u pacienta č. 2

Tab. 9 Dynamická posturografie
s využitím BF – vstupní měření
pacienta č. 2

Chyba	X [cm]	Y [cm]	Sektor
1	12,92	6,79	7
2	-13,45	20,55	5
3	-0,94	-4,76	9
4	0,84	4,42	9
5	4,22	1,78	9
6	-8,07	5,38	8
7	0,52	4,80	9
8	8,52	4,24	8
9	2,48	-9,32	8
10	-9,47	11,15	7
11	4,95	-13,70	7
12	3,85	2,72	9
13	9,45	-1,52	8
14	-9,49	-0,71	8
15	0,70	4,62	9
16	8,18	4,93	8
17	-15,95	12,21	6
18	8,51	-11,89	7
19	11,21	-9,26	7
20	-21,59	11,72	5
21	-13,25	-14,88	6
22	-8,55	-4,48	8
23	12,68	7,54	7
24	10,68	-9,89	7

Tab. 10 Dynamická posturografie
s využitím BF – výstupní měření
pacienta č. 2

Chyba	X [cm]	Y [cm]	Sektor
1	1,68	-14,55	7
2	-4,48	-2,47	9
3	0,32	4,56	9
4	-8,94	11,53	7
5	5,37	-7,92	8
6	7,13	12,74	7
7	-4,16	-9,12	8
8	-2,58	-14,47	7
9	-9,18	3,59	8
10	-0,90	-4,49	9
11	6,39	19,12	6
12	6,95	6,53	8
13	2,36	-10,21	8
14	2,31	-3,95	9
15	-1,27	9,64	8
16	18,61	6,28	6
17	3,08	3,56	9
18	-1,77	9,46	8
19	6,95	6,66	8
20	0,05	-9,67	8
21	-3,71	2,72	9
22	4,67	0,84	9
23	9,38	-1,61	8

• **Dynamická posturografie s využitím biofeedbacku**

Nedílnou součástí vstupního a výstupního vyšetření byla i dynamická posturografie s využitím biofeedbacku, jejíž základ tvořilo 6 obrazců (viz. příloha č. 1). Výsledky naměřených hodnot jsou zaznamenány v tabulkách 11 a 12.

Při vstupním vyšetření vykazoval pacient problémy s udržení rovnováhy u obrazce „easy 2“. U obrazce „easy 4“ měření skončilo po dosažení cílového bodu ztrátou rovnováhy a zachycením pacienta při jeho začínajícím pádu nazad.

Při výstupním měření byl pacient schopen samostatně pospojovat všechny body obrazců, vyjma obrazce „easy 5“, který spojil s dopomocí a to navedením za pánev. Přes nutnost dopomoci u obrazce „easy 5“ se stabilita při provádění zadaných úkolů oproti vstupnímu měření celkově zlepšila. Spojování bodů bylo přesnější, zkrátila se celková skutečná dráha (vyjma obrazce „easy 5“ a „easy 6“), které průmět pacientova těžiště dosáhl a zvýšila se rychlost spojování jednotlivých bodů (vyjma obrazce „easy 4“, kde se rychlost snížila o cca 6%). K největšímu zlepšení v rámci celkové skutečné dráhy došlo u obrazce „easy 4“, v rámci celkové rychlosti u obrazce „diff 2“.

Tab. 11 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 2

Obrazec	Celková dráha ideální [cm]	Celková dráha skutečná [cm]	Celková rychlost [cm/s]	Poznámka
easy 2	21,00	180,90	3,31	
easy 3	9,90	21,68	3,45	
easy 4	9,90	167,01	3,64	
easy 5	9,90	82,12	2,97	pád nazad
easy 6	9,90	16,86	3,15	
diff 2	56,57	168,93	2,92	zvládá samostatně

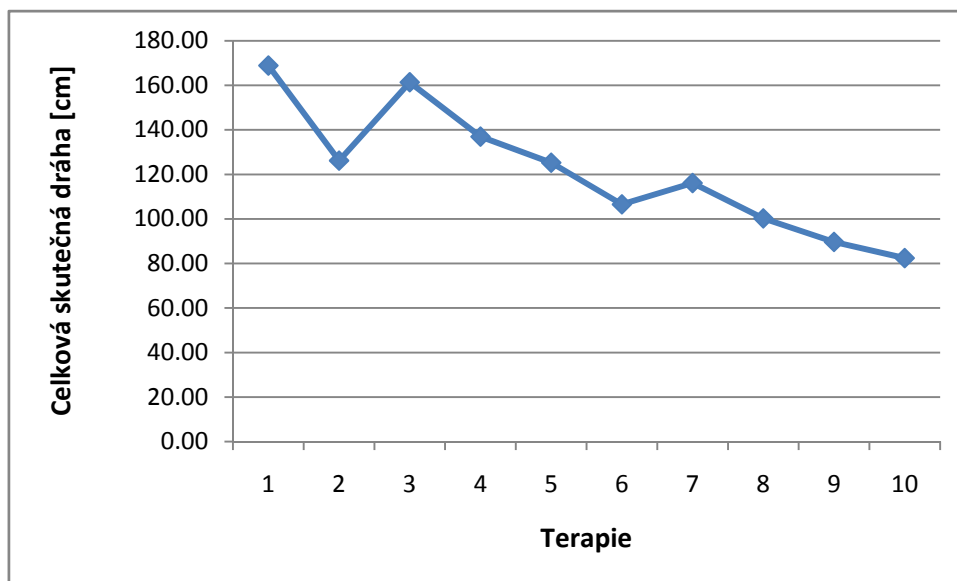
Tab. 12 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 2

Obrazec	Celková dráha ideální [cm]	Celková dráha skutečná [cm]	Celková rychlost [cm/s]	Poznámka
easy 2	21,00	57,10	3,73	přepadává nalevo
easy 3	9,90	17,70	5,15	
easy 4	9,90	36,60	3,43	s pádem
easy 5	9,90	126,40	4,44	dopomoc
easy 6	9,90	34,50	4,10	
diff 2	56,57	101,18	5,05	

• **Dynamická posturografie s využitím biofeedbacku v průběhu terapie**

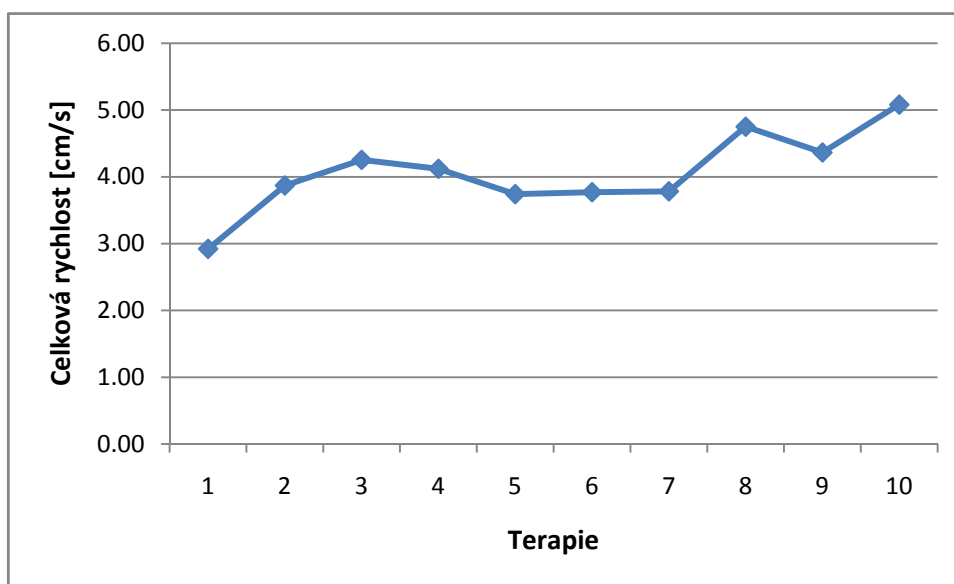
Následující grafy znázorňují průběžné zlepšování pacienta během dynamické rehabilitace zaměřené na obrazec „diff 2“ (viz. příloha č. 1), který byl součástí každé z deseti absolvovaných terapií.

Graf 5 zobrazuje změny celkové skutečné dráhy průmětu těžiště při spojování bodů předepsaného obrazce u jednotlivých terapií. Z grafu vyplývá, že v průběhu terapií docházelo k setrvalému poklesu dráhy (vyjma výchylek u 3. a 7. terapie). Z celkové skutečné dráhy 168,93 cm při první terapii došlo u pacienta ke zlepšení na 82,44 cm u 10. terapie. Celková ideální dráha u obrazce „diff 2“ činí 56,57 cm.



Graf 5 Změny celkové skutečné dráhy při terapiích u pacienta č. 2

Graf 6 zobrazuje změny celkové rychlosti pohybu průmětu těžiště při spojování bodů předepsaného obrazce u jednotlivých terapií. Z grafu vyplývá, že došlo k průběžnému - nerovnoměrnému zlepšování, resp. zvyšování celkové rychlosti spojování bodů obrazce. K výraznému zlepšení došlo během prvních tří terapií, poté následoval mírný útlum a od 5. do 7. terapie nedošlo k výrazné změně rychlosti. K dalšímu výraznému zlepšení došlo od 8. terapie.



Graf 6 Změny celkové rychlosti při terapiích u pacienta č. 2

- **Vyšetření systémem znázorňující tlakové jevy na chodidlech**

Ze vstupního měření procentuálního zatížení dolních končetin pacienta vyplývá, že pacient zatěžoval minimálně levou dolní končetinu (pouze 7%) oproti pravé dolní končetině. Nejmenší tlak byl zaznamenán v oblasti levé špičky chodidla. Zatížení levé a pravé špičky chodidla činilo 1%, resp. 45%. Zatížení levé a pravé paty chodidla činilo 6%, resp. 48%. Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech viz. příloha č. 5.

Při porovnání vstupního a výstupního měření procentuálního zatížení dolních končetin došlo u pacienta k výraznému zlepšení, resp. většímu zatížení paretické dolní končetiny a tím k rovnoměrnějšímu rozložení váhy na dolních končetinách. Zlepšilo se zatížení levé špičky. Zatížení levé a pravé špičky chodidla při výstupním měření činilo 13%, resp. 19%. Zatížení levé a pravé paty chodidla činilo 32%, resp. 36%. Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech viz. příloha č. 5.

- **Celkové zhodnocení výsledků pacienta č. 2**

Z porovnání vstupního a výstupního měření vyplývá, že u pacienta došlo ke zlepšení v rámci všech složek posturografického měření, tzn. v dynamické, statické posturografii s využitím biofeedbacku a statické posturografii .

Vlivem absolvovaných terapií došlo u pacienta jak ke zlepšení stability stoje, tak i zatížení dolních končetin.

5.4.3 Pacient č. 3

Pacientem č. 3 byl muž ve věku 28 let s diagnózou pravostranné hemiparézy následkem difuzního poranění mozku (08/2001), tj. cca pět měsíců od úrazu. Kazuistika pacienta viz. příloha č. 4.

- **Statická posturografie**

Hodnoty vstupního a výstupního měření statického stoje jsou zaznamenány v tabulkách 13 a 14.

Při stoji I s otevřenýma očima došlo ke zlepšení statické stability pacienta průměrně o 21,29%. Při vyloučení zrakové kontroly se naměřené hodnoty zlepšily v položce dráha a laterolaterální výchylka, zato hodnoty plochy a anterioposteriorní výchylky se zvětšily

v průměru o 40% respektive 13,04%.

Statická stabilita u stoje II i III se celkově ve všech měřených položkách zlepšila. Přičemž u stoje II o 29,98% a u stoje III o 22,54%.

Stoj na levé i pravé dolní končetině pacient zvládl bez větších obtíží. Zmírnily se titubace v obou směrech a zkrátila se dráha i plocha, kterou pacientovo těžiště opsalo během měření. K většímu pokroku (zlepšení o 40,76%) oproti vstupnímu měření došlo u stoje na levé dolní končetině.

Dle výstupního vyšetření došlo u pacienta ke zlepšení celkové stability stoje, přičemž nejlepšího výsledku dosáhl pacient zlepšením stability stoje na levé dolní končetině.

Tab. 13 Statická posturografie – vstupní měření pacienta č. 3

Měření	Skupina	Way	Area	AP	L	Romberg	Romberg
		[cm/s]	[cm ² /s]	[cm/s]	[cm/s]	Way	Area
1	I	1,21	0,27	0,81	0,74	0,57	0,50
2	I - ZO	2,10	0,55	1,15	1,52		
3	II	2,38	0,63	1,16	1,84	0,53	0,29
4	III	4,48	2,19	2,23	3,47		
5	LDK	7,45	3,70	5,66	3,78	-	-
6	PDK	5,03	1,03	4,27	1,91		

Tab. 14 Statická posturografie – výstupní měření pacienta č. 3

Měření	Skupina	Way	Area	AP	L	Romberg	Romberg
		[cm/s]	[cm ² /s]	[cm/s]	[cm/s]	Way	Area
1	I	1,02	0,17	0,70	0,60	0,54	0,22
2	I - ZO	1,91	0,77	1,30	1,11		
3	II	1,67	0,40	0,98	1,14	0,47	0,25
4	III	3,52	1,60	1,78	2,72		
5	LDK	4,75	1,34	2,93	3,22	-	-
6	PDK	3,96	0,61	3,56	1,27		

• Statická posturografie s využitím biofeedbacku

Při vstupním vyšetření pacient provedl 34 chyb. Maximální chybou zde bylo dosažení sektoru 3, ke kterému došlo v jednom případě. Celkem dvakrát se průmět pacientova těžiště vychýlil do sektoru 4 a 5. Do sektoru 6 se průmět těžiště dostal sedmkrát, do sektoru 7 osmkrát a do sektoru 9 pětkrát. Nejčastěji se pacient vychyloval do sektoru 8, celkem devětkrát. Největší výchylka COP (v tabulce barevně zvýrazněná) na ose x činila -34,76 cm a na ose y činila -31,63 cm.

Z výsledných hodnot vstupního vyšetření, které jsou uvedeny v tabulce 15 je zřejmé, že pacient stál při vyšetření více na patách a minimálně zatěžoval špičku levého chodidla. Více zatěžoval pravou dolní končetinu. Průmět pacientova těžiště se nejvíce vyskytoval v pravém a levém dolním kvadrantu terče, přičemž výchylka největší hodnoty byla zaznamenána směrem do levého dolního kvadrantu terče.

Při výstupním měření pacient provedl 15 chyb. Výsledky měření jsou zapsány v tabulce 16. Došlo zde k výraznému zlepšení stability stoje. Nejčastější výchylky byly do sektoru 9, kterého dosáhl celkem čtrnáctkrát. Pouze jednou se průmět pacientova těžiště dostal do sektoru 8. Největší výchylka COP na ose x činila (v tabulce barevně zvýrazněná) -4,45 cm a na ose y 9,35 cm. Průmět pacientova těžiště se nejvíce vyskytoval v levém dolním kvadrantu terče, tzn. že pacient nejvíce zatěžoval levou patu. Oproti vstupnímu měření došlo k většímu zatížení levé špičky chodidla. Největší výchylky byly zaznamenány v levém horním kvadrantu terče.

Porovnání vstupního a výstupního měření v počtu chyb v jednotlivých sektorech je znázorněno v grafu 7.

Při srovnání vstupního a výstupního měření jsem došla k závěru, že u pacienta došlo k celkovému zlepšení naměřených hodnot. Celkově se průmět pacientova těžiště posunul více ke středu terče. Pacient po absolvovaných terapiích dokázal lépe stabilizovat vzpřímený stoj.

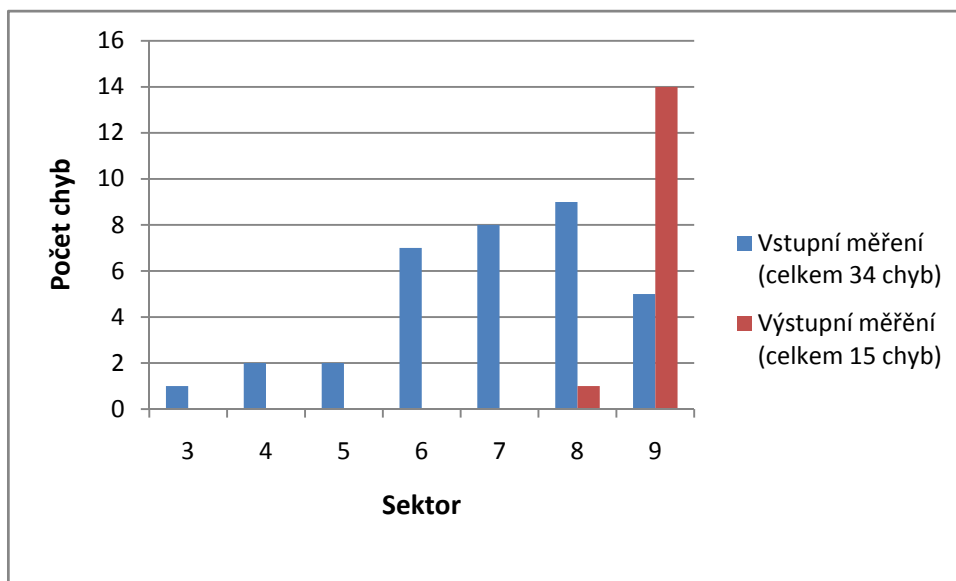
Tab. 15 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 3

Chyba	X [cm]	Y [cm]	Sektor
1	12,24	15,30	6
2	1,27	-31,63	4
3	2,33	4,06	9
4	1,19	-9,45	8
5	-2,39	-9,30	8
6	2,45	9,62	8
7	-1,66	-14,42	7
8	4,18	14,27	7
9	1,77	-9,62	8
10	13,28	-6,16	7
11	-34,76	-3,42	3
12	7,31	-6,53	8
13	-4,75	-15,96	7
14	-9,05	-11,45	7
15	3,19	3,37	9
16	1,37	-19,64	6
17	3,67	9,00	8
18	1,08	-19,64	6
19	2,84	4,38	9
20	-3,14	-21,98	6
21	0,52	-24,74	5
22	0,78	14,75	7
23	1,39	-24,65	5
24	-1,27	-19,58	6
25	-3,96	22,55	6
26	9,51	-28,18	4
27	-3,30	-3,38	9

Chyba	X [cm]	Y [cm]	Sektor
28	5,30	9,16	8
29	5,22	-14,06	7
30	11,63	-9,35	7
31	-18,04	-8,99	6
32	9,56	-0,23	8
33	5,63	-8,13	8
34	-0,80	4,52	9

Tab. 16 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 3

Chyba	X [cm]	Y [cm]	Sektor
1	-4,34	-1,33	9
2	-4,40	-0,99	9
3	-4,45	-0,70	9
4	0,17	-4,50	9
5	-1,79	9,35	8
6	3,18	3,19	9
7	1,96	-4,42	9
8	1,84	-4,27	9
9	-2,59	-3,85	9
10	-2,31	4,01	9
11	-0,79	-4,53	9
12	-1,46	4,52	9
13	-2,60	-4,06	9
14	-2,87	-3,49	9
15	-0,17	-4,52	9



Graf 7 Počty chyb dle sektorů u pacienta č. 3

• **Dynamická posturografie s využitím biofeedbacku**

Toto vyšetření tvořilo 9 obrazců (viz. příloha č. 1). Výsledky naměřených hodnot jsou zaznamenány v tabulkách 17 a 18.

Pacient zvládl samostatně provést všechny složky měření. Ke zvýšení celkové skutečné dráhy došlo u obrazce „easy 2“, „easy 3“, „easy 4“ a „easy 6“. Naopak ke zkrácení celkové skutečné dráhy došlo u obrazce „easy 5“ a u všech ostatních obrazců, které mají vyšší obtížnost provedení. Rychlost spojování bodů se výrazně zvýšila, vyjma obrazce „easy 3“ a „easy 4“.

K největšímu zlepšení v rámci celkové skutečné dráhy došlo u obrazce „easy 5“, v rámci celkové rychlosti u obrazce „diff z - 10“.

Tab. 17 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 3

Obrazec	Celková dráha ideální [cm]	Celková dráha skutečná [cm]	Celková rychlost [cm/s]
easy 2	21,00	40,86	9,37
easy 3	9,90	19,21	11,49
easy 4	9,90	16,87	12,70
easy 5	9,90	62,83	8,94
easy 6	9,90	20,12	9,68
diff 1	79,20	288,72	9,50
test po	80,67	289,40	7,34
diff z 10	79,20	278,68	7,39
test z 10	80,67	313,44	8,06

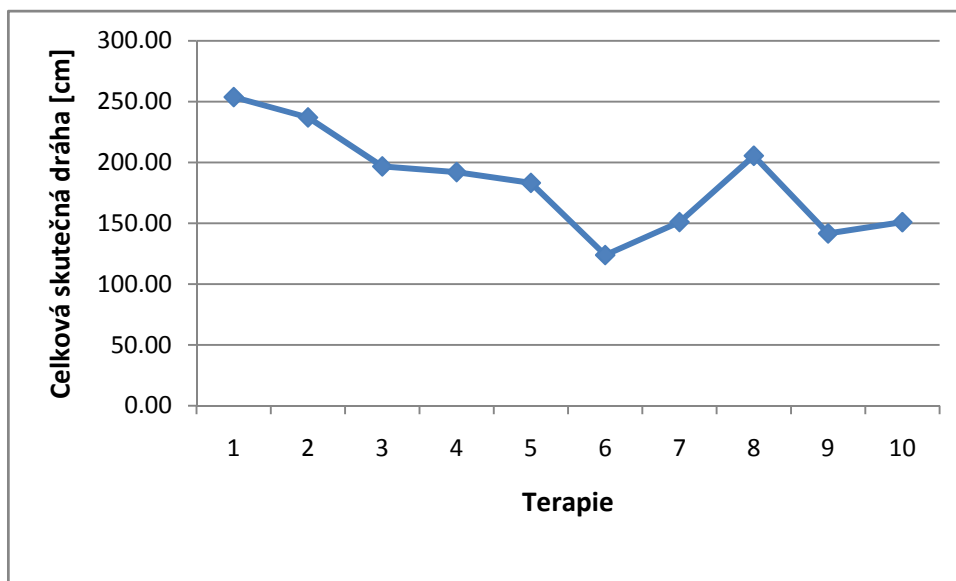
Tab. 18 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 3

Obrazec	Celková dráha ideální [cm]	Celková dráha skutečná [cm]	Celková rychlost [cm/s]
easy 2	21,00	47,63	10,85
easy 3	9,90	21,10	11,34
easy 4	9,90	21,22	11,04
easy 5	9,90	20,62	11,00
easy 6	9,90	22,15	12,66
diff 1	79,20	176,18	13,58
test po	80,67	166,05	11,34
diff z 10	79,20	211,38	12,36
test z 10	80,67	196,63	9,40

• **Dynamická posturografie s využitím biofeedbacku v průběhu terapie**

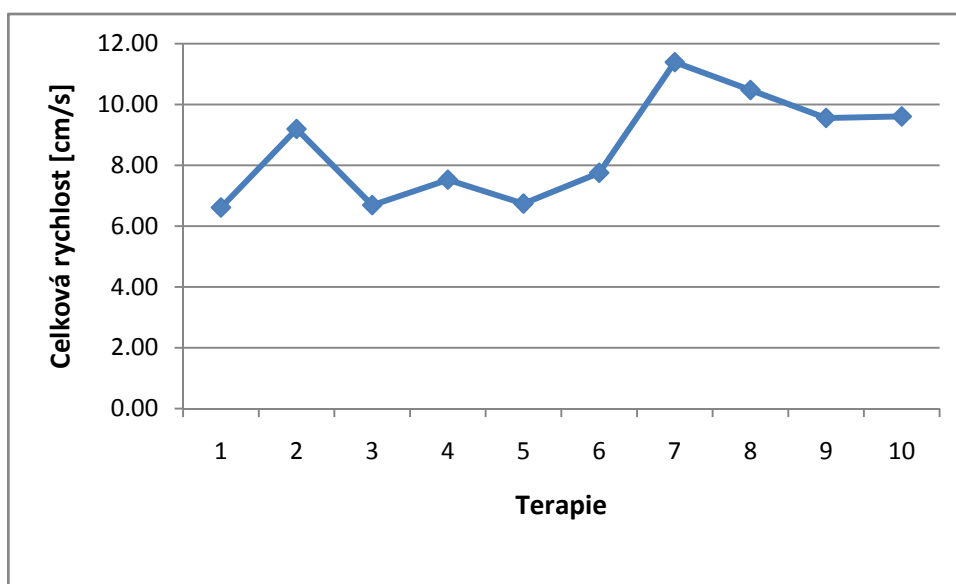
Následující grafy znázorňují průběžné zlepšování pacienta během dynamické rehabilitace zaměřené na obrazec „diff z - 10“ (viz. příloha č. 1), který byl součástí každé z deseti absolvovaných terapií.

Graf 8 zobrazuje změny celkové skutečné dráhy průmětu těžiště při spojování bodů předepsaného obrazce u jednotlivých terapií. Z grafu vyplývá, že v průběhu 1. až 6. terapie docházelo k výraznému zkrácení celkové skutečné dráhy. U 7. a 8. Došlo u pacienta k výraznému prodloužení celkové skutečné dráhy oproti 6. terapii. U 9. a 10. terapie docházelo k opětovnému zkrácení dráhy a to až na úroveň 151 cm. Oproti první terapii tak došlo k výraznému zlepšení. Celková ideální dráha u obrazce „diff z - 10“ činí 79,20 cm.



Graf 8 Změny celkové skutečné dráhy při terapiích u pacienta č. 3

Graf 9 zobrazuje změny celkové rychlosti pohybu průmětu těžiště při spojování bodů předepsaného obrazce u jednotlivých terapií. V průběhu terapií docházelo jak k výraznému zvyšování, tak i k výraznému zpomalování, nicméně celková rychlost naměřená v průběhu terapií neklesla pod hodnotu u 1. terapie. Z grafu vyplývá, že přes výše uvedené výkyvy oběma směry došlo k průměrnému zlepšení, resp. zvýšení celkové rychlosti spojování bodů obrazce.



Graf 9 Změny celkové rychlosti při terapiích u pacienta č. 3

- **Vyšetření systémem znázorňující tlakové jevy na chodidlech**

Ze vstupního měření procentuálního zatížení dolních končetin pacienta vyplývá, že pacient zatěžoval více pravou dolní končetinu (57%) a stál více na patách. Zatížení levé a pravé špičky chodidla činilo 8%, resp. 7%. Zatížení levé a pravé paty chodidla činilo 35%, resp. 50%. Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech viz. příloha č. 5.

Při porovnání vstupního a výstupního měření procentuálního zatížení dolních končetin došlo u pacienta k výraznému zlepšení, resp. většímu zatížení parietické dolní končetiny a tím k rovnoměrnějšímu rozložení váhy na dolních končetinách. Zatížení levé dolní končetiny, které činilo 64%, bylo dokonce vyšší než u pravé dolní končetiny. Po absolvovaných terapiích došlo u pacienta též ke snížení zatížení pat a zvýšení zatížení špiček chodidel oproti vstupnímu měření. Zatížení levé a pravé špičky chodidla při výstupním měření činilo 31%, resp. 16%. Zatížení levé a pravé paty chodidla činilo 33%, resp. 20%. Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech viz. příloha č. 5.

- **Celkové zhodnocení výsledků pacienta č. 3**

Z porovnání vstupního a výstupního měření vyplývá, že u pacienta došlo ke zlepšení v rámci statické posturografie a statické posturografie s využitím biofeedbacku. U dynamické posturografie s využitím biofeedbacku se pacient nezlepšil ve všech měřených položkách.

Přes částečné zhoršení některých hodnot u dynamické posturografie s využitím biofeedbacku se zlepšila celková stabilita stoje i zatížení dolních končetin.

6 DISKUZE

Posturograf STP-03 umožňuje moderní přístup při objektivizaci statické a dynamické funkce pohybového ústrojí.

Výhodou přístroje je jeho snadná obsluha, nenáročnost na prostor a široké spektrum využití.

Většímu využití přístroje v klinické praxi brání vyšší pořizovací cena, nedostatek odborné literatury pojednávající o možnostech jeho využití a nedostatek proškolených pracovníků.

V průběhu samotné práce s přístrojem Posturograf STP-03 se potvrdilo, že se jedná o uživatelsky nenáročný přístroj vyžadující minimum pracovního místa. Jednotlivé terapie jsou z časového a fyzického hlediska pro pacienta nenáročné a nezátěžující. Díky možnosti okamžité zpětné vazby dochází u pacienta ke zlepšení koncentrace a tím k preciznějšímu provádění zadaných úkonů, čímž se, dle mého názoru, zvyšuje celková účinnost terapie. I drobný pokrok zvyšuje pacientovi sebevědomí a motivuje jej k dalšímu aktivnímu zapojování se v rámci jeho ucelené rehabilitace.

Výsledky terapií (porovnání vstupního a výstupního měření) u jednotlivých hemiparetických pacientů ukázaly zlepšení statické i dynamické stability jejich stoje a s tím související rozložení váhy na dolních končetinách.

Dosažení pozitivních výsledků však nelze zcela přičíst absolvovaným terapiím v rámci biofeedbacku, jelikož pacienti souběžně docházeli do denního stacionáře Kliniky rehabilitačního lékařství a absolvovali zde jiné léčebné procedury.

Naměřené hodnoty jak u vstupního a výstupního vyšetření, tak i při jednotlivých terapiích vykazovaly v malém procentu případů určité výchylky, které mohly být způsobeny ztrátou koncentrace pacienta, či ovlivněny jeho aktuálním fyzickým a psychickým stavem.

Tyto výchylky a souběžné léčebné procedury, které zkoumaní pacienti absolvovali, mají ve svém důsledku negativní vliv na přesné vyhodnocení účinnosti jednotlivých terapií na posturografu, což musíme brát v úvahu.

Určitým zkreslujícím faktorem je i statisticky nedostatečně velká skupina zkoumaných hemiparetických pacientů, nesourodost pacientů a s tím i spojená absence rozdělení dle pohlaví a věku.

Pokud bychom tedy vyžadovali co nejpřesnější (statisticky věrohodné) vyhodnocení účinnosti terapií na přístroji, bylo by nutné zkoumanou skupinu rozšířit, náhodné výchyly eliminovat pomocí znásobení, či rozšíření vstupních a výstupních měření a pacienti by neměli souběžně docházet na jiné léčebné procedury.

I s vědomím si možného zkreslení můžeme s jistotou konstatovat, že díky absolvovaným terapiím na přístroji Posturograf STP-03 došlo u zkoumaných hemiparetických pacientů k pozorovatelnému zlepšení motorických funkcí a pomocí okamžité zpětné vazby i ke zvýšení jejich sebejistoty při provádění zadaných úkolů a následně i motivace pro absolvování dalších cvičení.

Za určitou nevýhodu této terapie, resp. přístroje můžeme považovat absenci zpětného podávání informací o strategii pohybu během jednotlivých měření. Na správnost pohybu proto musí dohlížet sám fyzioterapeut a v případě nutnosti pacienta korigovat.

Z výsledků měření můžeme objektivně zjistit, zda došlo u pacienta ke zlepšení, či ke zhoršení. Nedokážeme však, z důvodu absence podrobné statistiky u hemiparetických pacientů, naměřené hodnoty řádně klasifikovat. Pro tyto účely by tedy bylo nutné zpracovat širokou studii zahrnující velkou skupinu pacientů, na základě které bychom dokázali zhodnotit skutečnou váhu zlepšení. Tato studie by měla zahrnovat i porovnání v rámci pravostranného a levostranného postižení hemiparetických pacientů, vliv pohlaví, věku atd. Takováto studie by však svým rozsahem značně přesáhla hranice této práce.

7 ZÁVĚR

V této práci jsme obecně popsali metodu posturografie a metodiku měření. Aplikací terapie jsme posoudili možnosti využití této metody u hemiparetických pacientů. Rovněž jsme prověřovali, zda metoda posturografie pozitivně ovlivňuje rozložení zatížení dolních končetin.

Dosažené výsledky ukazují, že v rámci fyzioterapeutické praxe lze u hemiparetických pacientů úspěšně využít metody posturografie.

Tato metoda, resp. přístroj umožňuje fyzioterapeutovi u hemiparetických pacientů objektivně analyzovat stabilitu jejich stoje. Pomocí následné, na základě předchozí analýzy zvolené terapie dochází u pacienta ke změnám (zlepšení stability stoje a zlepšení rozložení zatížení dolních končetin), které je možné objektivně změřit. Zpětná vazba a objektivní vyhodnocení dosažených výsledků je přínosem nejen pro lékaře, resp. fyzioterapeuta, ale i samotného pacienta.

POUŽITÉ ZDROJE

- 1 BENDO VÁ, P. *Posturografie při dysfunkci pánve: diplomová práce*. Praha: FTVS UK, 2005. 110 s.
- 2 GROLICHO VÁ, J., MAYER, M., ELFMARK, M., JANURA, M. Některé rovnovážné kontroly vzpřímeného stoje fixací krční páteře – posturografická studie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 2000, s. 149-154
- 3 HAHN, A. *Otoneurologie - diagnostika a léčba závratí*. 1. vydání. Praha : Grada, 2004. 119 s. ISBN 80-247-0510-9
- 4 CHUDOBA, Z. *Posturografie udržování vzpřímeného postoje při bandáži kolenního kloubu: pilotní studie: diplomová práce*. Praha: FTVS UK, 2001, 116 s., Vedoucí diplomové práce F. Véle.
- 5 JAVŮREK, J. *Vybrané kapitoly z klinické kineziologie*. 1. vydání. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1986. 264 s.
- 6 KARAS, V., OTÁHAL, S. *Základy biomechaniky pohybového aparátu člověka*. Praha: Karolinum, 1991. 234 s. ISBN 80-7066-514-9
- 7 KLEIN, F. *Počítačově podporovaná základní diagnostika fyzioterapeutické ambulance: diplomová práce*. Praha: FTVS UK, 2001. 43 s. Vedoucí diplomové práce M. Vilímek.
- 8 LALÍKOVÁ, L. *Možnost diagnostiky stabilometrickým vyšetřením v školskej telesnej výchove*. In: Zborník z 11. ročníka celoslovenského kola ŠVA 2005. Banská Bystrica: Katedra telesnej výchovy a športu FHV v Banskej Bystrici, 2005, s. 125 – 135
- 9 LEJSKA, M. *Komplexní řešení závrativých stavů funkčními metodami*. Brno, 1998

- 10 PRCHAL, J. *Analýza vztahu stavu chodidel a nadváhy návštěvníků EXPA Pražského mezinárodního maratonu 2006 pomocí zařízení footscan systém: diplomová práce.* Praha: FTVS UK, 2006. 107 s. Vedoucí diplomové práce E. Tlapáková.
- 11 TŮMOVÁ, J. *Ověření vlivu pohybového programu na zlepšení stability u starších osob pomocí posturografie: diplomová práce.* Praha: FTVS UK, 2003. 119 s. Vedoucí diplomové práce S. Bartůňková.
- 12 VALOVÁ, D., CHALUPOVÁ, M., TLAPÁKOVÁ, E. Stabilometrie a její využití na FTVS UK. *Lékař a technika*, 27, 1996, s. 86-90
- 13 VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 1999, s. 84-85
- 14 VAŘEKA, I. Posturální stabilita (1. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 2002, s. 115-121
- 15 VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. Část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 2002, s. 122-129
- 16 VÉLE, F., ČUMPELÍK, J., PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3, 2001, s. 103-105
- 17 VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému.* Praha: Karolinum, 1995. 87 s. ISBN 80-7184-100-5
- 18 VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi.* 1. vydání. Praha: Avicenum, 1997. 271 s. ISBN 80-7169-256-5
- 19 VOTAVA, J., PFEIFFER, J. *Rehabilitace s využitím techniky.* 1. vydání. Praha: Avicenum, 1983. 320 s. ISBN 73 521-08-28

- 20 VRABEC, P., LISCHKEOVÁ, B., SVĚTLÍK, M., SKŘIVAN, J. *Rovnovážný systém I – Obecná část. Klinická anatomie a fyziologie, vyšetřovací metody*. 1. vydání. Praha: Triton, 2002. 99 s. ISBN 80-7254-307-5
- 21 VYŠATA, O., PŘEROVSKÝ, K., VRŠECKÁ, M. Počítačová posturografie v klinické praxi. *Praktický lékař*, 73, 1993, 5, s. 190-192
- 22 WINTER, D. A. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 3, 1995, 4, p. 193-214

SEZNAM ZKRATEK

AC	area of contact
AP	anterioposteriorní výchylka
AS	area of support
BF	biofeedback
BS	base of support
CNS	centrální nervový systém
COG	center of gravity
COM	center of mass
COP	center of pressure
EMG	elektromyografie
L	laterolaterální výchylka
LDK	levá dolní končetina
LHK	levá horní končetina
PDK	pravá dolní končetina
PHK	pravá horní končetina

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obr. 1 Snímací plošina	10
Obr. 2 Vztah kontaktní plochy, opěrné plochy a opěrné báze	17
Obr. 3 Opěrná báze - zobrazení ideálního průmětu těžiště	18
Obr. 4 Statokineziogramy	22
Obr. 5 Stabilogramy	22
Obr. 6 Terč pro statický BF	29

SEZNAM TABULEK

Tab. 1 Statická posturografie – vstupní měření pacient č. 1	32
Tab. 2 Statická posturografie – výstupní měření pacienta č. 1	32
Tab. 3 Statická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 1	34
Tab. 4 Statická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 1	34
Tab. 5 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 1	35
Tab. 6 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 1	35
Tab. 7 Statická posturografie – vstupní měření pacienta č. 2	39
Tab. 8 Statická posturografie – výstupní měření pacienta č. 2	39
Tab. 9 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 2	41
Tab. 10 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 2	41
Tab. 11 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 2	42
Tab. 12 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 2	43
Tab. 13 Statická posturografie – vstupní měření pacienta č. 3	46
Tab. 14 Statická posturografie – výstupní měření pacienta č. 3	46
Tab. 15 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 3	48
Tab. 16 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 3	48
Tab. 17 Dynamická posturografie s využitím BF – vstupní měření pacienta č. 3	50
Tab. 18 Dynamická posturografie s využitím BF – výstupní měření pacienta č. 3	50

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1 Počty chyb dle sektorů u pacienta č. 1	33
Graf 2 Změny celkové skutečné dráhy při terapiích u pacienta č. 1	36
Graf 3 Změny celkové rychlosti při terapiích u pacienta č. 1	37
Graf 4 Počty chyb dle sektorů u pacienta č. 2	40
Graf 5 Změny celkové skutečné dráhy při terapiích u pacienta č. 2	44
Graf 6 Změny celkové rychlosti při terapiích u pacienta č. 2	44
Graf 7 Počty chyb dle sektorů u pacienta č. 3	49
Graf 8 Změny celkové skutečné dráhy při terapiích u pacienta č. 3	51
Graf 9 Změny celkové rychlosti při terapiích u pacienta č. 3	51

PŘÍLOHY

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1 - Obrazce – dynamická posturografie s BF

Příloha č. 2 - Kazuistika pacienta č. 1

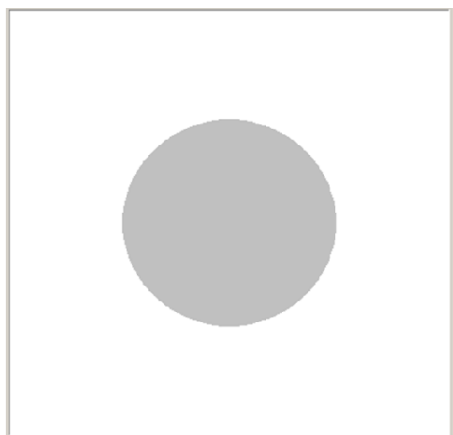
Příloha č. 3 - Kazuistika pacienta č. 2

Příloha č. 4 - Kazuistika pacienta č. 3

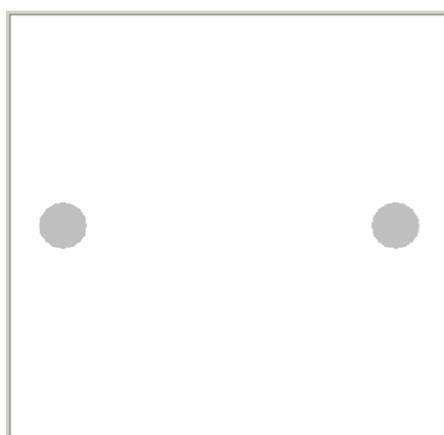
Příloha č. 5 - Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech a procentuální zatížení dolních končetin

Příloha č. 6 - Fotografická dokumentace

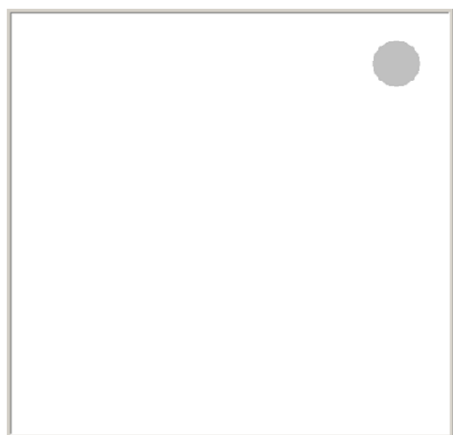
Příloha č. 1 – Obrazce – dynamická posturografie s BF



Obr. 1 Obrazec „easy 1“



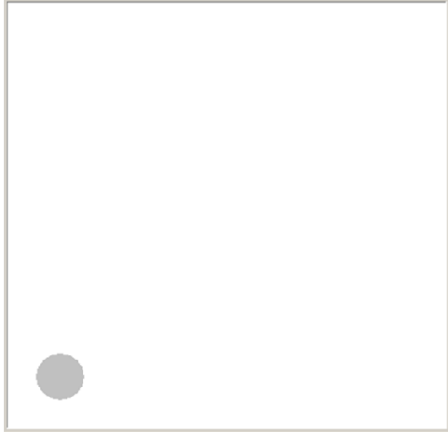
Obr. 2 Obrazec „easy 2“



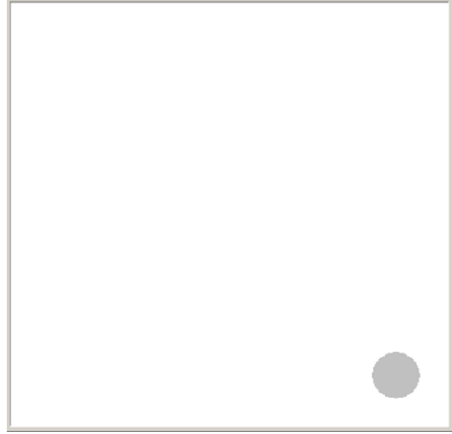
Obr. 3 Obrazec „easy 3“



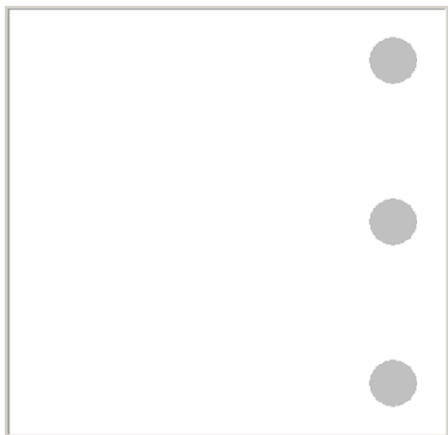
Obr. 4 Obrazec „easy 4“



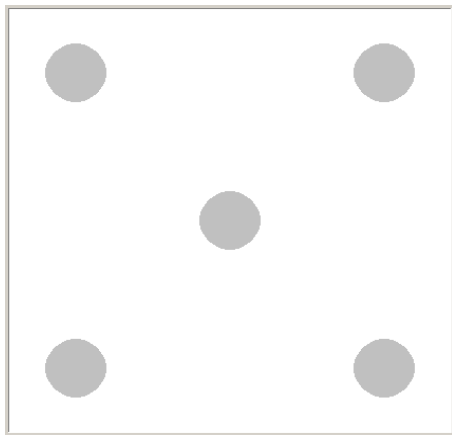
Obr. 5 Obrazec „easy 5“



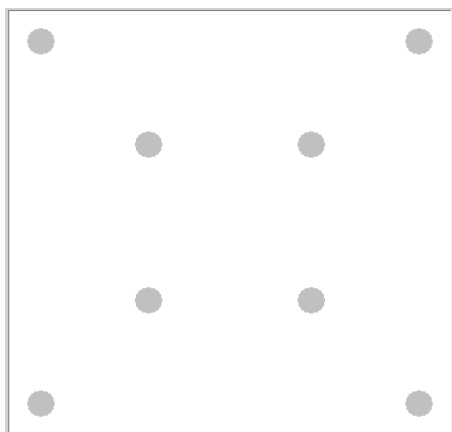
Obr. 6 Obrazec „easy 6“



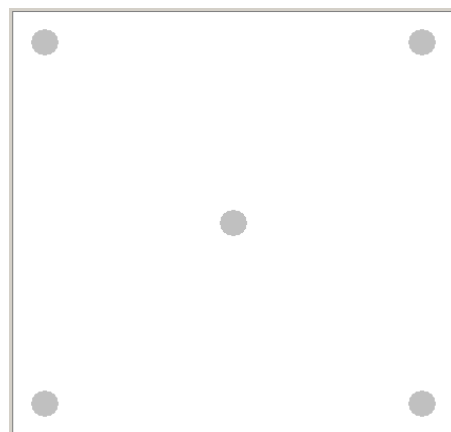
Obr. 7 Obrazec „zatížení PDK“



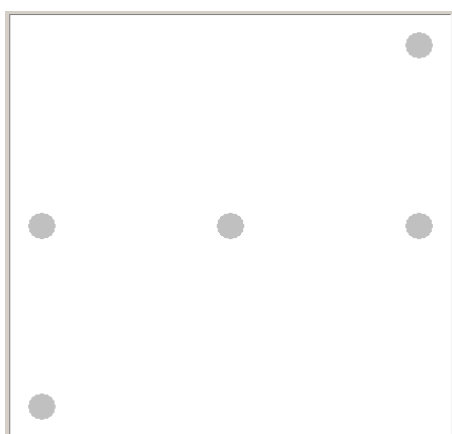
Obr. 8 Obrazec „diff 2“



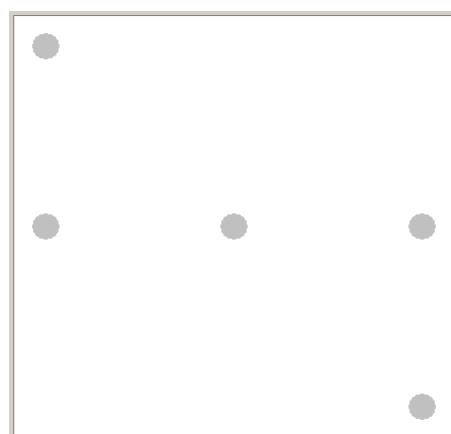
Obr. 9 Obrazec „test po Z 10“



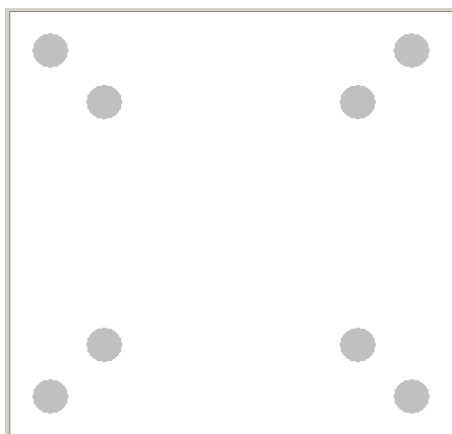
Obr. 10 Obrazec „diff z 10“



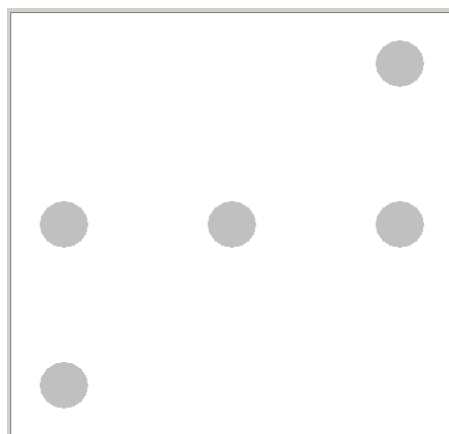
Obr. 11 Obrazec „lateral bal z 10“



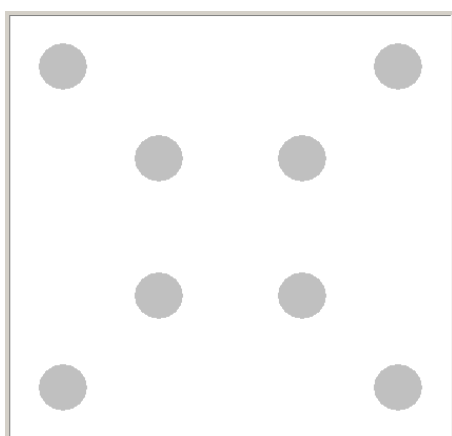
Obr. 12 Obrazec „lateral bal z 10“



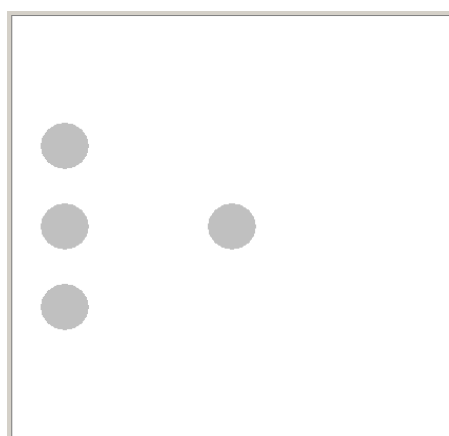
Obr. 13 Obrazec „čtverce B dal“



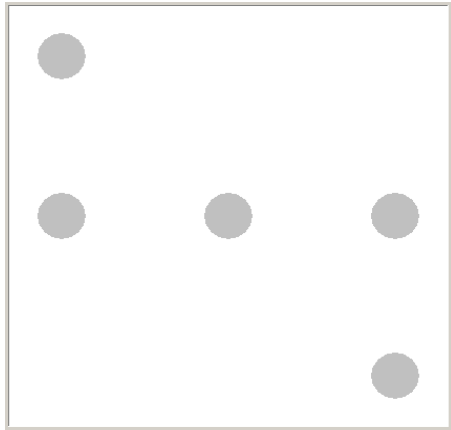
Obr. 14 Obrazec „lateral bal“



Obr. 15 Obrazec „test po“



Obr. 16 Obrazec „zatížení LDK“



Obr. 17 Obrazec „lateral bal“

Příloha č. 2 – Kazuistika pacienta č. 1

Číslo pacienta: 1

Jméno klienta: M. P.

Ročník narození: 1982

Pohlaví: muž

Diagnóza: levostranná hemiparéza následkem ischemické cévní mozkové příhody – 31. 03. 2007

Datum vyšetření: 11. 01. 2008

Anamnéza

RA: rodiče - otec pracuje v Čechách, 53 let - zdrav, matka 51 let - zdráva, 2 bratři starší, 1 sestra mladší - zdraví.

OA: běžné dětské nemoci

- v dětství angíny
- ischemická cévní mozková příhoda – březen 2007
- levostranná hemiparéza
- léčen po dobu jednoho měsíce na intenzivní péči ve Vojenské nemocnici, poté přeložen na neurologické lůžkové oddělení
- bronchopneumonie – 5 dní v umělém spánku na JIP ve Vojenské nemocnici, umělá plicní ventilace (4/2007)

Úrazy, operace: neguje

SA: klient pochází ze Slovenska, nyní žije sám v Praze na ubytovně, svobodný

Sport: dříve závodně fotbal, rekreačně basketbal, plavání

Abusus: alkohol příležitostně, před pěti lety přestat kouřit (20 cigaret denně), káva 0

PA: letecký mechanik – letiště v Praze, dočasně na nemocenské

AA: neguje

FA: Geratam 1200 mg 2-1-0

- Anopirin 100 mg 1-0-0

- před měsícem botulotoxin – LHK – došlo ke zlepšení spasticky v oblasti zápěstí a prstů

Dosavadní RHB: Rehabilitační klinika Malvasinky – od května 2007 na 2,5 měsíce

- FN Motol – od 26. 07. 07, na 3 týdny
- Klinika rehabilitačního lékařství – ambulantně 2-3x týdně
- Rehabilitační ústav Kladruby – 3 měsíce

NO: po alkoholovém excessu rozvoj levostranné hemiparézy

- klient dochází do denního stacionáře KRL, 6 týdnů

Kineziologický rozbor:

Výška: 1,85m

Váha: 85kg

- klient při vědomí, orientován, spolupracuje, psychický stav stabilizovaný
- bez fatických poruch

Aspekce

Stoj:

- **Zepředu:** LDK v mírné zevní rotaci
 - plochonoží – příčná i podélná klenby
 - levá bradavka níže než pravá
 - levý thorakobrachiální trojúhelník větší než pravý
 - LHK – flekční držení v lokti, zápěstí i prstech
 - atrofie svalů v oblasti levého ramenního kloubu
 - **Zboku:** břicho prominuje
 - protrakce levého ramene
 - předsun hlavy
 - zvýšená hrudní kyfóza
 - **Zezadu:** valgózní postavení levé paty
 - pravá Achillova šlacha více prominuje
 - atrofie levého lýtkového svalu
 - levá gluteální rýha méně patrná
 - rýhy na zádech – levá je menší než pravá
 - výraznější levý paravertebrální val
 - pravá lopatka prominuje více než levá
- Palpace:** kůže suchá, teplota normální, bez otoků
- LHK – tonus vyšší ve smyslu spastický

- LDK – tonus vyšší ve smyslu spasticity
- hypertonus paravertebrálních svalů vlevo
- hypertonické šíjové svalstvo vpravo
- hypertonus m.pectoralis vlevo

Stoj: stabilní

- stoj na špičky zvládne
- stoj na patách nemožný – nedokáže přenést váhu na levou patu
- stoj I. – bez obtíží
- stoj II. – bez obtíží
- stoj III. – bez obtíží
- stoj na PDK zvládne
- stoj na LDK s přidržováním

Chůze: stabilní

- bez kompenzační pomůcky
- dříve používal 1 francouzskou hůl
- levá dolní končetina zevně rotovaná
- koleno ve flekčním držení
- při švihové fázi dorzální flexe levého palce DK
- kratší stojná fáze LDK
- vázne oval LDK
- bez souhybu LHK
- vázne souhyb trupu

ADL: hygienu, stravování i přesuny zvládá samostatně

- úchop LHK – mezi prostředník a palec
- špetka není možná
- válcový úchop lze
- klient na noc používá extenční dlahu na HK

Neurologické vyšetření:

- vyšetření hlavových nervů – bez nálezu
- čítí – taktilní termické i algické beze změn
- vibrace – beze změn

Spastické iritační reflexy:

HK- Justerův reflex – pozitivní

- Hofmannův reflex – pozitivní
- Tromnerův reflex – pozitivní
- palcibradový reflex – negativní
- úchopový reflex – negativní
- DK – Babinského reflex – negativní
- Oppenheimův reflex – negativní
- Chaddockův reflex – negativní
- Vítkův sumační reflex – negativní

Zánikové reflexy – na horních i dolních končetinách negativní

Taxe – bez patologie

Reflexy – viz. tabulka 1

Tab. 1 Reflexy

Reflex	PHK	LHK
Bicipitový	snížený	zvýšený
Stiloradiální	snížený	zvýšený
Tricipitový	snížený	zvýšený
Flexe prstů	snížený	zvýšený
Reflex	PDK	LDK
Patellární	snížený	zvýšený, rozšířená reflexní zóna
Medioplantární	snížený	zvýšený
Achillovy šlachy	snížený	zvýšený

Goniometrie – viz. tabulka 2 a 3

Tab. 2 Goniometrie DKK

Dx.	Kyčelní kloub	Sin.
90°	Flexe s extenzí kolene	70°
125°	Flexe s flexí kolene	110°
15°	Extenze	10°
45°	Abdukce	30°
20°	Addukce	15°
40°	Zevní rotace	30°
40°	Vnitřní rotace	30°
	Kolenní kloub	
150°	Flexe	140°
0°	Extenze	0°
	Hlezenní kloub	
40°	Plantární flexe	30°
20°	Dorzální flexe	10°
30°	Supinace	15°
30°	Pronace	15°

Tab. 3 Goniometrie HKK

Dx.	Ramenní kloub	Sin.
90°	Flexe	90°
40°	Extenze	40°
90°	Abdukce	80°
90°	Zevní rotace	80°
90°	Vnitřní rotace	80°
	Loketní kloub	
140°	Flexe	140°
0°	Extenze	5°
90°	Pronace	80°
90°	Supinace	90°
	Zápěstí	
90°	Palmární flexe	65°
90°	Dorzální flexe	20°
30°	Radiální dukce	15°
40°	Ulnární dukce	15°

Příloha č. 3 - Kazuistika pacienta č. 2

Číslo pacienta: 2

Jméno klienta: J. F.

Ročník narození: 1939

Pohlaví: muž

Diagnóza: levostranná hemiparéza následkem cévní mozkové příhody – 07/2005

Datum vyšetření: 14. 01. 2008

Anamnéza

RA: otec zemřel na rakovinu

OA: běžné dětské nemoci

- tříselná hernie – 3x, řešeno operativně, v období puberty
- karcinom tlustého střeva – operace 07/2005 v IKEMU, bez recidivy
- hernie v jizvě po laparotomii – pooperační komplikace, řešeno operativně
- ischemická cévní mozková příhoda – 07/2005, vznik během hospitalizace
- arteriální hypertenze od 95
- sekundární epilepsie
- artróza – obě zápěstí, vpravo horší
- DM II. Typu
- stp. operaci karpálního tunelu dx.
- stp. hluboké žilní trombóze v. femoralis vlevo s embolizací do plic po herniotomii 07/2005

Úrazy, operace: 3 operace tříselné kýly

- operace karcinomu tlustého střeva
- operace hernie, která vznikla v jizvě po operaci karcinomu tlustého střeva

SA: klient bydlí v Praze v RD s manželkou, 1 dcera

Sport: v mládí rekreačně cyklistika a plavání

Abusus: nekouří, alkohol příležitostně

PA: dříve instalatér

AA: nejuje

FA: Anoperin, Helicid, Metformin, Micardis, Seropram, Tenaxum, Verospiron, Tanakan,

Depakin, Chondro

Dosavadní RHB: Fakultní Thomayerova nemocnice

- FN Motol
- Nemocnice na Homolce

NO: klient dochází do denního stacionáře KRL s diagnózou levostranná hemiparéza

Kineziologický rozbor:

Výška: 178 cm

Váha: 104 kg

- klient při vědomí, orientován, spolupracuje, psychický stav stabilizovaný, zhoršená paměť

Aspekce

Stoj:

- **Zepředu:** otok v oblasti kotníků – LDK více
 - LDK v zevní rotaci a semiflexi
 - atrofie levého lýtkového svalu
 - jizva ve střední rovině od pupku kaudálně
 - oslabení břišních svalů vlevo
 - asymetrie thorakobrachiálních trojúhelníků – levý je menší
 - atrofie svalů v oblasti levého ramenního kloubu
 - LHK ve flexi v kloubu loketním (80°), pronaci, flexe prstů
 - kůže na LHK červenější
 - pokles levého ústního koutku
 - jizva po operaci karpálního tunelu vpravo
- **Zboku:** vyhlazená bederní lordóza
 - břicho prominuje
 - hlava v předsunu
- **Zezadu:** valgózní postavení levé paty
 - atrofie levého lýtkového svalu
 - rýhy na zádech – patrnější vpravo
 - pravá lopatka více prominuje
 - levá lopatka – zevní rotace
 - hypertonus paravertebrálních svalů

Palpace: kůže suchá

- levá HK a DK studenější
- otok v oblasti kotníků
- jizva v oblasti břicha přirostlá

Stoj: stabilní

- větší zatížení LDK
- stoj na špičky ani na paty nezvládne
- stoj I. - bez obtíží
- stoj II. - zvládá, ale nejistý, mírné titubace
- stoj III. - zvládá, nutná supervize

Chůze: s kompenzační pomůckou – 1 francouzská hůl

- používá peroneální pásku
- Wernicke Mannův typ chůze
- elevace pánve
- neflektuje levé koleno
- LDK v zevní rotaci
- cirkumdukce LDK
- bez souhybu LHK
- nejistota při chůzi do schodů a v terénu

ADL: hygienu zvládá samostatně, nedokáže uvařit

- tkaničky u bot si nezaváže
- při denních činnostech potřebuje pomoc druhé osoby
- úchop není možný
- nejistota při chůzi do schodů a v terénu

Neurologické vyšetření:

- vyšetření hlavových nervů – bez nálezu
- taktilní cití – na LHK snižené, chybí na akru
 - na LDK mírně sníženo
- termické cití – na LHK je ve velké míře sníženo, snížení na levé polovině trupu, Na LDK částečně zachováno
- vibrace – na LDK cití sníženo, na LHK vibrace necítí
- taxe – bez obtíží

Spastické iritační reflexy:

- DK - pro zvýšenou citlivost nelze provést
- HK - nelze provést v důsledku spasticity

Zánikové reflexy:

- HKK – nelze provést pro neschopnost aktivního pohybu LHK
- DKK – Mingazzini – negativní
 - Barré – negativní
 - fenomén retardace – negativní

Reflexy – viz tabulka 4

Tab. 4 Reflexy

Reflex	PHK	LHK
Bicipitový	fyziologický	zvýšený
Stiloradiální	snížený	fyziologický
Tricipitový	fyziologický	zvýšený
Flexe prstů	snížený	fyziologický
Reflex	PDK	LDK
Patellární	fyziologický	zvýšený, rozšířená reflexní zóna
Medioplantární	fyziologický	zvýšený
Achillovy šlachy	fyziologický	fyziologický

Goniometrie – viz. tabulka 5 a 6

Tab. 5 Goniometrie DKK

Dx.	Kyčelní kloub	Sin.
70°	Flexe s extenzí kolene	65°
110°	Flexe s flexí kolene	95°
10°	Extenze	5°
60°	Abdukce	40°
10°	Addukce	5°
30°	Zevní rotace	40°
30°	Vnitřní rotace	20°
	Kolenní kloub	
130°	Flexe	95°
0°	Extenze	0°
	Hlezenní kloub	
30°	Plantární flexe	15°
15°	Dorzální flexe	8°
20°	Supinace	10°
20°	Pronace	5°

Tab. 6 Goniometrie HKK

Dx.	Ramenní kloub	Sin.
90°	Flexe	90° pasivně
15°	Extenze	80° pasivně
90°	Abdukce	80° pasivně
90°	Zevní rotace	65° pasivně
90°	Vnitřní rotace	80° pasivně
	Loketní kloub	
140°	Flexe	140° pasivně
0°	Extenze	0°
90°	Pronace	80° pasivně
90°	Supinace	75° pasivně
	Zápěstí	
70°	Palmární flexe	55° pasivně
60°	Dorzální flexe	10° pasivně
20°	Radiální dukce	10° pasivně
20°	Ulnární dukce	10° pasivně

Příloha č. 4 - Kazuistika pacienta č. 3

Číslo pacienta: 3

Jméno klienta: R.S.

Ročník narození: 1980

Pohlaví: muž

Diagnóza: difuzní poranění mozku 21. 08. 2007

Datum vyšetření: 30. 01. 2008

Anamnéza

RA: matka 52 let a otec 54 let zdraví, sestra 29 let, bratr 16 let – oba zdraví

OA: běžné dětské nemoci

- časté záněty středního ucha
- autonehoda 8/2007
- 40 dní v bezvědomí, následoval vegetativní stav – JIP Střešovice
- tracheostomie 1,5 měsíce
- edém mozku
- komplikace – bronchopneumonie, fluidothorax

Úrazy, operace: tympanoplastika ve 2, 15 a 25 letech

- fraktura metatarsů PDK v 15 letech

SA: žije v Praze, pochází z Ústí nad Labem, svobodný

Sport: dříve závodně tanec, balet, módní přehlídky

Abusus: dříve příležitostně kouřil doutníky, alkohol příležitostně, káva 0

PA: FTV Prima

AA: nejuje

FA: Tanakan 1-1-1, Ginkobiloba 1-1-1

Dosavadní RHB: Rehabilitační klinika Malvazinky – 8. 10. – 10. 12. 2007

NO: pravostranná centrální hemiparéza

- porušeny vyjadřovací schopnosti, pomalejší řeč
- pravděpodobná dyslexie, dysgrafie, dysortografie

Kineziologický rozbor:

Výška: 192 cm

Váha: 84 kg

Aspekce

Stoj:

• **Zepředu:** plochonoží

- LDK ve valgózním postavení
- asymetrický pupík – tažen na pravou stranu
- žebra více prominují na pravé straně
- jizva po tracheostomii

• **Zboku:** oploštělá lýtka

- předsun hlavy

• **Ze zadu:** skoliotické držení v oblasti bederní páteře s konvexitou vlevo, kompenzováno

- hypertonus paravertebrálních svalů v oblasti bederní páteře vlevo
- levá lopatka prominuje a levé rameno je výše
- musculus trapezius vlevo v hypertonu

Palpace: hypertonus paravertebrálních svalů v oblasti bederní páteře vlevo

- hypertonus musculus trapezius vlevo

Stoj: stabilní, na špičky i na paty zvládá

- stoj I. ,II. ,III. – zvládá
- stoj na LDK- zvládá
- stoj na PDK – s přidržením

Chůze: toporná, pomalejší tempo

ADL: soběstačný

- pomalé tempo
- problémy při holení – nutný dohled

Neurologické vyšetření:

- vyšetření hlavových nervů – bez patologie
- taktilní, termické, algické cití – beze změn
- vibrace – bez patologie, symetrické
- taxe – lehká nejistota

Spastické iritační reflexy- negativní

Reflexy – viz tabulka 7

Tab. 7 Reflexy

Reflex	PHK	LHK
Bicipitový	zvýšený	fyziologický
Stiloradiální	zvýšený	fyziologický
Tricipitový	zvýšený	fyziologický
Flexe prstů	zvýšený	fyziologický
Reflex	PDK	LDK
Patellární	zvýšený	fyziologický
Medioplantární	fyziologický	fyziologický
Achillovy šlachy	fyziologický	fyziologický

Zánikové reflexy:

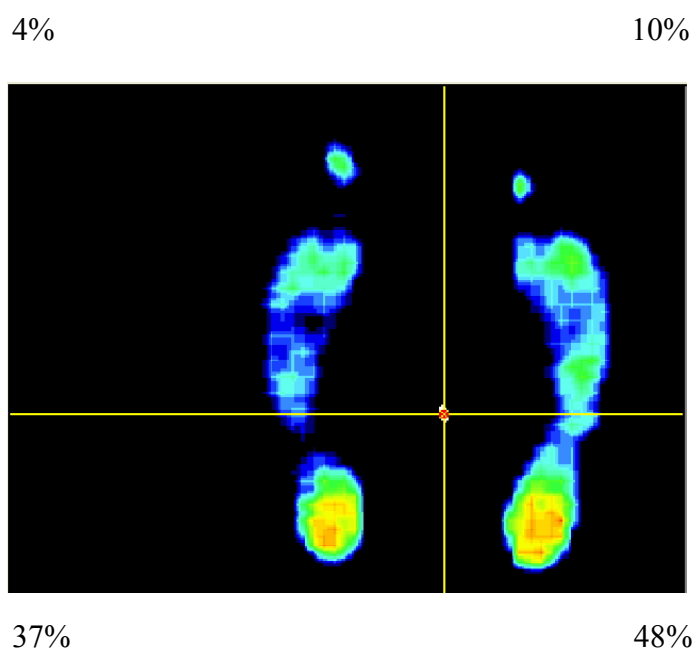
HKK - negativní

DKK – Mingazzini – lehký pokles PDK

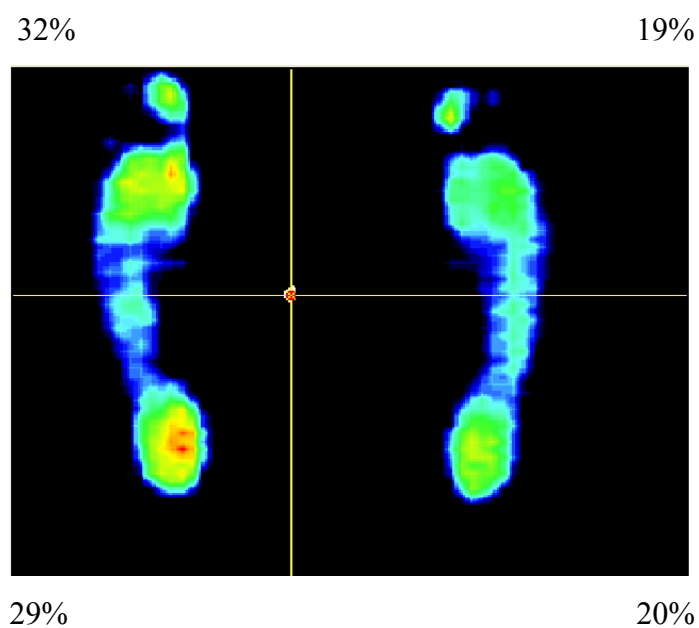
– lehký fenomén retardace

Goniometrie – rozsahy pohybu jsou ve všech kloubech fyziologické a symetrické

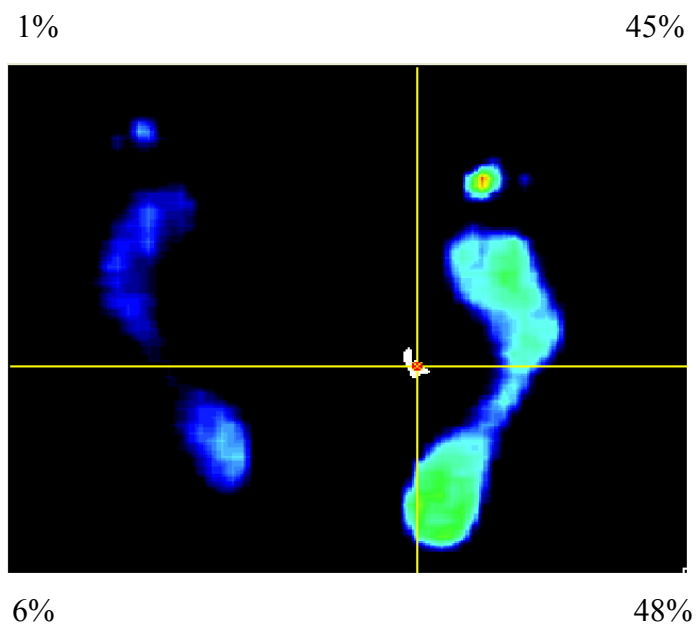
Příloha č. 5 - Grafické znázornění rozložení tlaků na chodidlech a procentuální zatížení dolních končetin



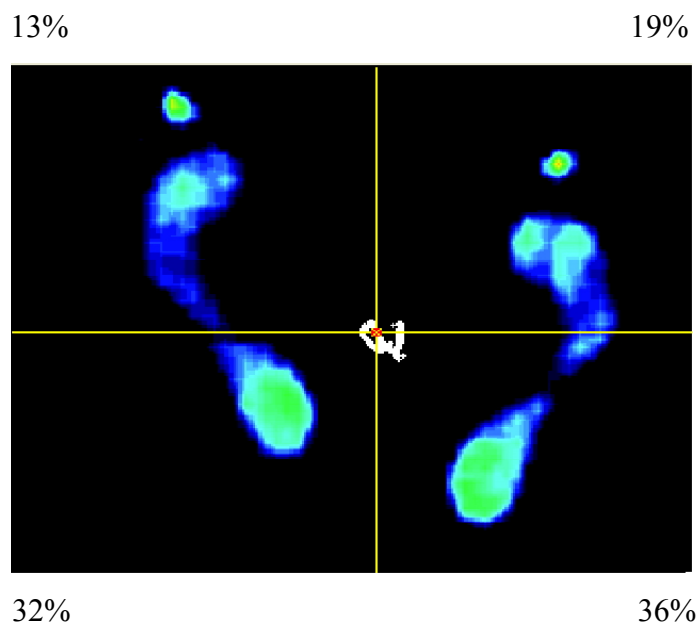
Obr. 18 Vstupní měření pacienta č. 1



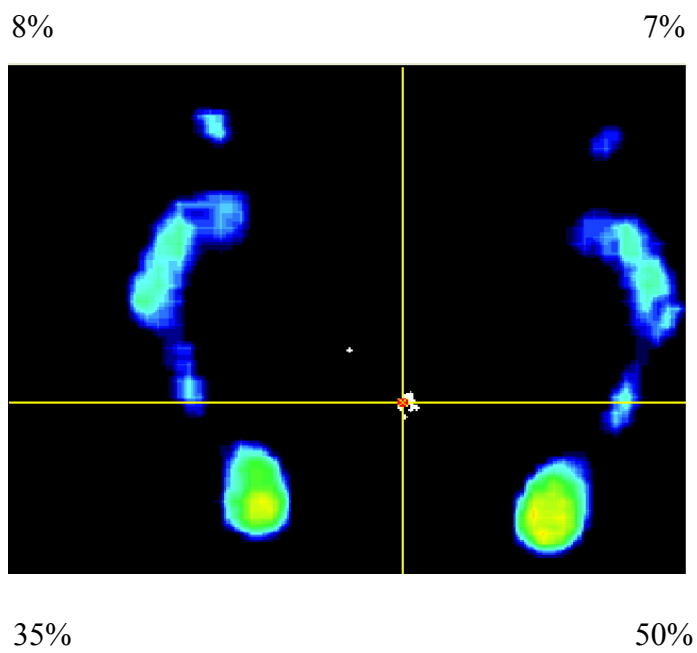
Obr. 19 Výstupní měření pacienta č. 1



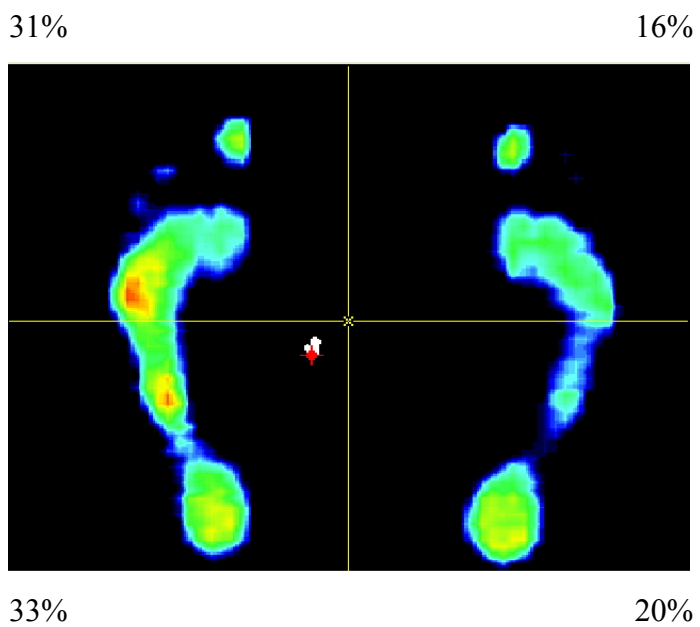
Obr. 20 Vstupní měření pacienta č. 2



Obr. 21 Výstupní měření pacienta č. 2



Obr. 22 Vstupní měření pacienta č. 3



Obr. 23 Výstupní měření pacienta č. 3

Příloha č. 6 - Fotografická dokumentace



Obr. 24 Pacient č. 1



Obr. 25 Pacient č. 2



Obr. 26 Pacient č. 3



Obr. 27 Postavení plošek na posturografické plošině

