

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

DRŽENÍ TĚLA VE VZTAHU K ASYMETRII ZATÍŽENÍ DOLNÍCH KONČETIN.
POROVNÁNÍ VÝSLEDKŮ KLINICKÉHO VYŠETŘENÍ S VYŠETŘENÍM NA
„BALANCE MASTER“.

Diplomová práce

Autor: Bc. Pavla Mrkousová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: MUDr. Renata Ocmanová, MUDr. Robert Frei

Praha 2007

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Pavla Mrkousová

Název diplomové práce: Držení těla ve vztahu k asymetrii zatížení dolních končetin.

Porovnání výsledků klinického vyšetření s vyšetřením na „Balance Master“.

Pracoviště: Klinika rehabilitace

Vedoucí diplomové práce: MUDr. Renata Ocmanová, MUDr. Robert Frei

Rok obhajoby diplomové práce: 2007

Abstrakt: Cílem práce bylo zhodnotit závislost asymetrického zatížení dolních končetin na držení těla. Dále objektivizovat asymetrické zatížení dolních končetin a asymetrickou délku kroků při chůzi pomocí systému „Balance Master“ a celkově zhodnotit možnosti použití systému „Balance Master“ při testování motorických funkcí dětí v předškolním věku. Práce se dále zabývá pojmy optimální držení těla, vadné držení těla a tělová asymetrie.

Klíčová slova: asymetrické zatížení dolních končetin, tělová asymetrie, držení těla, systém „Balance Master“

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographic Identification in English

Author's name: Pavla Mrkousová, BA.

Title of the master thesis: Posture in relationship with asymmetrical weight bearing of lower limbs. Comparison of results obtained from clinical examination with assessment using „Balance master“.

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Dr. Renata Ocmanova, Dr. Robert Frei

The year of presentation: 2007

Abstract: The aim of this study was to assess the dependency between asymmetrical weight bearing on posture. A further aim is to objectify asymmetrical weight bearing of lower limbs and asymmetrical step length while walking with the use of „Balance Master“ and also to assess possibilities of usage of „Balance Master“ for testing motor functions of preschool aged children. The study discusses notions such as optimal body posture, deficient body posture, and body asymmetry.

Keywords: asymmetrical weight bearing of lower limbs, body asymmetry, posture, „Balance Master“.

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením MUDr. Renaty Ocmanové a MUDr. Roberta Freie, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 26. 4. 2007

.....

Poděkování autora:

Děkuji MUDr. Renatě Ocmanové a MUDr. Robertu Freiovi za vedení práce. Dále děkuji celému týmu Kliniky rehabilitace FN Motol podílejícímu se na výzkumném projektu za spolupráci při vyšetřování dětí, Mgr. Petře Valouchové za cenné rady a pomoc při volbě testů a realizaci vyšetření na „Balance Master“, Doc. Ing. Josefu Arltovi CSc. a Ing. Markétě Arltové za velkou pomoc při statistickém zpracování dat a Bc. Veronice Čákové za spolupráci na překladech textů. Děkuji i rodičům a dětem za ochotu, trpělivost a spolupráci při vyšetřeních. V neposlední řadě děkuji Bc. Evě Dymešové za stálou podporu, cennou spolupráci při vyšetřování dětí, odečítání a zpracování výsledků testů a za čas, který věnovala společným konzultacím našich diplomových prací.

OBSAH

1 ÚVOD	Chyba! Záložka není definována.
2 CÍL PRÁCE	Chyba! Záložka není definována.
3 HYPOTÉZA	Chyba! Záložka není definována.
4 PSYCHOMOTORICKÝ VÝVOJ DO 6 LET	Chyba! Záložka není definována.
4.1 Nejdůležitější mezníky vývoje do 3 let.....	Chyba! Záložka není definována.
4.1.1 Novorozenecké období	Chyba! Záložka není definována.
4.1.2 Věk 4 až 6 týdnů	Chyba! Záložka není definována.
4.1.3 Věk 3,5 až 4,5 měsíce	Chyba! Záložka není definována.
4.1.4 Věk 5 až 7 měsíců	Chyba! Záložka není definována.
4.1.5 Věk 8 až 9 měsíců	Chyba! Záložka není definována.
4.1.6 Věk 12 až 16 měsíců	Chyba! Záložka není definována.
4.1.7 Věk 3 roky.....	Chyba! Záložka není definována.
4.2 Psychomotorický vývoj od 4 do 6 let	Chyba! Záložka není definována.
5 TĚLOVÁ ASYMETRIE, LATERALITA A JEJÍ VÝVOJ	Chyba! Záložka není definována.
6 STABILITA, STABILITA STOJE A JEJÍ VÝVOJ.....	Chyba! Záložka není definována.
7 NOŽNÍ KLENBA A JEJÍ VÝVOJ	Chyba! Záložka není definována.
8 CHŮZE A JEJÍ VÝVOJ	Chyba! Záložka není definována.
9 DRŽENÍ TĚLA.....	Chyba! Záložka není definována.
9.1 Postura a posturální stabilita	Chyba! Záložka není definována.
9.2 Optimální držení těla.....	Chyba! Záložka není definována.
9.3 Vadné držení těla (VDT)	Chyba! Záložka není definována.
10 HLUBOKÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE (HSSP)	Chyba! Záložka není definována.
11 PROJEKT „POSTURÁLNÍ FUNKCE V RANNÉM VĚKU DÍTĚTE JAKO INDIKÁTOR PORUCH NEUROMUSKULÁRNÍHO VÝVOJE, MORFOLOGICKÝCH A FUNKČNÍCH ZMĚN POHYBOVÉHO APARÁTU V DOSPĚLOSTI“	Chyba! Záložka není definována.
12 METODIKA A VYŠETŘENÍ.....	Chyba! Záložka není definována.
12.1 „Balance Master“	Chyba! Záložka není definována.
12.1.1 Weit Bearing Squaw (WBS).....	Chyba! Záložka není definována.

12.1.2	Walk Across (WA)	Chyba! Záložka není definována.
12.1.3	Step Up/Over (SUO)	Chyba! Záložka není definována.
12.2	Klinické testy	Chyba! Záložka není definována.
12.2.1	Stoj	Chyba! Záložka není definována.
12.2.2	Testy HSSP a posturální reaktivity pletence ramenního	Chyba! Záložka není definována.
12.2.3	Chůze	Chyba! Záložka není definována.
12.2.4	Hypermobilita	Chyba! Záložka není definována.
13	ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ	Chyba! Záložka není definována.
13.1	Výsledky klinických testů a testů na „Balance master“	Chyba! Záložka není definována.
13.2	Statistické zpracování dat	Chyba! Záložka není definována.
14	DISKUSE	Chyba! Záložka není definována.
15	ZÁVĚR	Chyba! Záložka není definována.
16	SOUHRN	Chyba! Záložka není definována.
17	SUMMARY	Chyba! Záložka není definována.
18	REFERENČNÍ SEZNAM	Chyba! Záložka není definována.

1 ÚVOD

Tato diplomová práce byla vytvořena v rámci projektu „Posturální funkce v ranném věku dítěte jako indikátor poruch neuromuskulárního vývoje, morfologických a funkčních změn pohybového aparátu v dospělosti“, který probíhá na Klinice rehabilitace 2.LF UK Praha a jehož řešitelem je Doc. PaedDr. Pavel Kolář. Hlavním cílem této dlouhodobé studie je vytvoření srovnatelného a všeobecně použitelného validního vyšetřovacího schématu, které odhalí i jemné motorické odchylky v neurofyziologickém vývoji dítěte.

Ve své práci jsem se zaměřila především na pojem vadného držení těla, tělovou asymetrii a asymetrické zatížení dolních končetin. Je otázkou, co lze ještě považovat za správné neboli fyziologické držení těla a co je již třeba nazvat vadným držením těla. Na toto téma existuje množství názorů a systémů hodnocení, ve kterých je místy obtížné se orientovat, a které ne vždy nabízejí validní zhodnocení držení těla z hlediska kvality motorických funkcí. Jako nejpoužitelnější se jeví hodnocení založené na principech vývojové kineziologie, kdy se již v ranném období života dají diagnostikovat nedostatky v kvalitě neuromotorické ontogeneze mající důsledky pro další pohybový vývoj. Vycházíme z toho, že příčinou těchto nedostatků je porucha řídicích neuromotorických funkcí centrální nervové soustavy daná neoptimální realizací geneticky determinovaných motorických vzorů. To vede vždy k poruchám svalové koordinace, které jsou hlavní příčinou chybné postury a souvisí i s morfologickým vývojem, jako je anteverse kyčelních kloubů, pedes plani, genua valga atd. Právě odchylka posturálního vývoje je důležitým faktorem pro vznik motorické poruchy v dospělém věku.

Podobná je i situace s názory na hodnocení tělové asymetrie a rozdílné zatížení dolních končetin. Neexistuje jednotný názor na to, co se dá považovat ještě za fyziologický stav a co je již patologií.

Prakticky jsme se u skupiny 36 dětí ve věku 4,5 až 6 let pokusili posoudit výpovědní hodnotu některých funkčních testů pohybového aparátu, provázanost jednotlivých nálezů u daného jedince v rámci klinického vyšetření, vše zaměřené na asymetrii nálezů a asymetrii zatížení dolních končetin, a porovnat tyto výsledky s přístrojovým vyšetřením systémem „Balance Master“. Jedná se o v pořadí šesté vyšetření dětí, které jsou probandy ve výše zmíněné longitudinální studii a jsou ve věku, kdy by již mělo dojít k uzrání hrubé motoriky v ontogenezi.

2 CÍL PRÁCE

Cíle této diplomové práce jsem shrnula do těchto bodů:

- Dokázat nebo vyvrátit hypotézu o specifické provázanosti mezi asymetrickým zatížením dolních končetin, stranovou asymetrií aktivace hlubokého stabilizačního systému páteře (HSSP) a postavením lopatek.
- Zhodnotit závislost mezi asymetrickým zatížením dolních končetin, rekurvaci kolenních kloubů a hypermobilitou kloubů dolních končetin.
- Objektivizovat klinické vyšetření asymetrického zatížení dolních končetin a asymetrické délky kroků pomocí systému „Balance Master“.
- Zhodnotit možnosti využití systému „Balance Master“ v rámci v úvodu zmíněné studie Kliniky rehabilitace FN Motol.

3 HYPOTÉZA

Předpokládáme, že pokud dítě ve stoji více zatěžuje jednu dolní končetinu, potom při testování hlubokého stabilizačního systému bude na opačné straně těla výraznější bulging dolní části boční porce břišních svalů a zvýšená aktivita paravertebrálních svalů při testu extenze a zároveň výraznější laterální pohyb žeberních oblouků nepravých žeber a konvexní vyklenutí boční skupiny břišních svalů při testu flexe. (To platí za předpokladu, že jsou výše uvedené symptomy přítomny.) Zároveň je na straně většího laterálního pohybu žeber a většího bulgingu ve srovnání s druhou stranou hůře stabilizována lopatka v rámci testování posturální reaktivity pletence ramenního.

4 PSYCHOMOTORICKÝ VÝVOJ DO 6 LET

4.1 Nejdůležitější mezníky vývoje do 3 let

Člověk, na rozdíl od mnoha jiných živočichů, se rodí centrálně i morfologicky značně nezralý. V průběhu vývoje uzrává centrální nervový systém (CNS), a tím i účelově zaměřená funkce svalů. (Kolář, 2002) Při vývoji držení těla se postupně uplatňují svalové synergie uložené v mozku jako matrice. Svaly se do držení zapojují automaticky v závislosti na optické orientaci a emoční potřebě dítěte. Hlavním bodem posturální ontogeneze je vývoj držení tj. schopnost zaujmutí centrovaného držení v kloubech, a s tím spojená lokomoce. (Kolář, 1996, 2001, 2002) Zcela zásadní je, že při automatickém řízení polohy těla je vždy zapojena nejvyšší centrální řídicí úroveň. Pro vývoj fyziologického držení je velice důležité období prvních šesti měsíců, kdy vznikají základní synergie pro držení osového orgánu. Ty jsou základem pro další posturální vývoj.

Vývoj držení je přesně načasován. Klíčová období pro hodnocení vývoje posturálních funkcí jsou šestý týden, polovina čtvrtého měsíce a šestý měsíc života. (Kolář, 2002)

4.1.1 Novorozenecké období

V novorozeneckém období, kdy ještě není k dispozici koaktivační model a v držení převažuje fylogeneticky starší systém tonický, je možné vybavit posturální programy uspořádané na nižší úrovni řízení. Jsou to reflexy, které jsou ve své provokované odpovědi vázány na reciproční vztah mezi antagonisty. (Kolář, 1998, 2001)

4.1.2 Věk 4 až 6 týdnů

Na rozdíl od novorozence, který má pouze úložnou plochu, můžeme u čtyř až šestitýdenního dítěte již mluvit o opěrné bázi. (Kolář, 2002) Mění se celkové držení a vzniká aktivní opěrná funkce. (Kolář, 2001) Objevuje se koaktivace zapojení antagonistických svalů, jež je předpokladem vzniku rovnovážných funkcí. V této době, kdy uzrává optická orientace, se do držení těla zapojuje fázický systém. (Kolář, 1998) Symetrizuje se poloha těla a mizí fyziologická predilekce. (Kolář, 2002) Do posturální funkce se začleňují hluboké flexory krku, dolní fixátory lopatek, zevní rotátory ramenních kloubů, extenzory hrudní páteře, supinátory předloktí, extenzory zápěstí, břišní svaly, svalstvo pánevního dna, zevní rotátory a abduktory kyčelních kloubů, pronátory a dorzální flexory nohy. (Kolář, 1998) V poloze na zádech je dítě schopno krátkodobě zdvihnout dolní končetiny nad podložku

v symetrickém nastavení těla. V poloze na břišku se objevuje vzpřímení, kdy dítě zvedá hlavičku a předloktími se opírá o podložku. Těžiště těla se posouvá kaudálně směrem k symfýze a povoluje anteflexe pánve. (Kolář, 2002)

4.1.3 Věk 3,5 až 4,5 měsíce

V polovině čtvrtého měsíce se objevuje napřimení osového orgánu, které je zajištěno rovnovážnou funkcí autochtonní muskulatury od kosti týlní až po kost křížovou a flexory osového orgánu. Dochází tak k dokončení tzv. sagitální stabilizace. V oblasti periferních kloubů je nastavena rovnovážná aktivita mezi antagonisty. V oblasti páteře i periferních kloubů dochází k nastavení polohy umožňující nejvýhodnější statické zatížení kloubů. Mluvíme o tzv. funkční centraci kořenových kloubů. Lopatky se posouvají kaudálně. Dochází k dokončení vývoje koaktivity ve vztahu k prvnímu vzpřímení. Objevuje se přesně definovaná opěrná báze. V poloze na zádech je vymezená trapézovým svalem. V poloze na břiše je opora o lokty a symfýzu. Tento vzor a jeho kvalita jsou rozhodující pro následující motorický vývoj dítěte a determinují kvalitu jeho lokomoce během celého dalšího života. Charakteristickým znakem abnormálního vývoje je břišní diastáza. (Kolář, 1998, 2002; Vařeka, Dvořák, 1998)

Ve 4,5 měsících se objevuje aktivní úchop ruky z ulnární strany a stereognostická funkce ruky. Na břišku dochází k diferenciaci opěrné báze. (Kolář, 2004)

4.1.4 Věk 5 až 7 měsíců

Mezi pátým a sedmým měsícem života je možné centrované držení v torzi. Na konci šestého měsíce je dokončeno otáčení ze zad na břiško, které při fyziologickém vývoji musí probíhat přes aktivaci dvou šikmých břišních řetězců. První rotuje pánev ve směru opěrné horní končetiny, druhý vede rotaci horní poloviny trupu a dochází ke vzpřímení v ramenním kloubu. V antagonistické synergii působí dorzální muskulatura. Za patologické je považováno otáčení přes extenzi při převaze dorzální muskulatury. (Kolář, 2001, 2002)

4.1.5 Věk 8 až 9 měsíců

V osmi měsících věku je dítě schopno šikmého sedu s oporou o extendovanou horní končetinu. Jde o tzv. „zmrzlou polohu lokomočního pohybu“. Dále je schopno kleku na čtyřech a postupně se v této poloze stabilizuje. (Kolář, 2004) Mezi osmým a devátým měsícem se objevuje zkřížený vzor kvadrupedání lokomoce – lezení po čtyřech. (Valouchová, 2006)

4.1.6 Věk 12 až 16 měsíců

V deseti až dvanácti měsících se dítě vertikalizuje do stoje u opory a kvadrupedálně stranou obchází. Objevuje se stereognostická funkce nohy.

Do čtrnácti až šestnácti měsíců je dítě schopno samostatné bipedální lokomoce a dokáže provést flexi v ramenním kloubu nad 120°. (Kolář 2004; Valouchová, 2006) Pokud dítě v kleče nebo v sedě neprovede obdukci nad 120°, není ještě vertikalizováno. (Kolář, 1996)

4.1.7 Věk 3 roky

Kolem třetího roku věku se v lokomoci objevuje letová fáze kroku tj. běh. Dítě je schopno krátce stát na jedné noze. (Kolář, 2004)

4.2 Psychomotorický vývoj od 4 do 6 let

V období mezi druhým a šestým rokem dítě získává motorické a senzomotorické dovednosti a schopnosti, které jsou nezbytné k provádění běžných denních aktivit, k činnostem ve škole, ke sportu a rekreaci. Tyto schopnosti se vyvíjejí od individuální hry až po aktivity ve skupině. Postupem času se mění, vylepšují a přizpůsobují tak, aby bylo možné vyrovnat se se vzrůstajícím počtem různě pestrých situací.

K dosažení určitých motorických dovedností je potřeba nejen zvýšená koordinační schopnost, svalová síla, správný timing, snaha a směr, počet možných opakování a rychlost, ale také změna vzorů kontroly. Schopnost vyspělé koordinace se mění a dozrává během druhého až šestého roku života s tím, že některé studie ukazují, že vyspělé vzorce kontroly není možné najít před sedmým rokem života. (Burns, Mac Donald, 1996; Williams, Woollacott, Ivry, 1992)

Hrubá motorika

Ve čtyřech letech je dokončena zralost CNS pro hrubou motoriku. Dítě je schopno zaujmout centrované postavení v kloubu ve všech polohách, které kloub umožňuje. Vlivem dozrání posturálních funkcí fázického systému právě ve čtyřech letech jsou vytvořeny předpoklady k plné morfologické zralosti skeletu (úhly kyčelního kloubu, nožní klenba,

zakřivení páteře, sklon tibiálního platu, rozvoj hrudníku, torze bérceových kostí apod.). Analogie zapojení svalů ve svalových souhrách je pak součástí každého volního pohybu dospělého člověka. (Kolář, 2002)

V pěti letech je většina dětí schopna skoku o délce 60cm, přeskočení švihadla 15cm nad zemí s chodidly u sebe a až 10 poskoků na jedné noze v kruhu o průměru 20cm.

Je možno pozorovat změny pohybového vzoru, které při chytání míče ilustrují zvýšenou kontrolu a disociaci pohybu stejně tak jako zvýšenou schopnost předvídat rychlost a směr přibližujícího se míče. Okolo pátého roku mají děti při chytání míče více uvolněná ramena i lokty, jsou schopné lépe přizpůsobit pozici těla letícímu míči a míč chytí oběma rukama. Tím, že jsou paže více uvolněné, je dítě schopno absorbovat sílu chyceného míče.

Zdokonalují se i reciproční schopnosti, což umožňuje například jízdu na tříkolce nebo šplhání po prolézačkách.

Nezralost nebo zpoždění ve vývoji těchto motorických aktivit může být zapříčiněno řadou faktorů a samy o sobě dávají pouze omezenou informaci o vývoji pohybů. Pokud dítě nedosáhne předpokládaného stupně hrubé motoriky, je nutné zvažovat neurologické, muskuloskeletální a senzomotorické pozadí nedostatků v dané motorické aktivitě stejně tak jako zhodnotit komponenty daného pohybu samy o sobě. (Burns, Mac Donald, 1996; Gillberg, Gillberg, 1989)

Jemná motorika

Důležitost jemné motoriky a manipulačních schopností je patrná v dětské touze stavět z kostek a podobných materiálů za využití představivosti, dále v napodobování mimiky dospělých, hraní si s míčem, kreslení, střihání a psaní. Většina těchto aktivit u dětí mezi čtvrtým a pátým rokem vyžaduje značnou proximální stabilitu neboli stabilitu rameno-loket stejně tak jako svalovou sílu a schopnost kinestézie.

Během čtvrtého až šestého roku života dítě směřuje k rozvinutí již vyspělejšího dynamického tripod úchopu. Při něm vidíme laterální nebo ulnární stranu ruky opřenou o podložku, semiextendované zápěstí, prostředník podpírající tužku stabilizovaný o prsteník a malík, ukazovák vedoucí pohyb a palec poskytující tlak. Efektivní kontrola pohybu tužky je dána minimální flexí ukazováku a zápěstí.

Další velice náročnou aktivitou pro předškoláka je střihání nůžkami vyžadující izolovanou abdukci palce a ukazováku, koordinaci oko-ruka, minimální svalovou sílu a přesný timing pohybů obou rukou zároveň.

U všech jemně-motorických aktivit je nezbytná senzitivní percepce a zpětná vazba, aby mohlo dojít k dalšímu rozvoji těchto činností. (Bertoti, 2003; Burns, Ensbey, Norrie, 1989; Burns, Mac Donald, 1996) Jemná motorika a mozečkové funkce dozrávají až kolem šestého roku života po dozrání mozečkových hemisfér. Adiadochokineza je v dětském věku do určité míry fyziologická. (Amber et al., 2004; Kolář, 2004)

Senzomotorická percepce

Další velice významný aspekt a změna v tomto období je zvýšené uvědomění si a interpretace sensorické informace. To, co se běžně označuje jako senzomotorická percepce, je často dále děleno na více specializované oblasti jako vizuální, sluchové, kinestetické, motorické a prostorové vnímání nebo jejich kombinace. Kinestézie je obzvláště důležitá pro vnímání pohybu, detekci chyb a jejich nápravu. Bylo dokázáno, že, co se paměti týče, není to motorický program, který si pamatujeme, ale kinestetická informace vzniklá během pohybu. Hmat a zrak také hrají důležitou roli v motorické kontrole a konceptu prostorových vztahů. (Bairstow, Laszlo, 1981; Bertoti, 2003; Burns, Ensbey, Norrie, 1989; Burns, Mac Donald, 1996)

Preference ruky

Okolo čtvrtého až šestého roku je již jistá preference ruky. U některých dětí je tato tendence výrazná a konsistentní, zatímco u jiných je možné pozorovat používání jedné či druhé ruky v závislosti na dané činnosti. (Burns, Mac Donald, 1996)

Posturální kontrola

Postura a posturální kontrola se během předškolního věku vyvíjejí, mění a zdokonalují. Výzkumy ukazují, že posturální odpovědi u dětí ve věku čtyři až šest let jsou odlišné. Tato různorodost existuje pravděpodobně díky několika obdobím výrazných změn v růstu, které vyžadují adaptaci a změnu. Toto vývojové období je typické určitou stagnací v čase určenou k procvičování a periodami změn, které vyžadují vývoj nových posturálních strategií. Stav stagnace přetrvává do té doby, než se rozměry těla změní natolik, že původní programy nejsou nadále dostatečně efektivní. V tu chvíli systém začne procházet obdobím změn, které se vyznačují velkou pestrostí a nestabilitou. Poté následuje opět období stagnace neboli stability systému.

Každá dovednost má jak posturální, tak vědomou neboli volní komponentu: posturální komponenta zajišťuje stabilizující základnu neboli „rám pohybu“, který podporuje určitou akci nebo volní pohyb. Zvýšená posturální kontrola dovoluje nezávislost v běžných denních činnostech, jako je například oblékání. Posturální kontrola a stabilita se vyvíjejí a zdokonalují spolu se zdokonalováním provedení základních pohybových vzorů vyžadujících jak statickou, tak dynamickou rovnováhu. To, že se rovnováha zdokonaluje, je možné pozorovat při stání na jedné noze nebo při chůzi po balanční ploše. Dynamická rovnováha zajišťující udržení stability během změny gravitace se promítá do schopnosti chůze po rovné čáře a později i po balanční ploše v tandemu. Důkazem zvýšené rovnováhy a posturální kontroly je chůze ze schodů se střídáním nohou. Statická stabilita zajišťující udržení rovnováhy, kdy se těžiště těla nemění, umožňuje balancování na jedné noze. Také aktivity, jako je například běh, poskoky a skákání, vyžadují zvýšený stupeň rovnováhy a ovládnutí síly.

Na rozdíl od dospělých mají děti mladší sedmi let potíže s balancováním, pokud se odstraní jak somatosenzorické, tak vizuální podněty. Stejně tak mají tyto děti sníženou schopnost adaptace smyslů při posturální kontrole, jestliže dostávají protichůdně podněty. (Bertoti, 2003; Burns, 1992; Burns, Ensbey, Norrie, 1989; Burns, Mac Donald, 1996; Raich, Starkes, 1993)

Kontrola DKK

Síla a stabilita dolních končetin se postupně zvyšují. Dítě mladší šesti let může ještě používat horní končetiny ve snaze přejít ze sedu na židli do stoje, ale na konci tohoto období jsou horní končetiny při tomto typu přesunu používány už jen zřídka. Stoj je vzpřímenější a dítě dokáže déle vydržet v podřepu. Postupem času se také zužuje báze stoje typická pro mladší děti, břišní stěna méně prominuje a na noze se vyvíjí podélná klenba umožňující zralejší držení váhy dolními končetinami. (Bertoti, 2003; Burns, 1992; Burns, Ensbey, Norrie, 1989; Burns, Mac Donald, 1996)

Dosažení objektu

U předškolních dětí a dětí školního věku dochází ke zdokonalování dosažení jednotlivých předmětů díky lepší zpětné vazbě pomocí zrakového a vestibulárního aparátu a proprioceptorů. Hay dokázal, že děti mezi čtvrtým a šestým rokem jsou schopné celkem přesného dosažení předmětů i bez zrakové kontroly. Naopak později okolo sedmého roku věku se tato schopnost snižuje, neboť děti daleko více spoléhají na vizuální zpětnou vazbu.

Je zajímavé, že toto období sníženého využití somatosensorických informací a naopak lepšího využití zraku koliduje s dobou ve škole, kdy díky čtení jsou jeho zrakové dovednosti na vrcholu. (Burns, Ensbey, Norrie, 1989; Burns, Mac Donald, 1996)

Je zřejmé, že k dosažení určité dovednosti je vedle neurosenzomotorické integrity nutné zaměření na danou činnost a motorické plánování, motivace a snaha, vzpomínka na předchozí zkušenost a provedení. Je pravděpodobné, že k výběru, motivaci a určitým atributům specifické dovednosti přispívá i dědičnost.

Je důležité, že zatímco dochází k rozvoji určitých motorických dovedností, má každá část těla v daném rámci svou časovou linii; jeden segment tudíž může být v jiném stupni vývoje a dovednosti než druhý. Pohybové vzory zdravých dětí se na rozdíl od velice limitovaných pohybových vzorů u atypicky se vyvíjejícího dítěte vyznačují velkou pestrostí. Vývojové změny, které probíhají během předškolního období jsou důležité a jakékoliv podezření na poruchu tohoto vývoje by mělo být indikováno k relevantnímu vyšetření. (Bertoti, 2003; Burns, Mac Donald, 1996)

5 TĚLOVÁ ASYMETRIE, LATERALITA A JEJÍ VÝVOJ

Je dávným poznatkem, že člověk se přirozeně skládá ze dvou polovin, často ne zcela symetrických. Nejen ve fyzioterapii je běžná tendence považovat jakékoliv známky asymetrie za markery poškození struktury či funkce, ale určitá asymetrie stavby a funkce těla je přitom fyziologická. Asymetrické zapojení párových orgánů a struktur je nutné pro optimální funkci pohybového systému. Pro optimální funkci dominantní končetiny je nezbytné zajištění vhodné postury za spoluúčasti nedominantní párové končetiny. (Tošnerová, Vaňásková, Petrová 1996; Vařeka, 2001)

Lateralitou se rozumí stranová asymetrie zapojení párových orgánů a struktur těla do různých funkcí. Na příčiny vzniku laterality nepanuje shoda a není také plně známa její úloha a význam při vývoji a funkci živého organismu. Různé chápání pojmu laterality je příčinou různého používání tohoto termínu. Pro naše účely je vhodné chápat lateralitu a míru asymetrie jako znak kvantitativní. Lateralita funkcí byla prokázána jak u horních končetin, kde je nejzřetelnější, tak při funkci dolních končetin, očí, uší v mimice apod. a samozřejmě i u mozkových funkcí. Převážná část populace je pravoruká. Výskyt se udává 95% - 99%. Více ambidextrů a leváků je mezi muži a dětmi, výrazně vyšší výskyt je mezi sportovci. U ostatních druhů laterality jsou poměry vyrovnanější. Fenomén zkřížené laterality znamená, že u téhož jedince nejsou stranově shodné např. dominantní horní a dolní končetina. U pravorukých je více vyhraněna „nohovitost“ než u levorukých. Existuje teorie Annetové, předpokládající hypotetickou existenci genu ovlivňující vznik laterality jedince. Během evoluce měl zásadní vliv rozvoj řečových funkcí a ve výhodě při průchodu evolučním sítím byli pravoručí jedinci s dobrými předpoklady pro rozvoj řečových funkcí. (Vařeka, 2001)

V postnatálním období probíhá vývoj laterality v souvislosti s celkovým motorickým vývojem. Je rozdíl mezi prvotní asymetrií v období prvního trimenonu danou neschopností novorozence zajistit optimální posturu pro cílené pohyby hlavy a končetin a druhotnou (řízenou) asymetrií následující po dosažení modelu třetího měsíce. Dle Vařeky teorie hovoří o tom, že podobně jako dítě zjišťuje, že pro cílený pohyb je třeba zaujmout určitou konkrétní posturu, tak i zjišťuje, že je výhodnější opakovaně preferovat jednu končetinu pro určitou činnost, zatímco druhá je zapojena např. k zajištění stability. Jeho prvotní volba rozdělení funkcí odráží anatomicky dané strukturální asymetrie a je ovlivněna i aktuálním stavem např. porodním traumatem. Jakmile CNS pokusem zjistí výhodnější rozdělení úloh, začne je

opakovaně používat a toto rozdělení se dále fixuje. Zároveň v souladu s pravidlem „funkce tvoří orgán“ se zvýrazňuje i strukturální asymetrie. (Vařeka, 2001; Vařeka, Dvořák, 1999)

Lateralita se vyvíjí a stabilizuje postupně. Převaha jedné ruky se dle Quadfasela projeví kolem sedmého měsíce a stabilizuje se kolem druhého roku. Parciální ambidextrie se může stabilizovat až do šesti let. (Hrbek, 1982). Dle Burnsové a Mac Donaldové startuje preference ruky ve 12 měsících. Jasná je většinou již mezi druhým a třetím rokem a nejpozději musí být jasná do šesti let, před nástupem dítěte do školy. To souvisí s postupným vývojem a stabilizací motorických funkcí a u „rukovosti“ i s tlakem většinou pravorukého prostředí. Ke kvantifikaci míry laterality se používají tzv. indexy laterality nebo kvocienty pravorukosti. (Burns, Mac Donald, 1996; Vařeka, 2001, Vařeka, Dvořák, 1999)

Preferenci vázanou na určitou činnost lze pozorovat i na dolních končetinách. Opakovaně bylo ověřeno různé zatěžování dolních končetin ve stoji i jejich rozdílná funkce při lokomoci. Jedna končetina je preferována pro cílený pohyb, zatímco druhá zajišťuje stabilní stoj, tedy posturu umožňující plánovaný pohyb. Znamená to, že u jedné dolní končetiny převažuje funkce stabilizační a u druhé naopak funkce dynamická. Tyto rozdíly nejsou příliš výrazné při chůzi, ale jsou mnohem zřetelnější ve stoji při nastavení atitudy umožňující zahájení a provedení cíleného pohybu. (Lewit, 1978; Sadeghi, Allard, Prince, Labbelle, 1997; Vařeka, 2001)

U horních končetin jsou asymetrické činnosti rozmanitější a častější, než u dolních končetin. Jsou také více natrénované. Pro obratnostní a dynamické činnosti je obvykle preferována pravá horní končetina a levá vykonává spíše statické funkce, např. přidržování předmětu. Tomu je přizpůsobeno i zajištění postury, které tak musí být asymetrické. Optimálně je založeno na tzv. zkříženém vzoru známém z vývojové kineziologie a opakováním je celé tělo vytrénováno k obvyklému způsobu zajištění stability pro konkrétní činnost. Dominance jedné končetiny je tak dána jak trénovaností, tak lépe zajištěnou posturou, která je lépe zajištěna právě díky funkci druhostranné končetiny. Ta je nedominantní z hlediska vykonávané činnosti, ale je dominantní z hlediska účasti na zajištění kvalitní postury pro daný pohyb. (Vařeka, 2001) Denkla tvrdí, že motorické dovednosti zahrnující sílu, zrychlení, opakování a používání nástrojů jsou lépe prováděny pravou rukou zatímco motorické aktivity vyžadující prostorově přesné hmatové a vizuální umístění jsou lépe prováděny levou rukou. (Denka, 1974) Burnsová a Mac Donaldová uvádějí, že u dětí, které mají problémy s učením a motorickou koordinací, bývá přítomno používání obou rukou a stranová nerozhodnost. Zároveň by dle nich však i dítě s výraznou preferencí jedné ruky

mělo být ohodnoceno s cílem vyloučení deficitu nebo dysfunkce druhé strany. (Burns, Mac Donald, 1996)

Určité asymetrie v klinickém nálezu jako např. fyziologická skolióza nebo asymetrické zatížení dolních končetin ve stoji jsou tak časté, že jsou vlastně normou. Je tak velice obtížné stanovit jasnou hranici mezi asymetrií ještě fyziologickou a již patologickou. (Vařeka, 2001)

Naprosto symetrická zátěž dolních končetin ve stoji je spíše výjimkou. Normální vzpřímený stoj bez instrukce je vždy asymetrický. Je vždy větší zátěž na stojné končetině než na končetině oporné. Jejich úlohy se sice střídají, ale zátěž jedné dolní končetiny časově převažuje. Při vyrovnaném stoji by neměl stranový rozdíl zátěže převyšovat 10% celkové tělesné hmotnosti jedince a kolísání těchto hodnot by nemělo převyšovat 2% tělesné hmotnosti. Symetrický stoj je vždy neekonomický a lze jej udržovat pouze krátkou dobu. (Véle, 1994, 1997)

Za určitých okolností se však tělová asymetrie může stát klinicky významnou. Velké procento dětí se rodí s asymetrií, která může mít strukturální podklad, ale může vzniknout i poraněním při porodu. Příčiny těchto asymetrií jsou pravděpodobně multifaktoriální. Uplatňují se zde faktory genetické, ale i vlivy prenatální, perinatální a postnatální. (Tošnerová, Vaňásková, Petrová, 1996; Zounková, 1997). Právě při porodu dochází často k protažení až přepětí krátkých extenzorů hlavy nebo může dojít až k natržení svalu hlavně v oblasti šíje a to m. sternocleidomastoideus nebo mm. scalenni. Dochází k poškození měkkých tkání spojenému s bolestí a antalgickým držením hlavy v predilekci, tzv. šikmému krku. Dle Kováčikové vede asymetrické držení hlavy ke skoliotickému držení páteře, držení pánve ventrálně a kraniálně na straně úklonu hlavy, k omezení hybnosti sakra a SI kloubů a k asymetrii držení i hybnosti všech končetin. To vede k asymetrickému a opožděnému vzpřímování. Zároveň se dítě orientuje stále ke straně zdravé a dochází tak k fixování asymetrického držení a hybnosti. Vznikají kvalitativní odchylky ve smyslu asymetrie obličeje a hlavy, skoliózy páteře a poruchy vývoje kyčelního kloubu na straně úklonu hlavy následkem konstantního asymetrického držení pánve. (Kováčiková, 2005).

Podobně vysvětluje asymetrii kojenců německý ortoped Glädel. Tato asymetrie vykazuje určitý vzorec a je popsána jako polohový asymetrický syndrom, který je v 80% pravostranný. Jeho příčiny jsou pravděpodobně multifaktoriální. Mluví se např. o postprandiální poloze kojence na boku nebo o blokáde hlavových kloubů vzniklé při průchodu porodními cestami. Tento syndrom je charakterizován obličejovou asymetrií, plagiocefalií, asymetrickým postavením pánve a nestrukturální paradoxní skoliózou. Dlouho

přetrvávající funkční změny pak mohou přecházet až do dospělosti a změnit se ve strukturální. (Tošnerová, Vaňásková, Petrová, 1996)

Tyto asymetrie již v žádném případě nelze považovat za fyziologické a mají do budoucna vážné negativní důsledky na pohybový aparát jedince. Mohou být predispozičním faktorem při vzniku dysfunkcí pohybového aparátu v určitých vzorcích nebo vzniku změn strukturálních např. skolióz. (Tošnerová, Vaňásková, Petrová, 1996)

6 STABILITA, STABILITA STOJE A JEJÍ VÝVOJ

Obecně je termínem stabilita označována míra úsilí potřebná k porušení rovnováhy tělesa ležícího v gravitačním poli. Poloha člověka ve stoji je stav nestabilní, neboť těžiště leží vysoko nad opornou bází, jejíž plocha je malá. Schopnost udržovat rovnováhu v podmínkách nestability se řadí k základním pohybovým dovednostem. Stabilitu ovlivňují faktory fyzikální a neurofyziologické. Mezi fyzikální faktory patří oporná plocha, hmotnost a poloha těžiště, charakter kontaktu těla s opornou plochou, postavení a vlastnosti hybných segmentů. K neurofyziologickým faktorům se řadí procesy psychické a vlivy vnitřního prostředí, procesy nastavující excitabilitu, procesy spouštějící pohybové programy a procesy zpětnovazebné měnící průběžně posturu na základě propioceptivní a exteroceptivní signalizace. K udržování a stabilizaci výchozí polohy je důležitá i optická a akustická aference a informace z vestibulárního aparátu. (Véle 1994)

K řízení stabilizace určité polohy je zapotřebí mít vytvořeny určité základní vzory, které se programově organizují. Vytváří se tak program pro udržení polohy a program pro změnu polohy. Oba jsou vybudovány na geneticky fixovaném základu a tvoří se učením a opakováním. K učení nebo programování je nutná paměťová fixace jednotlivých programových celků vyžadující podle Pribrama motivaci, tj. aktivaci limbického systému. (Pribram, 1971; Véle 1994)

Proces zachování pružné stability osového orgánu je považován za základní požadavek pro posturální funkci i pro pohybovou jistotu. Stabilitu je nutno diferencovat na stabilitu intersegmentální (vnitřní) a celkovou (vnější). Právě Panjabi rozlišuje stabilitu střední zóny pohybového rozsahu kolem vertikály, tj. stabilitu vnitřní, od stability za touto zónou, tj. stability vnější. Stabilita vnitřní neboli stabilita osového orgánu je bází, ze které vychází i účelově řízený pohyb, a tvoří tak základnu stability celkové neboli stability vnější. Vnitřní stabilita musí být sektorově proměnlivá (pružná) a to zaručují krátké intersegmentální svaly, některé svaly probíhající přes více segmentů uložené v hlubokých vrstvách zádových svalů a funkčně se k nim řadí i m. transversus abdominis, bránice a svalstvo pánevního dna. Důležitá je především koordinace těchto svalů programově řízená z CNS. Z výše uvedeného je zřejmé, že je třeba brát v úvahu i provázanost mezi respirační a posturální mechanikou. (Crisco, Panjabi, 1991; Kolář, 2004; Panjabi, 1992)

K zachování pružné sektorové stability v oblasti osového orgánu je nutné zachování volné pohyblivosti páteřních sektorů. Působí tu silové dvojice (agonisté a antagonisté)

schopné velmi jemné regulace polohy při současné stabilizaci systému. Pokud je to možné, je upřednostněno zajištění polohy ligamenty, která jsou metabolicky méně náročná než svaly. Pružná stabilita osového orgánu zajišťuje celkovou stabilitu a jistotu v pohybovém chování včetně příznivého vlivu na stav mysli. Posturální funkce přispívá svojí přibrzďující činností ke zlepšení pohybové koordinace, která je vnímána jako pohybová jistota. Stabilitou pohybu neboli pohybovou jistotou vyjadřujeme koordinovaný pohyb dosahující spolehlivě svého účelu. (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001) Účelově řízený pohyb vyžaduje schopnost průběžně nastavitelného rozsahu pohyblivosti segmentů podle aktuální potřeby. (Véle, 1994, 1997)

Udržování stoje je individuální programovanou aktivitou. Labilní bipedální rovnováha člověka je zajištěna koaktivační aktivitou antagonistů, která je v základních rysech připravena vývojem prvních třech měsíců od narození. (Lewit, 1998; Panjabi, 1992) Stabilizační mechanismus vzpřímeného stoje je dán opornou stabilizační funkcí dolních končetin a stabilizační funkcí páteře. Stabilizace do stran je z hlediska končetin snadnější nežli stabilizace předozadní. Stabilizační funkci dolních končetin pomáhá schopnost „uzamknout“ kolenní i kyčelní kloub v určité poloze a stabilizovat jej tak mechanicky, což u kloubů na páteři nelze. Ty musí být stabilizovány pouze dynamicky svalovým a vazivovým aparátem. (Véle 1994)

Stabilita stoje je schopnost udržení stoje bez nápadných titubací po delší dobu, tj. minimálně než dojde k výměně zátěže končetin. Osoby s vyšší hmotností mají stabilitu větší a naopak osoby většího vzrůstu mají díky výše umístěnému těžišti stabilitu menší. Dospělý člověk by měl být schopen stoje na jedné noze po dobu minimálně 10s. Vzpřímený stoj nemá být výrazně ovlivněn vyřazením zrakové kontroly. Pokud se při zavření očí objeví titubace spojené se zvýšenou „hrou šlach“, nebo dokonce i s rozšířením báze, znamená to, že stoj je nestabilní. (Véle, 1994, 1997)

7 NOŽNÍ KLENBA A JEJÍ VÝVOJ

Nožní klenba podmiňuje pružnost nohy a chrání měkké části chodidla. (Čihák, 2001) Je uzpůsobena přenosu sil mezi terénem a dolní končetinou a podílí se tak na zajištění vhodné adaptace dolní končetiny k terénu. (Suzán, Holubcová, 2006; Véle, 1994) Je tvořena skeletem, vazy, svaly a působí jako tětíva luku. Dle Čiháka rozlišujeme nožní klenbu podélnou a příčnou. Kapandji hovoří o mediálním, laterálním a transverzálním oblouku nožní klenby, ale prakticky je tím myšleno v podstatě totéž. (Kapandji, 1995) V souvislosti s nožní klenbou mluvíme o tzv. šlašitém třmenu. Ten je tvořen šlachou m. tibialis anterior důležitou pro zajištění klenby podélné a šlachou m. peroneus longus podílející se na udržení klenby příčné. (Čihák, 2001)

Podélná klenba je na mediální straně vyšší a na straně fibulární nižší. Mediální oblouk je tvořen prvním metatarzem, os cuneiforme mediale, os naviculare, talem a calcaneem. V nejvyšším místě, tj. v oblasti os naviculare, by měla být u dospělého jedince 15mm nad podložkou. Konkavitu oblouku tvoří podélně orientované vazy na plantární straně nohy, aponeurosis plantaris a svaly m. tibialis posterior, m. peroneus longus, m. flexor hallucis longus a m. abductor hallucis. Konvexita klenby je tvořena m. extenzor hallucis longus a m. tibialis anterior. Laterální oblouk tvoří pátý metatarz, os cuboideum a calcaneus. Vrchol oblouku by měl být 5mm nad podložkou. Oblouk je zajištěn spíše rigidním ligamentum plantare longum a svaly m. peroneus longus et brevis a m. abductor digiti minimi. (Čihák, 2001; Suzán, Holubcová, 2006)

Průběh příčné klenby je udáván od hlavičky prvního metatarzu k hlavičce pátého metatarzu s vrcholem 9mm nad podložkou v oblasti druhého metatarzu. (Suzán, Holubcová, 2006) Nejnápadnější je v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. Zajišťuje ji systém napříč probíhajících vazů a svaly m. adductor hallucis, m. peroneus longus a m. tibialis posterior. (Čihák, 2001; Suzán, Holubcová, 2006)

Normální noha je nebolestivá s vyváženou svalovou aktivitou, bez kontraktur, s třemi opěrnými body a s osou paty orientovanou v sagitální rovině. Noha má volné a pohyblivé prstce. (Lepšíková, 2006)

Dle Véleho se při statické zátěži krátké svaly nohy neaktivují. Klenba nohy je držena ligamentózním aparátem a až při dynamické činnosti se připojí funkce svalová. Při odvíjení nohy spočívá hlavní zátěž na m. triceps surae a ostatní svaly podílející se na zvednutí paty (m. tibialis posterior, m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus, m. peroneus

longus) se účastní jen asi 5%. Asi 20% dynamické zátěže působící na klenbu zajišťují dlouhé svaly a hlavní podíl zátěže spočívá na plantárních ligamentech, plantární aponeuróze a krátkých svalech nohy. (Véle, 1994)

Chápavá funkce nohy a jejich prstců zajišťuje, že se noha adaptuje terénu a vytváří tak stabilní dotyk s podložkou. Za tímto účelem dochází k pronatorickému zkrutu střední a přední části nohy, aby mohly prstce „uchopovat“ oporný terén. (Brügger, 1993) Noha působí jako pružina, která tlumí nárazy při dopadu nohy na zem a její klenba podmiňuje funkčnost nohy. (Véle, 1994)

V novorozeneckém období odstupuje podélná osa calcaneu v závislosti na podélné ose talu laterálně a pata má vysoké postavení, neboť se calcaneus ještě neposunul pod talus. Pozici pod talem získává teprve v souvislosti s posturálním vývojem funkce krátkých svalů nohy a bérceových svalů (m. tibialis anterior, m. tibialis posterior, mm. peronei). Držení nohy je tak změněno vývojem svalové funkce. Svalový program pro držení klenby je zajištěn teprve ve čtyřech letech věku, kdy je dokončen vývoj posturální funkce všech svalů, jež ji zajišťují. U dětí s centrální koordinační poruchou je vývoj klenby vždy nedokončen. (Kolář, 2001, 2002, 2005)

Nepříznivý vliv na funkci nohy a nožní klenbu má dále nedostatek svalové aktivity, chůze po tvrdém terénu, chronické a dlouhodobé přetěžování stojem a choroby vedoucí k celkovému oslabení. (Lepšíková, 2006)

8 CHŮZE A JEJÍ VÝVOJ

Chůze je základním lokomočním stereotypem člověka, který se buduje během ontogenetického vývoje na fylogeneticky fixovaných principech. Je druhově specifická, ale zároveň charakteristická pro každého jedince. Lidská chůze je bipedální se vzpřímeným postavením pánve a sakra. Pro neporušený vývoj lokomoce je nutná motivace daná mentálním vývojem, sensorická orientace a automatické řízení polohy těla vyjadřující stupeň zralosti CNS. (Valouchová, 2006)

Základní jednotkou chůze je krokový cyklus. Skládá se ze stojné a švihové fáze. Švihová fáze má tři části – první dvojí oporu, jedno-oporovou fázi a druhou dvojí oporu. Stojná fáze má částí pět. Začíná úderem paty. Pokračuje kontaktem celé nohy s podložkou, který přechází ve fázi středu stoje. Následuje odlepení paty od podložky a končí odrazem palce. Stojná fáze tvoří 60% a švihová fáze 40% krokového cyklu. (Dungl, 1989; Dungl et al., 2005; Valouchová, 2006)

Průměrná rychlost chůze je 1,35 m/s a její maximální rychlost je 3,6 m/s. Kadence chůze dospělého člověka je 113 až 118 kroků za minutu a doba krokového cyklu 1 až 2s. (Valouchová, 2006)

O průběhu první vertikalizace do stoje a začátku chůze u dítěte již byl psáno výše v kapitole 4.1. V počátcích samostatné bipedální chůze mezi prvním a druhým rokem života je při chůzi patrná větší plantární flexe, semiflexe v kolenních kloubech a menší rozsah flexe a extenze v kyčelních kloubech. Chůze je rychlejší s vyšší kadencí a menší délkou kroků než u dospělého jedince. Dítě má širší opěrnou bázi o velikosti zhruba 70% šířky pánve. Sledujeme vyšší kadenci kroků a menší délku krokového cyklu. Ta trvá mezi prvním a druhým rokem života kolem 0,7s. (Valouchová, 2006) Dítě došlapuje celou ploškou a chybí tak počáteční kontakt paty. Zároveň chybí souhyby horních končetin. (Burns, Mac Donald, 1996)

Ve dvou letech se ve stoji zlepšuje kontrola antigravitace, proximální stabilita a schopnost přenášení váhy. Při chůzi sledujeme ještě velké množství asociovaných pohybů. Palec se ještě neodvívá od podložky. (Burns, Mac Donald, 1996) Kadence chůze se v tomto věku pohybuje okolo 170 kroků za minutu. (Valouchová, 2006) Do schodů stoupá dítě s pomocí a dolů leze po čtyřech pozadu. Ve 2,5 až 3 letech jde do schodů střídavě a ve 3 až 3,5 letech dokáže jít střídavě i ze schodů dolů. (Burns, Mac Donald, 1996)

Ve třech letech je při chůzi patrná jistější posturální kontrola v oblasti kyčle a pánve, lepší rovnováha při švihové fázi, stojí a kroku vpřed. Snižují se asociované pohyby a zlepšuje se schopnost selektivních pohybů při chůzi. Objevuje se rovnoměrná délka kroků a začíná se odvíjet palec od podložky. (Burns, Mac Donald, 1996) Objevuje se letová fáze kroku, tj. dítě je schopno běhu. (Kolář, 2004) Běh jako kvalitativně vyšší typ lokomoce znamená ukončení etapy batolecího věku a nástup věku předškolního. (Kučera, Kovář, 1996) Dokáže krátce stát na jedné noze. Snožmo skočí 30cm do dálky.

Ve čtyřech letech už můžeme vidět chůzi s recipročními pohyby horních končetin. Chůze je hladká, rytmická, plynulá a efektivní. Lepší rovnováha umožňuje chůzi po čáře a dítě dokáže skákat z nohy na nohu. (Burns, Mac Donald, 1996)

V pěti letech má dítě vyzrálou chůzi, tj. chůzi dospělého člověka. Díky vyzrálé propriocepci je schopno chůze po známém terénu bez zrakové kontroly. (Bertoti, 2003) Mezi čtyřmi až sedmi lety se zmenšuje šířka opěrné báze na 30% šířky pánve, což odpovídá hodnotám dospělého jedince. V sedmi letech je kadence kroků asi 140 kroků za minutu. Hodnot dospělé chůze je dosaženo zhruba v patnácti letech. (Valouchová, 2006)

9 DRŽENÍ TĚLA

Držení těla je dáno biologicky a u všech lidí má druhově specifické společné rysy, které nás výrazně odlišují i od našich nejbližších příbuzných – primátů. Zároveň je však vysoce individuální pro každého jedince, kterého tak identifikuje jako např. hlas. Působením zevních podmínek i vnitřních sil je držení těla trvale ovlivňováno jak pozitivně, tak negativně. (Dvořák, Vařeka, 2000; Kolář, 2006)

Držením těla se zpravidla rozumí držení trupu a pletencových oblastí při stoji, které je dáno konfigurací jednotlivých segmentů páteře a pánve. Dominantní úlohu v držení těla má osový orgán, kde nastavení jednotlivých jeho segmentů vůči sobě je dáno aktivitou hlubokých autochtonních intervertebrálních svalů. Tyto svaly jsou funkčně zapojeny do automatických globálních motorických reakcí programově spřažených na subkortikální úrovni se svalstvem trupu. Autochtonní muskulatura je zároveň i zdrojem propiocepce, která je zpracovávána na všech integračních etážích centrálního nervového systému (CNS). Na kvalitě držení se podílejí i povrchové vůlí ovlivnitelné velké svaly, jejichž hlavní úloha je v dynamice končetin. Jejich funkci však musí předcházet aktivita autochtonních struktur, které jim zajišťují punctum fixum.

Často se vyskytují pojmy normální držení těla jako to v populaci nejčastější, dále pak ideální držení těla značící jakési vykonstruované držení, kterého žádný jedinec nedosahuje, ale měl by se mu snažit přiblížit, a držení optimální vyjadřující stav z hlediska svého nositele nejvýhodnější.

Hodnocení držení těla má výrazně bio-psycho-sociální charakter. Je jednak výrazem vyzrálosti neuromotorických funkcí člověka, ale změny držení těla jsou i charakteristickým doprovodem různých patologických pochodů v organismu. Typické držení těla je charakteristické pro psychické ladění člověka stejně tak, jako při různých profesionálních výkonech. Většina hodnotících systémů pro držení těla provádí srovnání osy trupu s vertikálou pomocí olovnice spuštěné ze záhlaví. (Dvořák, Vařeka, 2000)

9.1 Postura a posturální stabilita

Vzpřímené držení neboli postura znamená držení segmentu nebo systému segmentů „vzhůru“ proti tíhové síle. (Kolář, 2006; Vařeka, Dvořák, 1998) Není pouze součástí

vzpřímeného držení, ale je i podmínkou jakéhokoli cíleného pohybu včetně lokomoce. (Vařeka, Dvořák, 1999) Podmínkou vzpřímeného držení těla je schopnost vytvořit společné těžiště pro jeho segmenty a udržet jeho průmět v opěrné bázi. Tuto schopnost zajišťuje aktivita svalů řízených CNS. (Kolář, 2006; Vařeka, 2000) CNS na podkorové úrovni zajišťuje automatické držení všech segmentů, tedy globální distribuci svalového tonu. (Dvořák, Vařeka, 2000) Před provedením každého pohybu je nutné nejprve zaujmout aktivní polohu tzv. posturu, kterou neustále automaticky zaujímá každý člověk. (Vařeka, 2000; Vojta, 1993) Je to orientovaná výchozí poloha před uskutečněním záměrného pohybu. (Véle, 1994) To nazýváme posturální aktivitou. Pro vzpřímené držení těla je nutná také posturální reaktivita, což je schopnost reagovat na vnější nebo vnitřní změny, udržet stávající polohu nebo zaujmout novou výhodnější. (Vařeka, 2000; Vojta, Peters, 1995) Znamená to, že je nutné zajistit, aby kloubní segmenty odolávaly účinkům zevních sil a zároveň získat co nejstabilnější „punctum fixum“, tj. že pro každý cílený pohyb je nutná úponová stabilizace svalu, který pohyb vykonává. Aktivita svalů, které stabilizují, generuje aktivitu v dalších svalech, s jejichž úpony souvisí. Každý pohyb v segmentu je tak převáděn do celé postury. Neexistuje pohyb horní, respektive dolní končetinou, bez stabilizace trupu jako celku. Hrudní koš, břicho, pletencové oblasti a páteř tvoří společný „rám“, který je podmínkou pro všechny pohybové činnosti. Zde hovoříme o působení tzv. vnitřních sil. (Kolář, 2006)

I dnes je často citována myšlenka Roberta Magnuse, že každý cílený pohyb začíná v určité poloze (postuře) a v určité poloze končí. Poloha (postura) tak doprovází pohyb jako stín. (Vojta, 1997)

Držení těla je dáno posturálním programem a každý jedinec používá právě takový program, který má k dispozici. Je výsledkem procesu vývoje, který začíná narozením a je dokončen současně s ukončením růstu, a dále je celoživotně kontinuálně ovlivňováno vnějšími i vnitřními faktory. Člověk se rodí v predilekční globální flexi, následuje extenční stadium představované tříměsíčním modelem a další flekční období v půlroce života. Poté následuje opět extenční období reprezentované dokončeným stojem s plným vzpřímením těla a napřímením osového orgánu. Jeho maximální vyjádření je dosaženo kolem čtvrtého roku věku s dozráním hrubé motoriky. (Dvořák, Vařeka, 2000) Dolní končetiny musí jako nosný element trvale nést zatížení vahou celého těla a zvládnout jak jeho pohyb, tak i držení postury. (Brugger, 1993)

Jedinci je k dispozici model maximálně vzpřímeného držení, které podmiňuje i optimální centraci velkých kloubů končetin a tím i maximální rozsahy pohybů. Tento vývoj má formativní vliv na strukturu pohybového systému. (Dvořák, Vařeka, 2000) Morfologická

zralost skeletu je vázána na zapojení fázických svalů. (Kolář, 2002, 2006) Formování intervertebrálních kloubů vytváří charakteristický typ zakřivení páteře a stupeň držení osového orgánu umožňuje vstup kyčle do své funkce a formování jamky, hlavice i krčku kyčelního kloubu. (Dvořák, Vařeka, 2000)

9.2 Optimální držení těla

Názorů na optimální držení těla je nejen u nás velké množství a užívají různé parametry hodnocení.

Jedním z u nás nejznámějších systémů hodnocení stoje je schéma Jaroše a Lomníčka. Normální držení je definováno tak, že olovnice spuštěná ze záhlaví probíhá jako tangenta vrcholu hrudní kyfózy, dále intergluteálně a spadá mezi patní kosti. Nejhlubší místo krční lordózy je od svislice vzdáleno maximálně 2cm a vrchol bederní lordózy maximálně 3cm. Celá břišní stěna je za frontální rovinou, proloženou mečíkem. Držení těla je tím lepší, čím menší je odchylka v postoji „pozor“ od uvolněného stoje. Variantou tohoto hodnocení je popis Rychlíkové uvádějící ještě polohu těžiště nad spojnici středů obou kyčelních kloubů a spuštěnou olovnici asi 1cm před hlezenní kostí. Nevýhodou těchto hodnocení je používání absolutních čísel, které nezohledňuje pohlaví, výšku, výživové vlivy ani věk hodnoceného. Nezohledňují ani to, že dítě má specifické držení a není zmenšeným dospělým. (Dvořák, Vařeka, 2000; Lomníček, 1973; Rychlíková, 2004) Dítě má oproti dospělému jedinci jiný tvar pánve, v prostoru stojí více horizontálně a bederní lordóza bývá více vyjádřena. (Kolář, 2006) V tomto směru je alespoň částečně výhodnější hodnocení pomocí siluetogramů nebo tvorbou indexů. (Dvořák, Vařeka, 2000)

Dalším způsobem hodnocení jsou energetická kritéria držení těla. Správné držení těla z pohledu „ekonomiky stoje“ je dle Rashe a Burkeho takové, kdy při statické zátěži leží těžiště každého segmentu nad středem oblasti, která mu slouží jako podpůrná báze. Vyváženost systému, jak uvádí Véle, vyžaduje minimální aktivitu svalů. (Dvořák, Vařeka, 2000) V symetrickém stoji má být celková úroveň svalové aktivity nízká, ale nemá zcela vymizet. To znamená, že svalová aktivita nízké úrovně je harmonicky rozložená, aby stoj byl rovněž harmonický. Otázkou ovšem zůstává, co lze označit za přiměřenou svalovou aktivitu. Toto hodnocení je vždy subjektivní a závisí na pozorovateli. (Véle, 1994) Dle Lánika působí při správném držení těla těžiště vyváženě na dolní končetiny a tato síla je zachycena a

eliminována podložkou. (Dvořák, Vařeka, 2000) Podle Koláře je při bipedálním stoji podstatné udržení těžiště ve vertikální projekci v místě kontaktu chodidel s podložkou. (Kolář, 2006)

Brügger vytvořil ekonomicko – mechanický výklad držení těla. Charakterizuje vzpřímené držení těla jako držení, při kterém páteř vytváří funkčně dva lordotické úseky. Jsou to torakolumbální protažení, které probíhá od os sacrum po Th5, a cervikokraniální protažení, které probíhá od Th5 směrem kraniálním. Podílí s na něm v synergistické funkci celý komplex trupového svalstva, a to jak ventrální, tak dorzální muskulatury, ve spolupráci s m. transversus abdominis a bránicí. Cílem je dosažení harmonického protažení v oblasti páteře bez zvětšené bederní lordózy spojené s anteverzí pánve, což se projevuje „prohnutím v bedrech a povolením břišního svalstva“. Tato konstrukce dovoluje optimální zátěž tělesného kmene při minimálním vynaložení sil a výše zmíněná synergistická činnost je předpokladem axiálně stabilizovaného trupu. (Pavlů, 2000)

Existují i estetická hlediska hodnocení postavy. V nejrůznějších civilizačních a společenských podmínkách byla vytvořena proporční schémata tzv. kánony postavy. Je znám starý kánon egyptský, antický Polykleitův, Michelangelův nebo Durelův kánon a řada dalších včetně moderních. Tyto kánony jsou historicky ovlivněny typem kultur, ve kterých vznikaly. Lze se však domnívat, že podvědomým kritériem krásy je funkčnost, kdy ladnost je pozorovatelným projevem účelnosti, optimální adaptací na statiku postavy.

Prakticky není důležité, zda je držení těla u konkrétního jedince v „normě“ nebo zda je postava krásná, ale zda je schopna individuálně optimálně se vyrovnat s problémy statiky v běžném životě. Při hodnocení držení těla není ani tak podstatné, jak vypadá při statickém stoji, který je během celodenních aktivit spíše sporadický, ale spíše držení těla při jednotlivých pohybových činnostech, jako jsou pracovní činnosti nebo sportovní aktivity. Vývojově-funkčně je optimální držení těla definováno jako individuální držení, které umožní vstup příslušných svalů do optimální synergie. (Dvořák, Vařeka, 2000) Pokud je toto splněno, můžeme pozorovat vyváženou aktivitu extenzorů páteře s hlubokými flexory krku a svalovou souhrou mezi bránicí, břišními svaly a pánevním dnem, které pomocí nitrobřišního tlaku stabilizují páteř zepředu. (Kolář, 2006) To je podmínkou optimální centrace intervertebrálních, kořenových i periferních kloubů. Toto držení umožňuje plnit optimální posturální a motorické funkce v rámci adaptace na vlivy zevního i vnitřního prostředí, není příčinou potíží a působí esteticky příznivým dojmem. (Dvořák, Vařeka, 2000)

9.3 Vadné držení těla (VDT)

Vadné držení těla má především funkční složku a žádná zásadní strukturální patologie tak nebrání, aby mohlo být zaujato držení dobré. (Dvořák, Vařeka, 2000)

Dle Jaroše a Lomníčka je vadné držení těla charakterizováno předsunutým držením hlavy, odstávajícími lopatkami (obr.3), zvýšenou hrudní kyfózou, prohloubenou bederní lordózou (obr.2) nebo je naopak patrný oploštělý průběh páteře u plochých zad (obr.2). Křivka ve frontální rovině značí skoliotické držení. Dle Jandy lze na dysbalanci pomýšlet i při zjištění nedostatečného zapojování či naopak přetěžování určitých svalů a svalových skupin participujících na držení těla. (Dvořák, Vařeka, 2000) Tomu odpovídá i názor Véleho, že zvýšená svalová aktivita ve stoji je zatěžující a neekonomická, zatímco naopak výrazná hypotonie přetěžuje vazivový aparát. (Janda, 1982 ;Véle, 1997)



Obr. 1

2002) Téměř funkční nedostatky v posturální založené držení těla nese důsledky skeletu (anteverze kyčelních scapulae alatae apod.). Příčinou abnormální posturální vývoj že držení osového orgánu těchto postavení a vidíme u nich poruchy orgánu již od rané fáze vývoje.



Obr. 2

že čím větší nalézáme nedostatky v držení těla, tím mladší pohybové vzory z hlediska posturální ontogeneze dítě ve své motorice používá. Z toho vyplývá, že v průběhu posturální ontogeneze nedošlo k realizaci svalových synergií umožňujících centrované držení v kloubech. Decentrace jednoho kloubu se projeví v decentrovaném postavení i ostatních kloubů. Typickým příkladem u vadného držení těla je antevertní postavení v kyčelních kloubech s dominujícím vnitřně rotačním

30% dětí má v posturální ontogenezi funkci fázických svalů. Chybně pro držení těla i morfologický vývoj kloubů, coxa valga, planovalgosa, vadného držení těla je tedy převážně v prvním roce života. Znamená to, děti nedozraje do centrovaného v držení osového

Obecně lze říct,



Obr. 3

postavením, které generuje valgózní postavení kolen, planovalgozitu nohou, anteverzní postavení pánve, hyperextenzi v torakolumbálním přechodu a v dolním úseku krční páteře a poruchu segmentální extenzibility v oblasti střední hrudní páteře. Sledujeme zde i nedostatečnost ve funkci bránice, poruchu „timingu“ při souhře bránice s břišními svaly, poruchu výchozího postavení hrudníku při stabilizaci páteře spojenou s nerovnováhou mezi horními a dolními fixátory hrudníku a převahu ve funkci povrchových extenzorů páteře. Jde vždy o systémové rozložení funkční insuficience. Stejně svaly, které inklinují ke kontrakturám a útlumu u lézí CNS, jsou hypertonické a oslabené právě u posturálních poruch, jako je VDT. (Kolář, 2001, 2002, 2006)

Tento přístup k hodnocení vadného držení těla nám popisuje nejen nedostatky v postavení jednotlivých segmentů, ale vypovídá i o příčinách těchto nedostatků, a tím i ukazuje způsob jak držení optimalizovat nebo alespoň výrazně zlepšit, tj. vytvořit svalové synergie zajišťující centrované postavení v kloubech. K tomu lze využít např. Vojtovy reflexní lokomoce nebo některých poloh z posturální ontogeneze.

Při pohledu na VDT je z vývojového hlediska důležitý hlavní rozdíl v časovém řazení mezi svaly s převahou tonických motoneuronů a svaly s převahou fázických motoneuronů do držení těla, tj. v posturální integraci. Svaly fázické jsou ve své posturální funkci vývojově mladší a tvoří tak velmi fragilní jednotku hybného systému. (Kolář, 2001, 2002)

Vadné držení těla je kineziologickým projevem některého z náhradních, méně vyspělých programů posturální adaptace. Toto držení svou náročností zatěžuje nadměrně pohybový aparát a vyvolává jeho změny jak z hlediska krátkodobého, tak i dlouhodobého. (Dvořák, Vařeka, 2000)

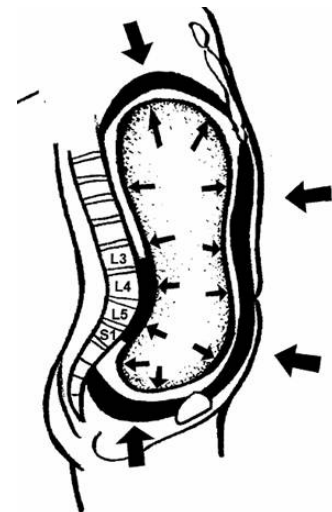
10 HLUBOKÝ STABILIZAČNÍ SYSTÉM PÁTEŘE (HSSP)

Osový orgán, pánev a hrudník vytvářejí pomocí stabilizační funkce svalů jakýsi „rám“ pro funkci svalů s vlivem na končetiny. Pro fyziologické zatížení páteře a její morfologický vývoj je zásadní spolupráce mezi ventrální a dorzální muskulaturou.

Pro uplatnění rovnováhy vnitřních sil v oblasti krční a hrudní oblasti má zásadní význam souhra mezi hlubokými extenzory (m. semispinalis capitis et cervicis, m. splenius capitis et cervicis, m. longissimus capitis et cervicis) a ventrální muskulaturou (m. longus colli et capitis), které mají začátky svých úponů ve střední a horní hrudní páteři. Pro stabilizaci bederní páteře hraje rozhodující roli souhra mezi extenzory bederní a horní hrudní páteře s flexory, kterou tvoří funkční svalová souhra mezi bránicí, břišními svaly a pánevním dnem.

Tato flekční synergie stabilizuje páteř z přední strany prostřednictvím nitrobřišního tlaku (obr.4). Je aktivována při jakémkoliv statickém zatížení a doprovází i každý cílený pohyb horních a dolních končetin. Řízena je motorickým programem mozku, dozrává v průběhu posturálního vývoje a formuje budoucí lordoticko-kyfotické zakřivení. (Kolář, 2006)

Vývojový model stabilizace páteře v rovnováze mezi aktivitou extenzorů a flekční synergií, je vrozeným motorickým programem centrálního nervového systému, který můžeme vyvolat i reflexně prostřednictvím stimulace tzv. reflexních spouštěvých zón. (Kolář, 2006; Vojta, 1993; Vojta, Peters, 1995)



Obr. 4

Stabilizační funkce bránice

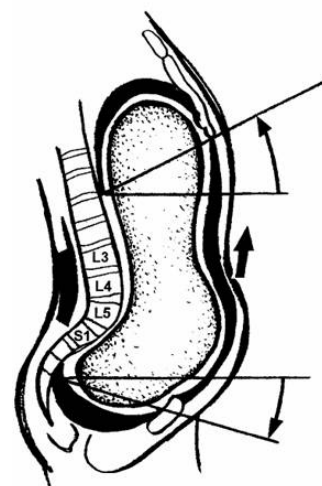
Pro přední stabilizaci páteře má zásadní význam funkce bránice. Její aktivace v posturálním režimu je podmínkou každé pohybové činnosti a její intenzita rozhoduje o tom, zda si posturální a dechová aktivita nekonkurují. Pro fyziologickou stabilizaci synchronizovanou s dýcháním je nutné, aby respirační pohyby bránice probíhaly při její oploštělé konvexní kontuře. Za patologické situace je patrný její vysoký stav.

Stabilizační funkce bránice je závislá na jejím tvaru daným tvarem dolní hrudní apertury. V novorozeneckém období je hrudní dutina na transverzálním průřezu oválná s delší ventrodorzální osou a postupně se v předozadním směru oplošťuje. Páteř z tohoto

oválu předozadně prominuje. Za fyziologického vývoje stabilizačních a respiračních funkcí je páteř do hrudníku jakoby vtačena. Při nefyziologickém motorickém vývoji jsou zadní úhly žeber na úrovni nebo před úrovní páteře, což neumožňuje dostatečnou přední stabilizaci páteře, a ventrálně prominují nepravá žebra, což je téměř vždy spojeno s břišní diastázou.

Velice důležité je postavení předozadní osy bránice, respektive centrum tendineum. Za fyziologické situace je tato osa mezi inzercí pars sternalis a kostofrenickým úhlem nastavena horizontálně. Bránice tak svou kaudální tonickou aktivací působící jako píst může vytvořit potřebný tlak v břišní dutině.

Zapojení bránice do stabilizace je spojeno s pohybem v kostovertebrálních kloubech. Dochází k rozšíření hrudníku v transverzálním rozměru a sternum se pohybuje ventrálně. Při insuficietní stabilizační funkci bránice je pohyb sterna převážně kraniokaudální, dochází ke zešíkmení předozadní osy bránice a vzniká tak nadměrná aktivita v extenzorech páteře s maximem v torakolumbálním přechodu. Zároveň nedochází k laterálnímu rozšíření dolní apertury hrudníku, mezižeberní prostory se nerozšiřují a do stabilizace se nezapojí m. transversus abdominis. Hovoří se tak o paradoxní stabilizaci (obr.5). (Kolář, 2006)



Obr. 5

Stabilizační funkce břišních svalů

Proti kontrakci bránice se během stabilizačního vzoru zapojují břišní svaly spolu se svalstvem pánevního dna. Tím spoluvytvářejí a adjustují nitrobřišní tlak.

Při posturálním vzoru stabilizace je důležitý aktivační „timing“ zapojení břišních svalů, kdy jejich aktivace nesmí předbíhat kontrakci bránice. Za fyziologické situace se zvyšuje až po oploštění bránice. Při jejich předčasné stabilizační aktivaci nedojde k dostatečnému oploštění bránice, což v důsledku vede ke zvýšené aktivaci paravertebrálních svalů. Dolní segmenty bederní páteře tak nejsou dostatečně stabilizovány z přední strany.

Důležitá je i vyváženost aktivace břišních svalů. Při porušené stabilizaci se nadměrně aktivuje horní porce m. rectus abdominis a m. obliquus externus abdominis a naopak insuficientně se chová m. transversus abdominis, m. obliquus internus abdominis a dolní porce m. rectus abdominis.

Kontinuálně přecházející snopce bránice do snopců m. transversus abdominis svědčí o jejich participaci na respiračních a posturálních dějích. (Kolář, 2006)

Stabilizační funkce paravertebrálních svalů

Za fyziologické situace jsou do stabilizační funkce zapojeny hluboké monosegmentální extenzory páteře zejména m. multifidus. Při insuficienci břišních svalů v přední stabilizaci páteře se aktivují povrchové svaly. Výsledkem je dle studií australských autorů oslabení až atrofie hlubokých extenzorů páteře. (Kolář, 2006)

11 PROJEKT „POSTURÁLNÍ FUNKCE V RANNÉM VĚKU DÍTĚTE JAKO INDIKÁTOR PORUCH NEUROMUSKULÁRNÍHO VÝVOJE, MORFOLOGICKÝCH A FUNKČNÍCH ZMĚN POHYBOVÉHO APARÁTU V DOSPĚLOSTI“

Tento projekt, jehož řešitelem je Doc. PaedDr. Pavel Kolář, probíhá na Klinice rehabilitace 2.LF UK Praha a je pokračováním a rozšířením longitudinální pilotní studie tohoto pracoviště probíhající od roku 2000, v rámci které bylo zatím provedeno a statisticky zpracováno 3 až 5 vyšetření u 350 dětí. Projekt plánující sledování 2000 dětí se snaží potvrdit primární hypotézu, která stanovuje závislost mezi odchylkami posturálních funkcí v ranném věku dítěte a funkčními i morfologickými změnami pohybového aparátu v následném věku.

Cílem této dlouhodobé studie je popsat kvalitativní vývoj neuromotorických funkcí v časném věku, identifikovat jak vážné odchylky, tak lehčí formy poškození řídicí funkce centrální nervové soustavy, a vytvořit srovnatelné a všeobecně použitelné validní vyšetřovací schéma, které odhalí i jemné motorické odchylky v neurofyzilogickém vývoji dítěte. Dalším cílem je potvrdit, že včasná indikace, kdy zjištění odchylky postury a pohybu by mělo být stanoveno optimálně ve věku 5. týdne, a odpovídající rehabilitační terapie v novorozeneckém a kojeneckém období výrazně ovlivňuje lokomoční limity postiženého dítěte. Absencí kvalitní motorické ontogeneze v raných fázích života, je v pozdějším věku vždy porucha hybných stereotypů a daleko větší inklinace k hybným poruchám a vertebrogenním obtížím podmíněným funkčními i morfologickými změnami.

Projekt počítá s vyšetřením 2000 novorozenců a pracuje se systémem šesti kontrol v průběhu prvních pěti let života. V rámci longitudinální studie jsou vyšetřovány děti ve 3. dni života, v 5. a 15. týdnu, 15. měsíci, ve 3 a 4,5 letech. Šesté vyšetření je situováno do období, kdy by mělo dle všech zatím publikovaných materiálů dojít k uzrání hrubé motoriky v ontogenezi. V prvním roce života probíhají první 3 vyšetření a zaměřují se především na hodnocení třech složek fyziologického vývoje motoriky dítěte. Jsou to primitivní reflexologie, posturální reaktivita hodnocená setem 7 standardních polohových reakcí a posturální aktivita, jejíž obsahem je cílená posturální a fázická aktivita dítěte. Při dalších vyšetřeních se přechází k baterii testů vytvořené týmem pracujícím na tomto projektu, ve které jsou mimo jiné využity prvky z Bobath konceptu a testu Gross Motor Function Measure

(GMFM). Tyto testy pokrývají kvantitativní i kvalitativní změny respektive dynamiku vývoje motoriky. K zobrazení morfologických změn na skeletu jsou použity standardní klinické a pomocné (zobrazovací) metody užívané v ortopedii.

Pro zajištění validity a objektivnosti jsou všechna kontrolní vyšetření zaznamenávána na digitální videokameru a uchovávána v digitální formě. Formalizovaný popis výsledků jednotlivých testů bude zaznamenáván do speciální databáze, která kromě vlastních výsledků vyšetřování ve stanovených časových intervalech obsahuje i základní anamnestická data vyšetřovaných. Pro sledování vývoje motoriky v jednotlivých parametrech (výsledky jednotlivých testů) budou výsledky srovnatelných testů v jednotlivých obdobích vývoje kvantifikovány standardními deskriptivními statistickými charakteristikami a hodnoceny korelační analýzou.

12 METODIKA A VYŠETŘENÍ

V rámci projektu „Posturální funkce v ranném věku dítěte jako indikátor poruch neuromuskulárního vývoje, morfologických a funkčních změn pohybového aparátu v dospělosti“ jsme v období od dubna 2006 do února 2007 vyšetřili 36 dětí ve věku 4,5 až 6 let. Jednalo se v pořadí o šesté vyšetření těchto dětí, které je situováno do období, kdy by již měla být zralá hrubá motorika.

K vyšetření jsme použili speciálně pro tuto studii vytvořenou sadu testů hodnotících dynamiku vývoje motoriky. Některé z testů byly zvoleny na základě poznatků vývojové kineziologie tak, aby mohly zhodnotit, jaká byla kvalita posturální ontogeneze daného jedince. Jiné testy naopak hodnotily momentální úroveň a vyzrálost motorických funkcí testovaného dítěte. Provedená klinická vyšetření jsme zaznamenávali písemně do předtištěné tabulky a zároveň na digitální fotoaparát a videokameru. Dále jsme děti vyšetřili pomocí systému „Balance Master“, na kterém jsme použili tři testy hodnotící posturální stabilitu a senzomotorické schopnosti. Vyšetření zahrnovalo i vyplnění speciálního dotazníku a ultrasonografické vyšetření kyčelních kloubů a Q úhlů.

Děti byly vyšetřovány za standardních podmínek a výsledky vyšetření byly zdokumentovány obrazově, zapsány do tabulky a statisticky zpracovány.

12.1 „Balance Master“

Systém „Balance Master“ umožňuje objektivní zhodnocení a terapii senzoričtých, balančních a pohybových schopností. Nejčastěji se využívá u pacientů s funkčními poruchami a posturální nestabilitou způsobenými ortopedickým, neurologickým, vestibulárním nebo geriatrickým onemocněním.

Systém je tvořen silovou plošinou a PC. Pevná silová plošina má dvě silové desky se silovými senzory pod povrchem, které zaznamenávají vertikální síly vytvořené pacientovým chodidlem a působící na povrch plošiny. PC provádí analýzu silových charakteristik, jež jsou zobrazovány na monitoru. Součástí PC je i zařízení sloužící k tisku reportů. Dlouhá silová plošina umožňuje vyšší úroveň zhodnocení a výcviku pohybových a balančních schopností.

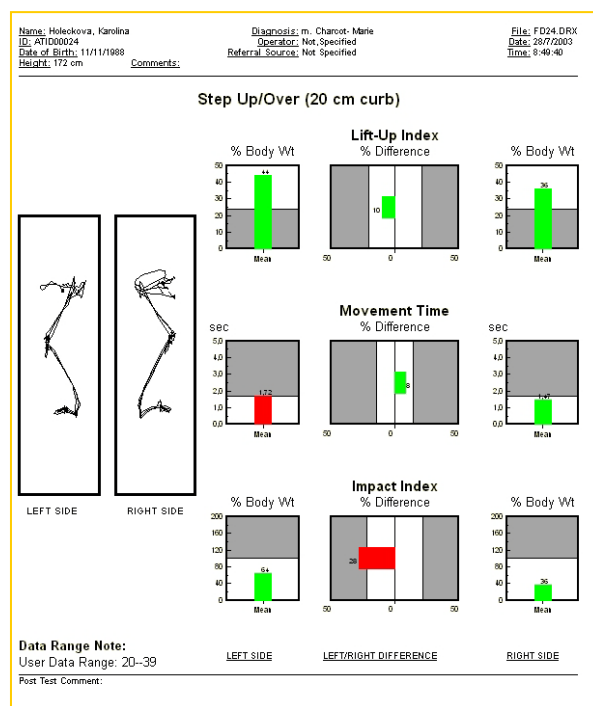
Mezi výhody pro pacienta patří určení jasných a dosažitelných cílů a vizuální zpětná vazba, která zlepšuje motivaci. Vede pacienty k aktivnímu přístupu, zlepšuje volní řízení pohybů a snižuje jejich obavy z pádů.

Objektivní vyšetřovací protokoly

Interaktivní technologie a standardizované vyšetřovací protokoly umožňují objektivně zhodnotit provedení úkolů týkajících se základních denních aktivit pacienta podle úrovně jeho pohybových dovedností. Objektivní data pomáhají sestavit efektivní léčebné a/nebo tréninkové programy zaměřené na specifické sensorické a motorické komponenty na základě pacientových funkčních omezení.

Hodnocenými parametry jsou COG („center of gravity“), trajektorie a úhlová rychlost COG a index působící vertikální síly. K hodnocení senzomotorických schopností se používají testy „*Weight Bearing Squaw*“ (rozložení zatížení DKK), „*Single Leg Stance*“ (stoj na jedné dolní končetině), „*Limits of Stability*“ (vychýlení těžiště k hranicím opěrné báze), „*Clinical Test of Sensory Interaction on Balance*“ (test balanční sensorické interakce) a „*Rhythmic Weight Shift*“ (rychlý aktivní přesun těžiště). Hodnocení posturální stability se testuje pomocí „*StepUp/Over*“ (přestup schůdku) a „*Walk*“ (chůze).

Výsledky měření jsou porovnávány počítačovým programem systému „Balance Master“ s normativními hodnotami pro danou věkovou kategorii a pohlaví probanda uloženými v programu. Pro naši věkovou kategorii dětí ve věku 4,5 až 6 let takové normativní hodnoty neexistují, proto jsme byli nuceni pracovat s konkrétními naměřenými hodnotami bez možnosti porovnání s populační normou. U použitých testů jsme statisticky zpracovali pouze, zda je přítomna stranová asymetrie, tj. zda je rozdíl v zatížení dolních končetin, rozdíl v délce kroků a rozdílný čas trvání celého pohybu při přestupu bedýnky mezi oběma dolními končetinami. Výsledná data jsou na reportu zobrazena jak graficky, tak i číselně (obr.6, 9, 12, 15).



Obr. 6

Pro potřeby naší studie jsme využili následující standardizované vyšetřovací protokoly:

12.1.1 Weit Bearing Squaw (WBS)



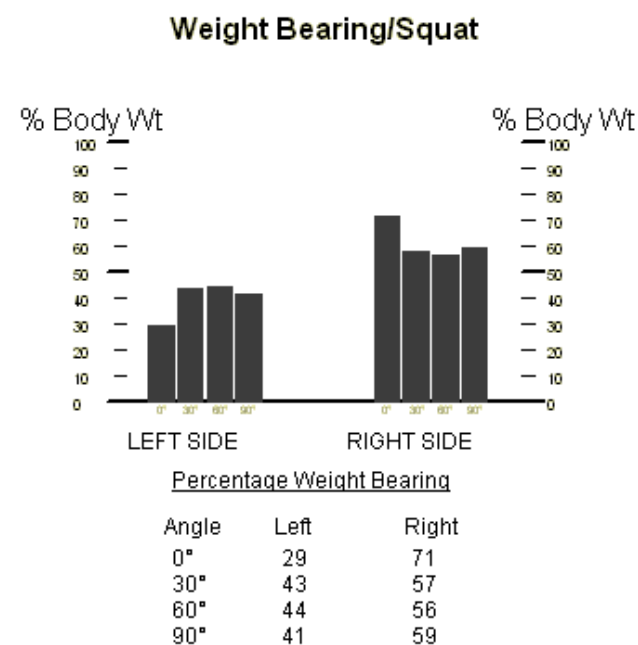
Obr. 7

Během tohoto vyšetření je pacient nejprve instruován, aby stál s extendovanými dolními končetinami. Potom provádí „squaw“ (obr.7, 8), tj. flexi v kolenou ve třech pozicích. Je porovnáván procentuální rozdíl v zatížení dolních končetin při 0°, 30°, 60° a 90° flexe v kolenních kloubech. Při extendovaných kolenou je většina váhy těla nesena přes skeletální systém s relativně malým napětím svalů v oblasti kolenních a kyčelních kloubů. Se zvětšující se flexí v kolenou se zvyšuje napětí v kolenních a kyčelních kloubech. Tyto pozice jsou tak citlivější k detekování abnormalit v zatížení dolních končetin.

Procentuální zatížení každé dolní končetiny je zakresleno do grafu a u každého testu je zanesena i číselná hodnota. Pro účely této studie jsme využili výsledků testování ve všech čtyřech pozicích dolních končetin, přičemž jsme nebrali v úvahu velikost rozdílu v zatížení dolních končetin. To znamená, že jsme nehodnotili, zda je rozdíl v zatížení více než 10% hmotnosti těla, tj. dle Véleho patologický, nebo zda je rozdíl menší. Pokud byl tento rozdíl 0% – 1% považovali jsme nález za symetrický.



Obr. 8



Obr. 9

12.1.2 Walk Across (WA)



Obr. 10

WA (obr. 10, 11) hodnotí charakteristiky chůze pacienta přes délku plošiny. Test charakterizuje stabilitu chůze po celé délce silové desky. Hodnotí se průměrná šířka kroku, průměrná délka kroku, rychlost a symetrie délky kroků. Šířka kroku je boční vzdálenost mezi pravou a levou nohou během následujících kroků. Délka kroku je vzdálenost mezi patami při došlápnutí u dvou následujících kroků. Rychlost je uvedena v centimetrech za sekundu při pohybu vpřed. Symetrie délky

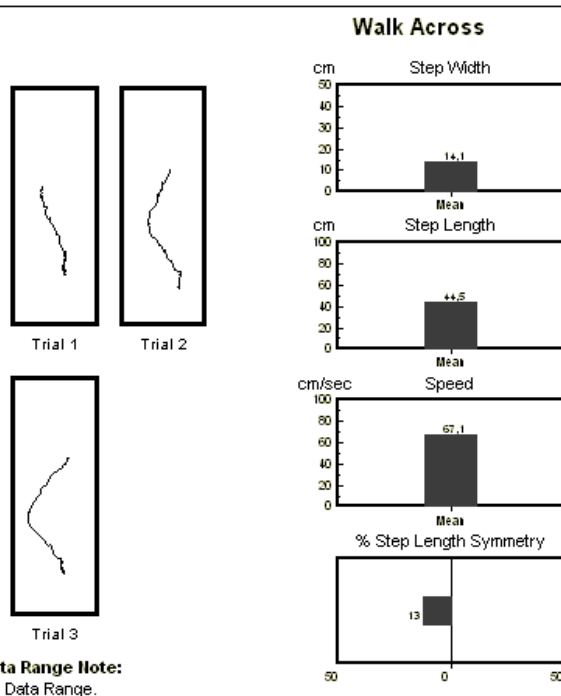
kroků pravé a levé nohy je vyhodnocena procentuálně. Program vyhodnotí a zobrazí také trajektorii těžiště během chůze. Pro účely této studie jsme využili pouze výsledků testování délky kroků.



Obr. 11

kroků pravé a

levé nohy je vyhodnocena procentuálně. Program vyhodnotí a zobrazí také trajektorii těžiště během chůze. Pro účely této studie jsme využili pouze výsledků testování délky kroků.



Obr. 12

12.1.3 Step Up/Over (SUO)



Obr. 13

SUO neboli test překročení bedýnky hodnotí výstup na bedýnku jednou nohou (obr. 13), vynesení těla nahoru do vzpřímeného stoje na bedýnce, přenesení druhé nohy přes bedýnku, poté pohyb těla dolů na zem za bedýnku (obr. 14) a došlápnutí nohy postavené na bedýnce na zem. Při testu jsme použili bedýnku o výšce 10cm. Hodnocenými parametry jsou vzestupný index (síla stoupání), čas trvání pohybu a impact index (kontrola nárazové síly nekročné nohy, která kyvem překračuje bedýnku). Při fázi výstupu na bedýnku se uplatňuje především koncentrická aktivita svalů

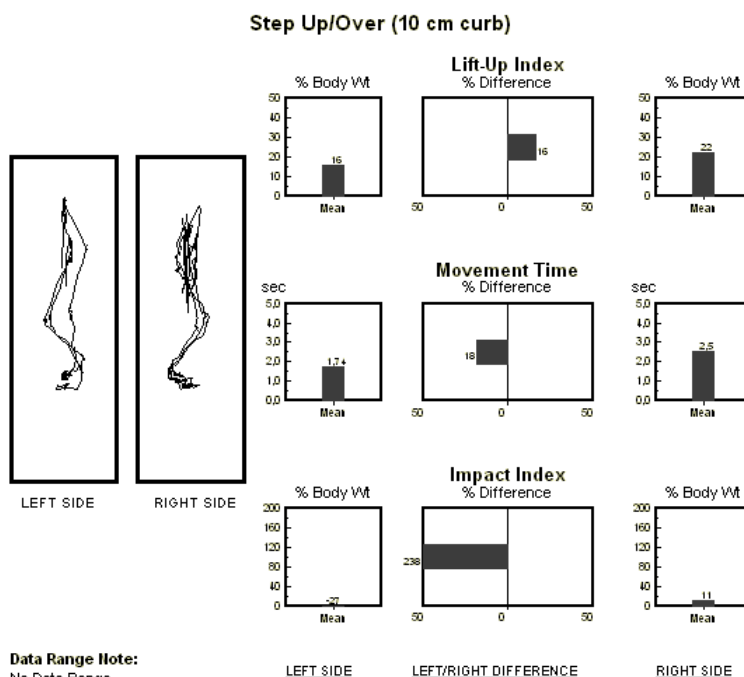
kročné (přední) vrací zpět na kontrakce na plánování, tak nárazem. těžiště během zvednutí je vyjádřen jako pohybu uvedený



Obr. 14

dolní končetiny. Při sestupné fázi, kdy se tělo desku, se uplatňuje nejen excentrická svalová kročné dolní končetině, ale také motorické aby noha dopadla na desku s minimálním Program opět vyhodnotí a zobrazí trajektorii chůze. Lift-up index vyhodnocuje maximální sílu („lifting“) vynaloženou vedoucí (přední) nohou a procento individuální hmotnosti. Čas trvání v sekundách zahrnuje celý pohybový manévr

začínající počáteční změnou zatížení na nekročnou nohu a končí dokročením vedoucí nohy na podložku. Impact index hodnotí maximální vertikální nárazovou sílu, když se nekročná (zadní) dolní končetina položí na povrch a je vyjádřeno procentem tělesné hmotnosti. Pro účely této studie jsme využili výsledků testování času, za který byl proveden celý pohyb.



Obr. 15

12.2 Klinické testy

Děti byly vyšetřovány vždy v odpoledních hodinách ve stejné místnosti a za standardních podmínek, tj. ve spodním prádle, za použití stejných pomůcek a za přítomnosti rodičů. Výsledky vyšetření byly zdokumentovány obrazově pomocí digitálního fotoaparátu a videokamery a zapsány do tabulky.

Baterie testů:

- Stoj
 - zepředu
 - zezadu
 - z boku
 - rekurvace kolen
 - tajle - zvýraznění v Th/L přechodu
 - hyperextenze dolní Cp
 - hyperextenez v Th/L přechodu
 - anteverze pánve
- Leh na zádech
 - test flexe hlavy
 - postavení aker
 - diastáza
 - laxicita – hyperextenze loktů
 - laxicita – hyperextenze kolen
 - laxicita – ATC nad 90°
 - tříměsíční model
 - otáčení na břicho
- Leh na břiše
 - test extenze hlavy
 - Collis příznak
 - velikost vnitřní rotace kyčelních kloubů - anteverze krčků femurů
- Klek na čtyřech
 - posun těžiště vpřed

- posun těžiště vzad
- integrace AŠTR
- integrace SŠTR
- stabilita kleku vpřed
- stabilita kleku vzad
- klek z lehu na břicho
- lezení po čtyřech
- Sed
 - diadochokinéza HKK
 - diadochokinéza jazyka
 - taxy HKK
 - mimika – pohyby rtů
- Chůze
 - volná chůze
 - chůze po čáře
- Skok do výšky
- Skok do dálky
- Stoj na jedné noze
- Poskoky na jedné noze
- Rhomberg
- Pohyby očí
 - sledování předmětu
 - lokalizace pozic
 - překročení střední linie
 - konvergence očí
 - preference oka

Pro účely této práce byly použity tyto testy:

12.2.1 Stoj

Aspekce stoje zezadu, z boku, zepředu

Výchozí poloha a provedení testu: Pacient volně stojí na obou dolních končetinách a dívá se vpřed.

Sledujeme: Aspekci zezadu (obr.18), z boku (obr.17) a zepředu (obr.19) hodnotíme symetrii nebo asymetrii zatížení, postavení aker dolních končetin, tvar a postavení pat, konfiguraci lýtek, postavení kolenních kloubů, konfiguraci stehen, postavení pánve, gluteální rýhy, tajli, paravertebrální svalstvo, polohu pupku, žeberní oblouky, postavení lopatek a ramenních kloubů, držení horních končetin, zakřivení páteře ve frontální a sagitální rovině, držení hlavy a dechové pohyby.

Správné provedení: Co nejsymetrickější zatížení dolních končetin, přiměřené klenutí nohou s harmonickou aktivitou flexorů a extenzorů nohou, paty ve středním postavení, přiměřená konfigurace lýtek a stehen bez výrazných stranových asymetrií, nulové postavení v kolenních kloubech, střední postavení pánve bez zešikmení a výraznější rotace se symetrickými gluteálními rýhami, přiměřený tonus a konfigurace gluteálních, břišních a paravertebrálních svalů, symetrická tajle, pupek ve střední ose, symetrické nepřilíš prominující žeberní oblouky, stabilizované kaudálně sestouplé lopatky, centrované postavení ramenních kloubů, volné držení horních končetin, napřímená páteř s přiměřenou bederní lordózou, hrudní kyfózou a krční lordózou, bez zakřivení ve frontální rovině, hlava ve středním postavení bez předsunu, brániční dýchání.

Projevy insuficience: výrazně asymetrické zatížení dolních končetin (obr.16, 18), neoptimální klenutí nohou (pes panus, planovalgus, transversoplanus apod.), valgozita nebo varozita pat, atrofie, hypertrofie nebo výrazná stranová asymetrie konfigurace lýtek a stehen, rekurvace nebo flekční držení v kolenních kloubech, anteverze, retroverze, zešikmení nebo výrazná rotace pánve, asymetrické gluteální rýhy, hypertonie nebo hypotonie gluteálních, břišních a paravertebrálních svalů, asymetrická tajle, lateralizace pupku, asymetrické nebo výrazně prominující žeberní oblouky, nestabilizované kranálně postavené lopatky, elevace a protrakce ramenních kloubů,

nefyziologické držení horních končetin, nadměrná nebo vyhlazená bederní lordóza, hrudní kyfóza a krční lordóza, skoliotické zakřivení páteře, hlava v předsunu, lateroflexi nebo rotaci, nefyziologické dechové pohyby. (obr.16, 17, 18)



Obr. 16



Obr. 17



Obr. 18

Pro účely této práce jsme použili a zpracovali výsledky vyšetření zátěže dolních končetin a rekurvace kolen z hlediska asymetrie nálezu na pravé a levé dolní končetině.

12.2.2 Testy HSSP a posturální reaktivity pletence ramenního

Svalovou funkci je třeba vyšetřovat pomocí testů, které hodnotí kvalitu způsobu zapojení svalu a funkci svalu během stabilizace. Vyšetření svalů podle svalového testu je naprosto nedostačující a někdy i zavádějící, neboť zapojení svalu, který dle svalového testu dosahuje maximálních hodnot, může být v situaci stabilizující páteř nebo pletenec ramenní zcela nedostatečný. Právě hodnocení schopnosti kontroly stabilizace páteře v sagitální rovině a pletence ramenního má značnou výpovědní hodnotu a vytváří i prostor pro cílenou terapii. (Kolář, 2006) Proto jsme použili některé z testů pro vyšetření HSSP a posturální reaktivity pletence ramenního, které sestavil Doc. Kolář.

Test flexe trupu

Výchozí poloha: Pacient leží v poloze na zádech

Provedení testu: Pacient provede pomalou flexi krku a postupně i trupu. Palpujeme dolní nepravá žebra v medioklavikulární čáře a hodnotíme jejich souhyb.

Sledujeme: Chování hrudníku během flekčního pohybu.

Správné provedení: Při flexi krku se aktivují břišní svaly a hrudník zůstává v kaudálním postavení. Při flexi trupu se aktivuje laterální skupina břišních svalů.

Projevy insuficience:

- Při flexi hlavy dochází ke kraniální synkinéze hrudníku a klíčních kostí (obr.19, 20).
- Za předpokladu nedostatečné stabilizace páteře dochází při flexi trupu k laterálnímu pohybu žeber a ke konvexnímu vyklenutí laterální skupiny břišních svalů. Flexe trupu probíhá v nádechovém postavení hrudníku (obr.19, 20).
- Vyklenuje se laterální skupina břišních svalů. Často se objeví břišní diastáza (obr.19, 20).



Obr. 19

- Při flexi se zapojuje m. rectus abdominis a m. externus abdominis. Flexe se neúčastní bránice a laterální skupina břišních svalů (obr.19, 20). (Kolář, 2006)



Obr. 20

Extenční test

Výchozí poloha: Pacient leží na břiše. Paže leží podél těla ve středním postavení.

Provedení testu: Pacient zvedne hlavu nad podložku a provede pohyb do mírné extenze páteře, kde pohyb zastaví.

Sledujeme: Koordinaci v zapojení zádových a laterální skupiny břišních svalů. Zapojení ischiokrurálního svalstva a m. triceps surae. Postavení a souhyb lopatek.

Správné provedení: Při extenzi se vedle extenzorů páteře aktivují svaly laterální skupiny břišních svalů. Hodnotíme vyváženost mezi extenzory páteře, laterální skupinou břišních svalů a aktivitou v ischiokrurálních svalech.

Projevy poruchy stabilizace: Při extenzi se výrazně aktivuje paravertebrální svalstvo s maximem v oblasti dolní hrudní a horní bederní páteře. Neaktivuje se nebo jen minimálně laterální skupina břišních svalů. Projevem je konvexní vyklenutí laterální skupiny břišních svalů (bulging), a to především v jejich dolní porci. Oblast v místě tenké aponeurózy m. transversus abdominis se vtahuje a stává se konkávní. Dolní úhly lopatek rotují zevně. (obr.21, 22) Významným patologickým faktorem je nadměrná aktivita ischiokrurálních svalů někdy spojená i s aktivitou v m. triceps surae. Za normálních okolností jsou tyto svaly aktivovány jen minimálně a pacient je při extenzi páteře dokáže relaxovat. (Kolář, 2006)



Obr. 21



Obr. 22

Test náklonu

Výchozí poloha: Test se provádí v poloze na čtyřech. Ve výchozí poloze nesmí být zvýšená bederní lordóza.

Provedení testu: Pacient je pasivně nakláněn v ramenních a kyčelních kloubech směrem dopředu.

Sledujeme: Stabilizaci lopatek během pohybu.

Správné provedení: Během náklonu jsou lopatky fixovány k trupu.

Projevy insuficience: Při náklonu na straně insuficience vzniká addukce horního úhlu lopatky a dolní úhel lopatky odstupuje od trupu. Zároveň se na stejné straně zvyšuje aktivita extenzorů páteře na úrovni Th/L přechodu. (obr.23, 24) (Kolář, 2006)



Obr. 23



Obr. 24

Pro účely této práce jsme použili a zpracovali nálezy většího laterálního pohybu žeber, většího bulgingu a větší insuficience v posturální stabilizaci lopatky z hlediska asymetrie pravé a levé strany.

12.2.3 Chůze

Vyšetření chůze je důležitou součástí kineziologického rozboru, které poskytuje velké množství informací o motorických schopnostech jedince. V našem testování jsme neprováděli podrobný rozbor chůze, ale soustředili jsme se pouze na některé její aspekty. Chůze dítěte má oproti chůzi dospělého svá specifika např. dítě má níž těžiště, kratší délku a vyšší kadenci kroků.

Výchozí poloha: Volný stoj, při kterém je dítě bosé.

Provedení testu: Dítě volně přechází po místnosti opakovaně z jedné strany na druhou bez konkrétních pokynů týkajících se vlastní chůze.

Sledujeme: Pozorujeme rychlost chůze, délku a symetrii kroků, šířku báze, došlápnutí a odvíjení plosky od podložky, vtáčení špiček, pohyby v kolenních a kyčelních kloubech během chůze, pohyb těžiště, souhyby HKK, držení trupu, hlavy a pánve.

Správné provedení: Chůze je rytmická se symetrickou délkou kroků oběma dolními končetinami, optimální šířkou báze a přiměřeným držením těla. Došlapuje na patu, plynule odvíjí plosku od podložky a je přítomný odraz palce. Sledujeme přiměřené souhyby horních končetin.

Projevy insuficience: Je patrná asymetrická délka kroků, šouravá, příliš rychlá nebo příliš pomalá chůze, příliš široká nebo příliš úzká báze, nedošlapuje na patu, neodvíjí správně plosku od podložky, vtáčí špičky dovnitř, chybí souhyby horních končetin nebo je přítomno výrazně vadné držení těla.

Pro účely této práce jsme použili a zpracovali výsledky vyšetření délky kroku pravou a levou dolní končetinou z hlediska asymetrie nálezu.

12.2.4 Hypermobilita

Hypermobilita neboli zvýšená kloubní laxicita vypovídá o složení měkkých tkání. Mimo vážných onemocnění, kterých je typickým symptomem (např. mozečková forma DMO), bývá často spojena s minimálními mozečkovými příznaky. Je výrazným rizikovým faktorem pro vznik idiopatické skoliózy, funkčních nebo později i strukturálních poruch pohybového aparátu. (Kolář, 2004) U dětí v předškolním věku je do určité míry fyziologická, neboť v tomto věku je maximální elasticita měkkých tkání, zejména vaziva. (Radvanský, 2005; Kučera, 2005)

Výchozí poloha: Dítě volně leží v poloze na zádech.

Provedení testu: Provedeme pasivní pohyb v hlezenním kloubu do dorzální flexe a v kolenním a loketním kloubu do extenze.

Sledujeme: Rozsah pasivního pohybu v kloubech hlezenních, kolenních a loketních a symetrii rozsahu pohybu pravé a levé, respektive horní a dolní, poloviny těla.

Projevy hypermobility: Je přítomen nadměrný rozsah pasivního pohybu a to nad 90° dorzální flexe v hlezenním kloubu, větší než nulová extenze v kolenním nebo loketním kloubu. Nález může být různě vyjádřen na dolní a horní polovině těla nebo asymetrický na pravé a levé polovině těla.



Obr. 25



Obr. 26



Obr. 27



Obr. 28

Pro účely této práce jsme použili a zpracovali výsledky vyšetření hypermobility v hlezenních (obr.27, 28) a kolenních kloubech (obr.25, 26) a to z hlediska asymetrie nálezu pravé a levé poloviny těla.

13 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ

13.1 Výsledky klinických testů a testů na „Balance master“

Výsledky klinických testů jsme odečítali z fotografií a záznamu na videokazetě. Testy hodnotili vždy dvě osoby nezávisle na sobě. Pokud jsme při odečítání jednotlivých testů došli každý k jinému výsledku, posoudil test nezávislý arbitr a poté jsme společně s ním test znovu vyhodnotili. Výsledky testů provedených na „Balance Master“ jsme odečetli z reportů. U všech testů jak klinických, tak přístrojových, jsme zaznamenali pouze, zda je nález asymetrický na pravé a levé straně nebo ne. Zhodnocení nálezů je zapsáno v níže uvedené tabulce. Větší nález na levé straně je označen číslicí 1, větší nález na pravé straně je označen číslicí 2 a symetrie nálezu, ať už pozitivita nebo negativita, je označena číslicí 0. Není zde brána v úvahu velikost rozdílu obou stran, tj. zda je nález fyziologický nebo již patologický, ale pouze asymetrie nálezu. Ta je porovnávána navzájem u jednotlivých testů a jsou statisticky zpracovány souvislosti mezi výskytem různých symptomů a jejich stranovou lokalizací.

Tabulka výsledků

	Stoj - zátěž DKK	Test flexe - laterální pohyb žeber	Test extenze - bulging	Test náklonu - stabilita lopatky	Hyper mobilita	Chůze - délka kroku	Stoj - rekurva ce kolen	Balance master - stoj 0° flexe	Balance master - stoj 30° flexe	Balance master - stoj 60° flexe	Balance master - stoj 90° flexe	Balance master - délka kroku	Balance master - přestup bedýnky
1	1	1	1	1	1	2	1	1	2	2	2	2	1
2	0	2	2	2	0	2	0	2	2	2	2	2	1
3	2	1	1	1	0	1	1	2	2	2	2	2	1
4	2	1	1	1	0	2	0	2	1	1	1	2	2
5	1	2	2	2	0	2	1	2	1	1	1	2	2
6	2	1	2	1	0	2	0	2	2	2	2	2	1
7	1	1	1	1	1	2	0	1	2	2	2	2	2
8	2	1	1	1	0	1	0	2	2	2	2	1	1
9	2	1	1	1	1	1	0	1	0	0	0	1	2
10	1	1	1	1	0	1	1	0	2	1	0	1	1
11	1	1	1	1	0	2	0	2	2	2	2	0	0
12	2	1	1	1	2	1	0	0	2	2	2	1	2
13	2	1	1	1	2	2	1	2	2	2	2	2	2
14	2	1	1	1	2	2	1	0	0	2	2	1	0
15	2	1	1	1	1	0	0	2	0	1	1	1	2
16	2	2	1	1	1	0	0	2	2	2	2	1	2
17	2	1	1	1	0	2	0	2	2	2	2	2	1
18	2	1	1	1	2	1	0	2	2	2	2	1	2
19	2	2	2	2	2	0	0	1	2	2	2	1	1
20	1	1	1	2	1	2	0	1	1	0	0	2	1
21	1	1	2	2	1	2	1	2	2	2	2	2	1
22	2	2	1	2	1	2	0	2	2	2	0	1	1
23	1	1	1	1	1	0	0	0	0	2	2	1	2
24	2	1	1	1	0	2	0	2	2	2	2	1	2
25	2	1	1	1	1	2	0	0	0	0	1	1	0
26	1	0	1	0	0	0	0	2	1	1	1	1	1
27	2	1	1	1	1	2	1	0	0	2	2	2	2
28	2	1	1	1	1	0	0	2	2	2	0	0	1
29	2	1	1	1	1	2	0	0	1	1	1	1	2
30	2	1	1	1	2	2	0	2	2	2	2	1	2
31	1	1	2	1	0	2	0	1	1	1	1	2	1
32	1	1	1	2	1	2	1	1	1	2	2	2	1
33	1	1	1	1	1	2	1	1	1	1	1	2	1
34	2	2	2	2	1	2	0	2	2	2	2	2	1
35	2	1	0	1	1	1	0	2	2	2	2	1	1
36	2	1	1	1	0	0	0	2	2	2	2	0	1

13.2 Statistické zpracování dat

V rámci této práce jsou statisticky zpracovávána nominální data. Jelikož termín hodnota je u nominálních proměnných běžně nahrazován termínem kategorie, jsou proměnné označovány jako kategoriální proměnné. K vícerozměrné analýze kategoriálních proměnných jsme použili výběrové míry asociace a testy nezávislosti v dvourozměrné kontingenční tabulce.

Pro vyjádření intenzity závislosti kategoriálních proměnných jsme použili statistiky, jejichž definice vycházejí z požadavku, aby v případě nezávislosti nabývaly hodnoty 0 a aby jejich vyšší absolutní hodnoty zaznamenaly vyšší míru asociace. Pro jejich interpretaci je výhodné, aby byly definovány v uzavřeném intervalu (nejlépe 0 až 1). Maximální hodnoty měř asociace znamenají pevnou závislost, tedy vzájemně jednoznačné přiřazení hodnot obou veličin. Skupina běžně známých symetrických měř asociace je založena na Pearsonově statistice („*Pearson Chi-Square*“). Z ní je odvozen Pearsonův koeficient kontingence („*Contingency Coefficient*“) a Cramérův koeficient („*Cramer's V*“) (Hebák a kol., 2005).

Dále jsme použili dva testy nezávislosti v kontingenční tabulce (Hebák a kol., 2005). χ^2 test dobré shody používá jako testové kritérium Pearsonovu statistiku, která má v případě nezávislosti asymptoticky rozdělení χ^2 s počtem stupňů volnosti $rs-1$, kde r je počet řádků a s počet sloupců v kontingenční tabulce. Test věrohodnostním poměrem („*Likelihood Ratio*“) je založen na testovém kritériu G^2 , které je funkcí věrohodnostního poměru srovnávajícího maximum věrohodnostní funkce multinomických výběrových četností v tabulce a maximum této věrohodnostní funkce za předpokladu nezávislosti. Testové kritérium G^2 má za předpokladu nezávislosti asymptoticky rozdělení χ^2 s počtem stupňů volnosti $(r-1)(s-1)$.

Kontingenční tabulka se užívá k přehledné vizualizaci vzájemného vztahu dvou statistických znaků. Kategorie jednoho znaku určují řádky a kategorie druhého znaku pak sloupce kontingenční tabulky. V příslušné buňce kontingenční tabulky je pak zařazen počet výskytů společného působení obou znaků. Jednotlivé řádky a sloupce vytváří mezisoučty nesoucí informaci o počtu výskytu jevu příslušnému ke znaku uvedenému v daném řádku či sloupci.

Je-li hladina významnosti - p („*Significance Level*“) menší než zvolené číslo 0,05, pak byla na 5% hladině významnosti prokázána hypotéza, že ukazatele jsou závislé. V tomto případě lze tedy konstatovat, že výsledek je statisticky významný na 5% hladině významnosti. Je-li p menší než číslo 0,1, pak je výsledek statisticky významný na 10%

hladině významnosti. Pokud je naopak p větší než 0,1, říkáme, že výsledek není statisticky významný, závislost nebyla tedy prokázána ani na 10% hladině významnosti.

Hodnocení závislosti jednotlivých testů navzájem:

Zatížení DDK * Test flexe trupu

		test flexe			Total
		0	1	2	
STOJ_DK	0			1	1
	1	1	10	1	12
	2		19	4	23
Total		1	29	6	36

kontingenční tabulka

U 14 dětí bylo zjištěno na stejné straně větší zatížení dolní končetiny a výraznější laterální pohyb nepravých žeber při testu flexe, což tvoří 38,9%. Naopak u 20 dětí odpovídala větší zátěž jedné DK ve stoji většímu laterálnímu pohybu žeber na druhé straně těla, což tvoří 55,6% vyšetřovaných dětí. Nejčastějším nálezem u zhruba poloviny dětí bylo větší zatížení PDK a výraznější prominencí levého žeberního oblouku.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,323	0,112
Contingency Coefficient	0,415	0,112
Pearson Chi-Square	7,503(a)	0,112
Likelihood Ratio	6,369	0,173

míry asociace a testy nezávislosti

Závislost mezi větším zatížením jedné DK a větší prominencí žeberního oblouku na stejné straně se neprokázala.

Zatížení DDK * Extenční test

		BULGING			Total
		0	1	2	
STOJ_DK	0			1	1
	1		9	3	12
	2	1	19	3	23
Total		1	28	7	36

Pouze u 12 dětí bylo zjištěno na stejné straně větší zatížení dolní končetiny a výraznější bulging laterální skupiny břišních svalů při testu extenze, což tvoří pouze 33,4% nálezů. Naopak u 22 dětí odpovídala větší zátěž jedné DK ve stoji většímu bulgingu na druhé straně těla, což tvoří 61,1% výsledků všech vyšetřovaných dětí. Nejčastějším nálezem a to u 19 dětí bylo větší zatížení PDK a výraznější prominence laterální porce břišních svalů vlevo.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,275	0,245
Contingency Coefficient	0,362	0,245
Pearson Chi-Square	5,436(a)	0,245
Likelihood Ratio	4,919	0,296

Závislost mezi větším zatížením jedné DK a větším bulgingem laterální porce břišních svalů na stejné straně se neprokázala.

Zatížení DDK * Test náklonu

		LOPATKA			Total
		0	1	2	
STOJ_DK	0			1	1
	1	1	7	4	12
	2		20	3	23
Total		1	27	8	36

Pouze u 10 dětí bylo zjištěno na stejné straně větší zatížení dolní končetiny a horší stabilizační funkce lopatky při testu náklonu, což tvoří jen 27,8% nálezů. Naopak u 24 dětí odpovídala větší zátěž jedné DK ve stoji horší stabilizaci lopatky na druhé straně těla, což tvoří 66,7% vyšetřovaných dětí. Nejčastějším nálezem a to u 24 dětí bylo větší zatížení PDK a horší stabilizace levé lopatky při testu kleku.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,331	0,096
Contingency Coefficient	0,424	0,096
Pearson Chi-Square	7,894(a)	0,096
Likelihood Ratio	7,651	0,105

Statisticky se prokázala závislost mezi zatížením DK a stejnostranně horší stabilizací lopatky. Tato statistická závislost byla prokázána na 10% hladině významnosti.

Test flexe trupu * Extenční test

		BULGING			Total
		0	1	2	
test flexe	0		1		1
	1	1	25	3	29
	2		2	4	6
Total		1	28	7	36

U 29 dětí byl zjištěn na stejné straně těla větší laterální pohyb nepravých žeber při testu flexe a výraznější prominence laterální skupiny břišních svalů u testu extenze, což tvoří 80,6% všech nálezů vyšetřovaných dětí. Naopak pouze u 4 dětí odpovídal větší nález prominence žeber na jedné straně většímu bulgingu na druhé straně těla, což tvoří jen 11,1% vyšetřovaných dětí. Nejčastějším nálezem a to u 25 dětí byl větší laterální pohyb levého žeberního oblouku a výraznější bulging také na levé straně. To se týkalo téměř 70% vyšetřovaných dětí.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,380	0,034
Contingency Coefficient	0,474	0,034
Pearson Chi-Square	10,404(a)	0,034
Likelihood Ratio	8,761	0,067

Statisticky se prokázala na 5% hladině významnosti závislost mezi větší prominencí žeburního oblouku při testu flexe a větším bulgingem laterální skupiny břišních svalů na stejné straně.

Test flexe trupu * Test náklonu

		LOPATKA			Total
		0	1	2	
test flexe	0	1			1
	1		26	3	29
	2		1	5	6
Total		1	27	8	36

U 31 dětí byl zjištěn na stejné straně výraznější laterální pohyb nepravých žeber při testu flexe a horší stabilizační funkce lopatky v testu náklonu, což tvoří nález u 86,1% vyšetřovaných dětí. Pouze u 5 dětí stranově neodpovídal nález větší prominence žeberního oblouku a horší stabilizace lopatky, což tvoří jen necelých 14% nálezů. Nejčastějším nálezem a to u 26 dětí byla výraznější prominence levého žeberního oblouku a horší levostranná stabilizace lopatky. Pouze u jednoho dítěte byl nález symetricky negativní.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,845	0,000
Contingency Coefficient	0,767	0,000
Pearson Chi-Square	51,449(a)	0,000
Likelihood Ratio	22,070	0,000

Statisticky se prokázala závislost mezi větší prominencí žeberního oblouku při testu flexe a horší stabilizací lopatky při testu náklonu na stejné straně. Tato statistická závislost je výrazná a pohybuje se na 5% hladině významnosti.

Extenční test * Test náklonu

		LOPATKA			Total
		0	1	2	
BULGING	0		1		1
	1	1	24	3	29
	2		2	5	6
Total		1	27	8	36

U 29 dětí zjištěna na stejné straně výraznější prominence laterální skupiny břišních svalů u testu extenze a horší stabilizační funkce lopatky v testu náklonu. To tvoří 80,6% všech výsledků. Jen u 7 dětí stranově neodpovídal nález většího bulgingu a horší stabilizace lopatky, což tvoří jen necelých 19,5% výsledků. Nejčastějším nálezem a to u 24 dětí byla výraznější prominence levého žebního oblouku a horší levostranná stabilizace lopatky. U žádného dítěte nebyl nález symetrický.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,414	0,015
Contingency Coefficient	0,505	0,015
Pearson Chi-Square	12,327(a)	0,015
Likelihood Ratio	10,926	0,027

Statisticky se prokázala závislost mezi větším bulgingem laterální skupiny břišních svalů a horší stabilizací lopatky při testu náklonu na stejné straně. Tato statistická závislost je výrazná a pohybuje se na 5% hladině významnosti.

Zatížení DDK * Hypermobilita

		HYPERMOB			Total
		0	1	2	
STOJ_DK	0	1			1
	1	5	7		12
	2	7	10	6	23
Total		13	17	6	36

U 13 dětí bylo zjištěno na stejné straně větší zatížení dolní končetiny a výraznější hypermobilita v kolenním a hlezenním kloubu, což tvoří 36,1%. Větší zátěž PDK a LDK spojená se stejnostrannou větší hypermobilitou DK byla zjištěna téměř u stejného počtu dětí. Nejčastějším nálezem a to u 10 dětí bylo spojení větší zátěže PDK ve stoji s větší hypermobilitou na LDK. Žádné dítě nezatěžovalo více LDK, přičemž by mělo výraznější hypermobilitu na PDK. U poloviny dětí se hypermobilita nevyskytovala vůbec.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,281	0,224
Contingency Coefficient	0,369	0,224
Pearson Chi-Square	5,684(a)	0,224
Likelihood Ratio	7,756	0,101

Závislost mezi větším zatížením jedné DK a větší hypermobilitou na stejné DK se neprokázala.

Zatížení DDK * Rekurvace

		REK		Total
		0	1	
STOJ_DK	0	1	6	7
	1	6	6	12
	2	19	4	23
Total		26	10	36

Pouze u 6 dětí bylo zjištěno ve stoji na stejné DK větší zatížení a zároveň rekurvace kolene. To je nález u pouhých 16,7% vyšetřovaných dětí. U 4 dětí odpovídala větší zátěž jedné DK ve stoji, rekurvaci druhostranného kolene, což tvoří jen 11,1% vyšetřovaných dětí. U 26, tedy 72,2% dětí, se hypermobilita nevyskytovala vůbec.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,356	0,102
Contingency Coefficient	0,336	0,102
Pearson Chi-Square	4,575(a)	0,102
Likelihood Ratio	4,651	0,098

Závislost mezi větším zatížením jedné DK ve stoji a rekurvaci kolene na stejné straně se neprokázala, i když se hladina významnosti pohybuje okolo 10% hladiny významnosti .

Hypermobilita * Rekurvace

		REK		Total
		0	1	
HYPERMOB	0	10	3	13
	1	12	5	17
	2	4	2	6
Total		26	10	36

Pouze u 5 dětí bylo prokázána hypermobilita v kolenním a hlezenním kloubu a rekurvace kolenního kloubu na stejné DK, což tvoří jen 13,9% nálezů. Nejčastějším pozitivním nálezem a to u 16 dětí byla hypermobilita na DK bez přítomnosti rekurvace a je třikrát častější na LDK než na PDK. U 10 dětí se nevyskytovala hypermobilita DKK ani rekurvace kolenních kloubů.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,085	0,879
Contingency Coefficient	0,084	0,879
Pearson Chi-Square	0,258(a)	0,879
Likelihood Ratio	0,260	0,878

Závislost mezi hypermobilitou DK a rekurvaci kolenního kloubu na stejné straně se neprokázala.

Délka kroku * Délka kroku na „Balance Master“

		B-DÉLKA KROKU			Total
		0	1	2	
délka kroku	0	2	5		7
	1		6	1	7
	2	1	6	15	22
Total		3	17	16	36

U 23 dětí byla zjištěna korelace mezi výsledky vyšetření rozdílné délky kroku PDK a LDK klinicky a pomocí systému „Balance Master“, což je shodný výsledek v 63,9% vyšetření. Nejčastějším nálezem a to u 15 dětí je delší krok PDK při chůzi. U 2 dětí byla délka kroku vyšetřená klinicky i přístrojově stejná pravou i levou DK.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,481	0,002
Contingency Coefficient	0,562	0,002
Pearson Chi-Square	16,654(a)	0,002
Likelihood Ratio	18,989	0,001

Statisticky se prokázala na 5% hladině významnosti závislost mezi vyšetřením délky kroku PDK a LDK klinicky a pomocí systému „Balance Master“.

Délka kroku * Přestup bedýnky „Balance Master“

		B_BEDNA			Total
		0	1	2	
délka kroku	0	4	3	7	
	1	4	3	7	
	2	3	11	8	22
Total		3	19	14	36

Pouze u 12 dětí odpovídala větší délka kroku jednou DK delšímu času přestupu bedýnky, kdy stejná DK byla končetinou přední neboli kročnou. To tvoří 33,3% všech vyšetření. U podobného počtu dětí, konkrétně 14, naopak odpovídala větší délka kroku jednou DK kratšímu času přestupu bedýnky tou samou DK jako kročnou, což tvoří 38,9% počtu vyšetření.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,170	0,720
Contingency Coefficient	0,234	0,720
Pearson Chi-Square	2,085(a)	0,720
Likelihood Ratio	3,129	0,537

Závislost mezi delším krokem jednou DK a delším časem přestupu bedýnky na „Balance Master“, kde je stejná DK kročnou končetinou, se neprokázala.

Délka kroku „Balance Master“ * Přestup bedýnky „Balance Master“

		B_BEDNA			Total
		0	1	2	
B-DÉLKA KROKU	0	1	2		3
	1	2	6	9	17
	2		11	5	16
Total		3	19	14	36

Pouze u 11 dětí odpovídala větší délka kroku jednou DK na „Balance Master“ delšímu času přestupu bedýnky, kdy stejná DK byla končetinou přední neboli kročnou. To tvoří jen 30,5% všech vyšetření. U 20 dětí naopak odpovídala větší délka kroku jednou DK kratšímu času přestupu bedýnky tou samou DK jako kročnou a to tvoří 55,6% počtu vyšetření.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,333	0,093
Contingency Coefficient	0,426	0,093
Pearson Chi-Square	7,961(a)	0,093
Likelihood Ratio	9,440	0,051

Statisticky se prokázala na 10% hladině významnosti závislost mezi delším krokem jednou DK a delším časem přestupu bedýnky, kde je stejná DK kročnou končetinou. Obojí bylo vyšetřeno pomocí systému „Balance Master“.

Zatížení DDK * Stoj s 0° fl. v kol. kl. „Balance Master“

		B_STOJ_0			Total
		0	1	2	
STOJ_DK	0			1	1
	1	2	6	4	12
	2	5	2	16	23
Total		7	8	21	36

U 22 dětí byly shodné výsledky většího zatížení jedné dolní končetiny ve stoji mezi klinickým vyšetřením a přístrojovým vyšetřením systémem „Balance Master“, což tvoří 61,1% všech zanesených hodnot. U 14 dětí klinické vyšetření větší zátěže DK ve stoji neodpovídalo výsledkům přístrojového vyšetření zátěže DKK ve stoji s extendovanými

koleny. Jako nejčastější se u obou způsobů vyšetření ukázalo větší zatížení PDK a to v 16 případech.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,347	0,070
Contingency Coefficient	0,441	0,070
Pearson Chi-Square	8,668(a)	0,070
Likelihood Ratio	8,713	0,069

Statisticky se prokázala na 10% hladině významnosti závislost mezi vyšetřením zatížení DKK klinicky a pomocí systému „Balance Master“.

Stoj s 0° fl. v kol. kl. „Balance Master“ * Stoj s 30° fl. v kol. kl. „Balance Master“

		B STOJ_30			Total
		0	1	2	
B_STOJ_0	0	4	1	2	7
	1	1	4	3	8
	2	1	3	17	21
Total		6	8	22	36

U 21 dětí bylo zjištěno větší zatížení stejné DK při stoji s extendovanými DKK a stoji s 30° flexí v kolenních kloubech pomocí systému „Balance Master“, což tvoří 58,3% všech vyšetření. Nejčastějším nálezem a to u 17 dětí bylo větší zatížení PDK při stoji s 0° i 30° flexí v kolenních kloubech. U 4 dětí byla zátěž v obou pozicích symetrická.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,466	0,004
Contingency Coefficient	0,550	0,004
Pearson Chi-Square	15,617(a)	0,004
Likelihood Ratio	13,317	0,010

Statisticky se prokázala na 5% hladině významnosti závislost mezi větším zatížením stejné DK ve stoji s 0° a 30° flexí v kolenních kloubech systémem „Balance Master“.

Stoj s 0° fl. v kol. kl. „Balance Master“ * Stoj s 60° fl. v kol. kl. „Balance Master“

	B STOJ 60			Total	
	0	1	2		
B_STOJ_0	0	1	2	4	7
	1	2	2	4	8
	2		4	17	21
Total		3	8	25	36

U 19 dětí bylo zjištěno větší zatížení stejné DK při stoji s extendovanými DKK a stoji s 60° flexí v kolenních kloubech pomocí systému „Balance Master“, což tvoří 52,8% všech vyšetření. Nejčastějším nálezem a to stejně jako u předchozího statistického testu bylo u 17 dětí větší zatížení PDK při stoji s 0° i 60° flexí v kolenních kloubech. Pouze u 1 dítěte byla zátěž v obou pozicích symetrická.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,288	0,203
Contingency Coefficient	0,377	0,203
Pearson Chi-Square	5,953(a)	0,203
Likelihood Ratio	6,741	0,150

Závislost mezi větším zatížením stejné DK ve stoji s 0° a 60° flexí v kolenních kloubech systémem „Balance Master“ se neprokázala.

Stoj s 0° fl. v kol. kl. „Balance Master“ * Stoj s 90° fl. v kol. kl. „Balance Master“

	B stoj 90			Total	
	0	1	2		
B_STOJ_0	0	1	2	4	7
	1	2	2	4	8
	2	2	4	15	21
Total		5	8	23	36

Pouze u 17 dětí bylo zjištěno větší zatížení stejné DK při stoji s extendovanými DKK a stoji s 90° flexí v kolenních kloubech pomocí systému „Balance Master“, což tvoří 47,2% všech vyšetření. Nejčastějším nálezem a to u 15 dětí bylo větší zatížení PDK při stoji s 0° i 90° flexí v kolenních kloubech. Pouze u 1 dítěte byla zátěž v obou pozicích symetrická.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,155	0,786
Contingency Coefficient	0,214	0,786
Pearson Chi-Square	1,728(a)	0,786
Likelihood Ratio	1,634	0,803

Závislost mezi větším zatížením stejné DK ve stoji s 0° a 90° flexí v kolenních kloubech systémem „Balance Master“ se neprokázala.

Stoj s 30° fl. v kol. kl. „Balance Master“ * Stoj s 60° fl. v kol. kl. „Balance Master“

	B STOJ 60			Total	
	0	1	2		
BSTOJ_30	0	2	1	3	6
	1	1	6	1	8
	2		1	21	22
Total		3	8	25	36

U 27 dětí bylo zjištěno větší zatížení stejné DK při stoji s 30° a stoji s 60° flexí v kolenních kloubech pomocí systému „Balance Master“, což tvoří 75% všech vyšetření. Nejčastějším nálezem a to u 21 dětí bylo větší zatížení PDK při stoji s 30° i 60° flexí v kolenních kloubech. U 2 dětí byla zátěž v obou pozicích symetrická.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,600	0,000
Contingency Coefficient	0,647	0,000
Pearson Chi-Square	25,910(a)	0,000
Likelihood Ratio	25,164	0,000

Statisticky se prokázala na 5% hladině významnosti závislost mezi větším zatížením stejné DK ve stoji s 30° a 60° flexí v kolenních kloubech systémem „Balance Master“.

Stoj s 30° fl. v kol. kl. „Balance Master“ * Stoj s 90° fl. v kol. kl. „Balance Master“

		B stoj 90			Total
		0	1	2	
BSTOJ_30	0	1	2	3	6
	1	1	6	1	8
	2	3		19	22
Total		5	8	23	36

U 25 dětí bylo zjištěno větší zatížení stejné DK při stoji s 30° a stoji s 90° flexí v kolenních kloubech pomocí systému „Balance Master“, což tvoří 69,4% všech vyšetření. Nejčastějším nálezem a to u 19 dětí bylo větší zatížení PDK při stoji s 30° i 90° flexí v kolenních kloubech. Pouze u 1 dítěte byla zátěž v obou pozicích symetrická.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,534	0,000
Contingency Coefficient	0,603	0,000
Pearson Chi-Square	20,523(a)	0,000
Likelihood Ratio	22,983	0,000

Statisticky se prokázala na 5% hladině významnosti závislost mezi větším zatížením stejné DK ve stoji s 30° a 90° flexí v kolenních kloubech systémem „Balance Master“.

Stoj s 60° fl. v kol. kl. „Balance Master“ * Stoj s 90° fl. v kol. kl. „Balance Master“

		B stoj 90			Total
		0	1	2	
BSTOJ60	0	2	1		3
	1	1	7		8
	2	2		23	25
Total		5	8	23	36

U 30 dětí bylo zjištěno větší zatížení stejné DK při stoji s 60° a stoji s 90° flexí v kolenních kloubech pomocí systému „Balance Master“, což tvoří 83,3% všech vyšetření. Nejčastějším nálezem a to u 23 dětí bylo větší zatížení PDK při stoji s 60° i 90° flexí v kolenních kloubech. U 2 dětí byla zátěž v obou pozicích symetrická.

	VALUE	ASYMP. SIG.
Cramer's V	0,725	0,000
Contingency Coefficient	0,716	0,000
Pearson Chi-Square	37,835(a)	0,000
Likelihood Ratio	40,629	0,000

Statisticky se prokázala na 5% hladině významnosti závislost mezi větším zatížením stejné DK ve stoji s 60° a 90° flexí v kolenních kloubech systémem „Balance Master“.

Pro větší přehlednost uvádím v následujících tabulkách statistickou závislost jednotlivých testů na sobě navzájem

Testy, u kterých byla prokázána statistická závislost mezi výskytem stejnostranně většího nálezu vyšetřovaného symptomu:

Test flexe trupu (obr.30)	Extenční test (obr.31)	5%
	Test náklonu (obr.32)	5%
Extenční test	Test náklonu	5%



Obr. 29



Obr. 30



Obr. 31



Obr. 32

Zatížení dolních končetin (klinicky) (obr.29)	Test náklonu	10%
Délka kroku na „Balance Master“	Délka kroku (klinicky)	5%
	Přestup bedýnky na „Balance Master“	10%
Stoj 0°fl. kolen. kl. „Balance Master“	Zatížení dolních končetin (klinicky)	10%
	Stoj 30°fl. kolen. kl. „Balance Master“	5%
Stoj 30°fl. kolen. kl. „Balance Master“	Stoj 60°fl. kolen. kl. „Balance Master“	5%
	Stoj 90°fl. kolen. kl. „Balance Master“	5%
Stoj 60°fl. kolen. kl. „Balance Master“	Stoj 90°fl. kolen. kl. „Balance Master“	5%

Ve třetím sloupečku je uvedeno, zda se závislost vyskytuje na 5% nebo 10% hladině významnosti, přičemž 5% hladina významnosti značí větší závislost než 10%.

Testy, u kterých nebyla prokázána statistická závislost mezi výskytem stejnostranně většího nálezu vyšetřovaného symptomu:

Zatížení dolních končetin (klinicky)	Test flexe trupu Extenční test Hypermobilita dolních končetin Rekurvace kolenních kloubů
Hypermobilita dolních končetin (obr.33)	Rekurvace kolenních kloubů (obr.34)
Délka kroku (klinicky)	Přestup bedýnky na „Balance Master“
Stoj 0°fl. kolen. kl. „Balance Master“	Stoj 60°fl. kolen. kl. „Balance Master“ Stoj 90°fl. kolen. kl. „Balance Master“



Obr. 33



Obr. 34

Dále jsme z fotodokumentace a videodokumentace odečetli a statisticky zpracovali testy mozečkových funkcí, které dokumentují zrání struktur mozečku. Zhodnotili jsme také korelaci mezi integrací AŠTR a některými výše uvedenými testy. Tyto výsledky jsou zajímavé, ale v této práci nejsou prezentované, neboť přesahují její rámec a mohly by být zpracovány v další samostatné práci.

14 DISKUSE

První část této práce se zabývá psychomotorickým vývojem dětí od narození po období před vstupem do školy, zpracovává termíny postura, posturální funkce, tělová asymetrie, lateralita a hodnotí pojmy optimální a vadné držení těla. Druhá část práce je zaměřena na testování motorických funkcí a dovedností čtyři a půl až šestiletých dětí a jeho statistické zpracování.

Psychomotorický vývoj v ranných obdobích života se děje na základě geneticky determinovaného programu prostřednictvím realizace svalových synergií uložených v mozku jako matrice. To vše probíhá v závislosti na optické orientaci a emoční potřebě dítěte. Z tohoto hlediska je pro celý náš život nejdůležitější období prvních šesti měsíců, kdy vznikají základní svalové souhry důležité pro optimální držení osového orgánu. Dalším zásadním mezníkem je věk kolem 16 měsíců, kdy je zdravé dítě schopno samostatné bipedální chůze, lokomoce typické pouze pro člověka. Ta se děje nejdříve o široké bázi, s množstvím asociovaných pohybů a s vysokou kadencí kroků. Teprve kolem pátého roku věku se chůze podobá chůzi dospělého člověka. Kolem třetího roku věku se v lokomoci objevuje běh, tj. letová fáze kroku. Ve čtyřech letech je dokončena zralost CNS pro hrubou motoriku a dítě je schopno zaujmout centrované postavení v kloubu, čímž jsou vytvořeny předpoklady k plné morfologické zralosti skeletu.

U námi vyšetřovaných dětí, tj. dětí předškolního věku, už není dynamika motorického vývoje tak výrazná, jako v předchozích obdobích. Hrubá motorika by měla být již zralá a pohybový vývoj se tak děje hlavně prostřednictvím adaptace řídicích struktur na růstovou akceleraci, probíhající právě v tomto období, a získáváním nových motorických a senzomotorických dovedností důležitých v běžném životě. K dosažení těchto dovedností je třeba zvýšená koordinační schopnost, svalová síla, správný „timing“ a změna vzorů kontroly. Zlepšuje se jemná motorika umožňující dynamický tripod úchop důležitý pro psaní. Postupně dozrávají mozečkové funkce, čímž se zdokonaluje rovnováha a dítě je schopno např. stání na jedné noze nebo chůze po rovné čáře. V této době je již jistá preference ruky. To vše se pokouší hodnotit právě projekt, v rámci kterého byla tato práce vytvořena.

Velice důležité a náročné jsou v této době i změny v psychosociální oblasti. Dítě se učí již určité samostatnosti a sociálním dovednostem v nových prostředích. Musí zvládnout

navštěvování školky, kde se učí být v dětském kolektivu, respektovat pedagoga a je bez přítomnosti rodičů. Velice důležitá je i příprava ke vstupu do školy.

Držení těla je velice diskutovaným pojmem, na který je spousta různých názorů a mezi nimiž se jen těžko hledá nějaký konsensus. Obecně platí, že držení těla u všech lidí má druhově specifické společné rysy, ale zároveň je vysoce individuální programovanou aktivitou. Je dáno posturálním programem a každý jedinec používá právě takový program, který má k dispozici. Zároveň je výsledkem procesu vývoje a je celoživotně kontinuálně ovlivňováno vnějšími i vnitřními faktory. Při jeho hodnocení je podstatné spíše držení těla při jednotlivých pohybových činnostech, než pouze při statickém stoji. Z poznatků, které jsme zpracovali, vyplývá, že pro hodnocení držení těla je vhodné použít vývojově-funkční hledisko. Z tohoto pohledu je pro správné držení těla zásadní vyvážená aktivita extenzorů páteře s hlubokými flexory krku a svalová souhra mezi bránicí, břišními svaly a pánevním dnem, tj. vstup příslušných svalů do optimální synergie, které stabilizují páteř pomocí nitrobřišního tlaku a umožňují optimální centraci intervertebrálních, kořenových i periferních kloubů. Toto držení umožňuje plnit optimální posturální a motorické funkce v rámci adaptace na vlivy zevního i vnitřního prostředí. Pro vznik takto definovaného správného držení těla je zásadní optimální průběh posturální ontogeneze v ranném věku dítěte.

Ačkoliv jsme testovali převážně motorické funkce dětí předškolního věku, i to vyžadovalo jejich jisté psychosociální dovednosti. Pro vyšetření bylo nutné, aby s námi dítě spolupracovalo, komunikovalo, chápalo a bylo ochotno samostatně plnit požadované úkoly a dokázalo se na danou činnost soustředit. Z toho vyplývá, že vlastně nešlo pouze o jeho motorické schopnosti, ale i o schopnosti duševní a společenské. Úroveň těchto dovedností nebyla u všech dětí stejná. Nedá se říci, že spolupráce s nejstaršími, už šestiletými, dětmi by byla výrazně lepší než s dětmi mladšími pěti let. Záleželo individuálně na každém dítěti jednotlivě, na jeho povaze a na jeho výchově rodiči. U žádného z 36 vyšetřovaných dětí nedošlo k situaci, že by testování nemohlo být provedeno, protože by dítě nebylo schopno nebo ochotno spolupracovat. S většinou dětí byla spolupráce velice dobrá a pouze u malé části z nich se vyšetřování komplikovalo pro jejich hyperaktivitu, větší bázlivost nebo nedostatečné soustředění.

Pro potvrzení eventuelně vyvrácení hypotézy, kdy jsme předpokládali, že při větší zátěži jedné dolní končetiny ve stoji bude při testování na opačné straně těla horší hluboká stabilizace páteře a stabilizace lopatky, jsme vzájemně porovnávali výsledky několika klinických testů. Posuzovali jsme závislosti mezi zatížením dolních končetin, testem flexe

trupu, kde jsme sledovali laterální pohyb nepravých žeber a konvexní vyklenutí laterální skupiny břišních svalů, extenčním testem, kde jsme sledovali bulging dolní části boční skupiny břišních svalů a zvýšenou aktivitu paravertebrálních svalů, a testem náklonu, u kterého jsme sledovali stabilizaci lopatky.

Statistickou analýzou se neprokázala závislost mezi větší zátěží jedné dolní končetiny, větší prominencí žeber a větším bulgingem na stejné straně. Nález koreluje pouze v 38%, respektive 33%, případů. Závislost se statisticky prokázala pouze u stejnostranné větší zátěže a horší stabilizace lopatky, ale i to tvoří pouhých 28% výsledků.

Naopak pro naši hypotézu svědčí 56% korelace mezi zátěží jedné dolní končetiny a většího nálezu prominence žeber kontralaterálně. Ještě o něco větší 61% je provázanost mezi zátěží jedné dolní končetiny a větším nálezem bulgingu kontralaterálně. Korelace větší zátěže s kontralaterální horší stabilizací lopatky je dokonce 67%.

Nejčastějším nálezem u více než poloviny dětí bylo větší zatížení pravé dolní končetiny s výraznějším nálezem prominence žeber, bulgingu a horší stabilizací lopatky na levé polovině těla.

Přibližně dvě třetiny dětí klinicky zatěžovalo více pravou dolní končetinu než levou, což svědčí pro v naší populaci většinovou dominanci levé mozkové hemisféry.

Statisticky se prokázala závislost mezi výraznějším laterálním pohybem žeber, větším bulgingem a horší stabilizací lopatky na stejné straně těla, která byla nalezena u 81%, respektive 86%, vyšetřovaných dětí. U přibližně 70% z těchto dětí byl větší nález levostranný.

Vzájemná funkční závislost mezi stabilizací lopatky a hlubokou stabilizací páteře na stejné straně je jednoznačně větší než jejich závislost na větším zatížení opačné dolní končetiny ve stoji, i když i ta je více jak 50%, tedy rozhodně ne zanedbatelná. Tyto výsledky potvrzují naši hypotézu a ukazují tak funkční provázanost mezi dolními fixátory lopatky, stejnostranným břišním svalstvem zajišťujícím hlubokou stabilizaci páteře a jejich vazbou na větší zatížení opačné dolní končetiny ve stoji (obr. 29, 30, 31, 32).

Dále jsme klinicky vzájemně porovnávali rozdílné zatížení dolních končetin ve stoji, stranově asymetrickou hypermobilitu kolenních a hlezenních kloubů a stranově rozdílný nález rekurvace kolenních kloubů ve stoji. Statistická závislost zde nebyla prokázána ani v jednom případě.

Největší korelace byla zaznamenána mezi stejnostrannou větší zátěží dolní končetiny a stejnostranně větší hypermobilitou a to u 36% dětí.

U poloviny dětí nebyla hypermobilita přítomná vůbec.

Větší zatížení jedné dolní končetiny se stejnostrannou nebo kontralaterální výraznější rekurvací kolenního kloubu se objevilo v zanedbatelném počtu případů. Tento nízký počet je dán tím, že u 72% dětí se rekurvace kolenních kloubů vůbec nevyskytovala.

Při porovnávání stranové asymetrie rekurvace kolen a hypermobility dolních končetin nebyla u třetiny dětí zaznamenána ani hypermobilita ani rekurvace.

Tříkrát častěji se objevila výraznější hypermobilita na levé dolní končetině než na pravé.

Z výše uvedeného vyplývá, že se nedá prokázat souvislost mezi asymetrickým nálezem zatížení dolních končetin, hypermobilitou dolních končetin a rekurvací kolenních kloubů. Buď se rekurvace a/nebo hypermobilita nevyskytují vůbec nebo se nevyskytují stranově asymetricky. Pokud se vyskytují, ať už symetricky nebo asymetricky, může dítě používat různé kompenzační mechanismy a nemusí se tak klinicky projevit v zatížení dolních končetin ve stoji. Tyto mechanismy jsou pravděpodobně individuální u každého dítěte. Při hypermobilitě dítě buď rekurvuje koleno stejné dolní končetiny nebo naopak je nuceno lépe stabilizuje kolenní kloub svalovou činností a rekurvace se neobjeví (obr. 33, 34).

Pomocí systému „Balance Master“ jsme objektivně vyhodnocovali asymetrii v délce kroků pravou a levou dolní končetinou a porovnávali ji s asymetrií délky kroků odečtenou z videozáznamu. Statisticky zpracovaná korelace mezi výsledky obou typů vyšetření se prokázala. Shodných výsledků obou vyšetření jsme dosáhli v 64% případů. Nejfrekventovanější a to ve 42% případů byl jak klinicky, tak přístrojově diagnostikovaný delší krok pravou dolní končetinou.

Statistickou analýzou se prokázalo, že je možné klinicky zhodnotit délku kroků s poměrně vysokou přesností.

Výsledky těchto dvou vyšetření, tj. délku kroku vyšetřenou klinicky i přístrojově, jsme dále porovnali s přístrojovým testem přestupu přes bedýnku o výšce 10cm. Ke statistickému srovnání jsme vybrali hodnotu celkového času přestupu přes bedýnku. Statisticky se prokázala závislost mezi delším krokem jednou dolní končetinou vyšetřeným na „Balance Master“ a delším časem přestupu bedýnky toutéž dolní končetinou, která byla v tomto případě přední neboli kročná. Test překročení bedýnky by se dal v rámci této studie použít pro podrobnější rozbor koordinačních a balančních schopností dětí.

Porovnání výsledků klinického a přístrojového vyšetření jsme prováděli také u stoje s extendovanými kolenními klouby. Mezi testy se prokázala závislost a výsledky korelovaly v 58% případů. U poloviny dětí bylo jak na „Balance master“, tak klinicky větší zatížení pravé dolní končetiny. Korelace výsledků vyšetření zde není tak vysoká jako u délky kroků, ale je třeba vzít v úvahu obtížnější klinické zhodnocení zátěže ve stoji i to, že děti často

měnily zatížení končetin a nedokázaly delší dobu stát na místě. K objektivnímu zhodnocení asymetrické zátěže by bylo optimální provést u každého dítěte několik měření na „Balance Master“ a poté je statisticky analyzovat.

Posledními porovnávanými testy byla vyšetření stoje na „Balance Master“ s různě velkou flexí v kolenních kloubech. Z těchto testů vyplynulo, že statistická závislost stoje s extendovanými končetinami je pouze na stoji s flexí 30° a to u 58% dětí. Naopak až u téměř 75% dětí byla výrazná závislost mezi stojem s 30° a 60°, respektive 90°, flexí kolenních kloubů. Vůbec největší závislost se ukázala mezi stojem s flexí 60° a 90°, která se vyskytovala v 83% případů. Tato korelace podporuje Vélého tvrzení, že na stoji s extendovanými dolními končetinami participují nejvíce kostěné a vazivové struktury a naopak při stoji s flektovanými kolenními klouby se mnohem výrazněji uplatňuje svalová aktivita. Proto se zatížení končetin výrazněji liší ve stoji s extendovanými koleny od stoje s pokrčenými koleny, kde se více uplatňují ve funkci svaly. Naopak různá velikost flexe v kolenních kloubech už tak výrazný vliv na změnu zatížení dolních končetin nemá. Ze statistického srovnání vyplynulo, že je pouze minimální rozdíl v zatížení mezi stojem s 60° a 90° flexí kolen.

Častěji děti zatěžovaly více pravou dolní končetinu a tento počet se zvyšoval s rostoucí flexí v kolenních kloubech, což opět svědčí pro většinovou dominanci levé hemisféry mozku v naší populaci. Při 0° flexi to bylo u 58% dětí, při 30° flexi u 64% dětí a při flexi 60° a 90° to bylo až u 69% dětí.

Rozdíl v zatížení dolních končetin větší než 10% tělesné hmotnosti, tj. patologický, byl u 42% dětí při extendovaných dolních končetinách a u 53% dětí při flektovaných kolenních kloubech, přičemž u jednotlivých dětí tyto nálezy ne vždy korelovaly.

U 2 dětí, tj. 6%, byla asymetrie zatížení při 0° flexe v kolenních kloubech velice výrazná - až 40% rozdíl.

U 3 dětí, tj. 8%, se ve stoji s flektovanými koleny oproti stoji s extendovanými koleny stranově změnilo zatížení dolních končetin.

Všechna vyšetření na „Balance Master“ děti zvládly po krátké instruktáži bez výraznějších problémů a testování nebylo ani časově náročné. Právě časová nenáročnost, možnost vizuálního zobrazení testu na monitoru jako návodu na provedení, velké množství získaných a ihned zpracovaných dat a absolutní neinvazivnost rozhodně patří mezi výhody tohoto vyšetření. Každý test byl prováděn třikrát a výsledné hodnoty automaticky zprůměrnovány. To je zejména u vyšetřování takto malých dětí, které se ještě nedokážou příliš dlouho soustředit, někdy nechápou úplně přesně dané pokyny a v cizím prostředí je

každé z nich alespoň mírně stresované, výhodné pro validitu prováděných vyšetření. Získané výsledky, již v přístroji statisticky a graficky zpracované, by mohly mít pro potřeby naší studie poměrně velkou informační výtěžnost a to při objektivizaci rozboru chůze, zatížení končetin při stožení s různým postavením v kolenních kloubech i hodnocení koordinačních a balančních schopností vyšetřovaných dětí. Jedinou nevýhodou je, že pro tuto věkovou kategorii neexistují v systému „Balance Master“ populační normy, se kterými bychom mohli naměřené hodnoty srovnávat. Bylo by tedy třeba vyšetřit velké množství dětí, ze kterých by byla vytvořena kontrolní skupina, s níž by byly výsledky porovnávány a podle toho hodnoceny.

Při interpretaci výsledků vyšetření a to hlavně klinických testů je velice důležité brát v úvahu, že jsme pracovaly s malými dětmi předškolního věku. Jak již bylo výše uvedeno validita získaných výsledků některých testů může být snížena např. nesoustředěností nebo strachem dětí z nemocničního prostředí, zdravotníků nebo požadovaných úkolů. Proto by bylo vhodné pokusit se tato klinická vyšetření, pokud možno, přístrojově objektivizovat. Dalším faktorem, který je třeba brát v úvahu při hodnocení výsledků, a který nedovoluje jejich zobecnění, je příliš malý počet vyšetřovaných dětí.

15 ZÁVĚR

Tato práce byla vytvořena v rámci výzkumného projektu Kliniky rehabilitace 2.LF UK v Motole zkoumajícího dynamiku motorického vývoje dětí od narození do období před začátkem školní docházky.

V úvodní teoretické části jsem se zabývala nejdůležitějšími mezníky psychomotorického vývoje dětí do šesti let a pojmy optimálního a vadného držení těla, tělové asymetrie a laterality, zatížení dolních končetin a s tím související posturální stabilitou a stabilitou stoje.

Následující část zahrnovala způsob a výsledky vyšetření dětí spolu s jejich zpracováním. Během jednoho roku jsme vyšetřili 36 dětí ve věku čtyři a půl až šest let. K vyšetření jsme použili speciálně pro tuto studii vytvořený set testů, který byl doplněn vyšetřením pomocí systému „Balance Master“. Výsledky jsme zdokumentovali a statisticky zpracovali.

Konkrétně jsme hodnotili asymetrii zatížení dolních končetin ve stoji a zda s ní souvisí stranové asymetrie nálezů při testování hluboké stabilizace páteře a stabilizace lopatky. Tato souvislost se statisticky prokázala. Dále jsme se pokusili objektivizovat klinické vyšetření rozdílného zatížení dolních končetin a rozdílnou délku kroků pravou a levou dolní končetinou pomocí systému „Balance Master“. I zde se potvrdila korelace mezi klinickým a přístrojovým vyšetřením. Statisticky se prokázala i souvislost nálezů rozdílného zatížení končetin ve stoji s různou velikostí flexe kolenních kloubů. Naopak neprokázala se závislost mezi větším zatížením jedné dolní končetiny ve stoji, jednostranně výraznější rekurvaci kolenního kloubu a stranově rozdílnou hypermobilitou dolních končetin.

Výsledky přístrojového vyšetření systémem „Balance Master“ ukazují, že by mohl být v rámci této studie dále využit k objektivizaci některých klinických vyšetření i k samostatnému zhodnocení určitých motorických funkcí.

16 SOUHRN

Cílem této práce, která byla vytvořena v rámci projektu „Posturální funkce v ranném věku dítěte jako indikátor poruch neuromuskulárního vývoje, morfologických a funkčních změn pohybového aparátu v dospělosti“, bylo posoudit souvislost mezi asymetrií zatížení dolních končetin ve stoji a stranovou asymetrií nálezu při testování hlubokého stabilizačního systému páteře a posturální stabilizace pletence ramenního. Dále jsme se pokusili objektivizovat klinické vyšetření rozdílného zatížení dolních končetin a rozdílnou délku kroků při chůzi pomocí systému „Balance Master“ a zhodnotit možnosti využití systému „Balance master“ v rámci výše zmíněné studie.

V úvodní teoretické části jsem zpracovala psychomotorický vývoj dítěte do 6 let a pojmy optimální a vadné držení těla, tělová asymetrie a lateralita, zatížení dolních končetin a s tím související termíny posturální stabilita a stabilita stoje.

Následující praktická část obsahuje podrobný metodický postup vyšetření, zdokumentování a statistického zpracování výsledků testů. Během vyšetřování, které probíhalo v období od dubna 2006 do února 2007, jsme otestovali 36 dětí ve věku 4,5 až 6 let. Jednalo se o v pořadí šesté vyšetření těchto dětí situované do období, kdy by již měla být zralá hrubá motorika. Hodnotili jsme vždy asymetrii nálezu u jednotlivých klinických testů a přístrojových testů na „Balance Master“, které jsme následně statisticky zpracovali.

Potvrdila se hypotéza o závislosti většího zatížení jedné dolní končetiny a kontralaterálního výraznějšího nálezu insuficience u testů hlubokého stabilizačního systému páteře a posturální stabilizace pletence ramenního, která se vyskytovala u více než 50% dětí. Naopak se neprokázala závislost mezi větším stejnostranným zatížením jedné dolní končetiny a výraznějším nálezem insuficience u testů hlubokého stabilizačního systému páteře a posturální stabilizace pletence ramenního. Při objektivizaci klinického vyšetření rozdílného zatížení dolních končetin a rozdílné délky kroků při chůzi pomocí systému „Balance Master“ se statisticky prokázala závislost klinických testů a přístrojového vyšetření. Potvrdila se i možnost využít systém „Balance Master“ pro objektivizaci některých klinických vyšetření a k hodnocení motorických funkcí dětí předškolního věku.

17 SUMMARY

The aim of this study, which has been created in the frame of „Postural functions in infancy as an indicator of neuromuscular development disorders, morphological and functional changes of the motor apparatus in maturity”, was to assess the asymmetry of weight bearing in stance and if these findings were related to the side asymmetry, which manifested during testing of deep stabilisation of spine and stabilisation of scapula. After this we attempted to objectify the clinical investigation of uneven weight bearing and uneven length of steps made by right and left legs examined on „Balance master“ and also to assess possibilities of usage of ‘Balance Master’ for testing motor functions of preschool aged children.

In the introductory theoretical part, I was concerned with the defining moments of psychomotor development of children up to the age of 6 and I also contemplated the notions of optimal and deficient posture, body asymmetry, weight bearing, and its related postural stability and stability of stance.

The following part of the study contains a detailed methodical technique of clinical investigation, evidence and statistics analyse of the results of the tests. During the investigation, which has been done during the period of April 2006 – February 2007, we have tested 36 children in the age of 4,5 – 6 years. This was their 6th investigation in time when the motor functions have been know already. We have assessed asymetry of the symptoms in clinical tests and in tests of „Balance Master“. The results were statical analysed.

The hypotesis of the bigger weight bearing of one leg in stance and currently bigger insuficition testing of deep stabilisation of spine and stabilisation of scapula contralateral was confirmed. These symptoms were found in more than 50% of the children. There wasn’t found any relation within bigger weight bearing of one leg in stance and currently bigger insuficition testing of deep stabilisation of spine and stabilisation of scapula on the same side of body. We attempted to objectify the clinical investigation of uneven weight bearing and uneven length of steps made by right and left legs examined on „Balance master“. A correlation between the clinical and apparatus examinations was proved. The results obtained from ‘Balance Master’ show that this apparatus might have also been used to objectify some clinical examinations and also to assess some motor functions of preschool aged children.

18 REFERENČNÍ SEZNAM

- Bairstow, P. J., Lazslo, J. I. (1981). Kinaesthetic sensitivity to passive movements in children and adults, its relationship to motor development and motor kontrol. *Development Medicine and Child Neurology* 23, 606-616
- Bertoti, D. (2004). *Functional neurorehabilitation through the life span*. Philadelphia: F. A. Davis Copany
- Brügger, A. (1993). Kineziologické aspekty omezení funkce při pohybu a držení těla. *Rehabilitácia*, 26 (3), 136-144
- Burns, Y. R. (1992). *Physiotherapy Assessment for Infants and Zouny Children*. Brisbane: Copy Right Publishing
- Burns, Y. R., Ensbey, R. M., Norrie, M. A. (1989). The neuro-sensory motor developmental assessment Part 1: Development and administration of the test. *Australian Journal of Physiotherapy* 35 (3), 141-149
- Burns, Y. R., Mac Donald, J. (1996). *Physiotherapy and the growing child*. London: WB Saunders Company
- Crisco, JJ., Panjabi, MM. (1991). The intersegmental and multisegmental muscles of the spine: a biomechanical model comparing lateral stabilizing potential. *Spine*, 7, 76-86
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada
- Denka, M. B. (1974). Development of motor coordination in normal children. *Development Medicine and Child Neurology* 16, 729-741
- Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum
- Dungl, P. a kol. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada (Avicenum)
- Dvořák, R., Vařeka, I. (2000). Několik poznámek k názorům na držení těla. *Fyzioterapie*, (3), 1-12
- Gillberg, I. C., Gillberg, C. (1989). Children with praeschool minor neurodevelopmental disorders. Behaviour and schoul achievement at age 13. *Development Medicine and Child Neurology* 31, 3-13
- Hrbek, J. (1982). *Neurologie 3. Obecná syndromologie. Topická diagnostika*. Praha: Avicenum

<http://www.onbalance.com/neurocom/products/BalanceMaster.aspx>

Janda, V. (1982). *Základy kliniky funkčních neparetických hybných poruch*. Brno: IDVPZ

Kapanji, I. A. (1995). *The Physiology of the Joints*. Singapore: Longman Singapore Publisher (Pte) Ltd.

Kolář, P. (1996). Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3 (4), 152-156

Kolář, P. (1998). Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 5 (4), 142-147

Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (4), 152-164

Kolář, P. (2002). Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatric pro praxi* (3), 106-109

Kolář, P. (2005). Vývojová kineziologie. In Kraus, J. a kol. (Ed.). *Dětská mozková obrna*. (pp. 93-107). Praha: Grada Publishing

Kolář, P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 13 (4), 155-170

Kolektiv autorů (2000). *Objective Quantification of balance & mobility*. - manuál k přístroji „Balance Master“ Neurocom^RInternational, Inc. • Clackamas, OR

Kováčiková, V. (2005). Základ skoliózy v motorické ontogenezi. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 12 (3), 134-137

Kučera, M., Kovář, P. (1996). Význam zvládnutí letové fáze kroku pro výběr pohybové stimulace dítěte. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3 (4), 145-147

Lewit, K. (1978). Statika páteře se zatížením obou dolních končetin, pravé a levé dolní končetiny v rentgenovém obraze. *Acta Chir orthop Traum čech*, 45 (4), 316-320

Lewit, K. (1998). Některá zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivačních svalových vzorců na základě vývojové neurologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 5 (4), 148-151

Lewit, K. (2000). Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 7 (3), 99-101

Lewit, K. (2001). Rehabilitace u bolestivých poruch pohybové soustavy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (1), 4-17

- Lomníček, M. (1973). *Idiopatická skolióza*. Praha: Avicenum
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing systém of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J. Spinal Disorders*, (5), 383-389
- Pavlů, D. (2000). Co je to skutečně „Brüggerův sed“. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 7 (4), 166-169
- Pribram, K. H. (1971). *Languages of the brain*. Englewood Cliffs: Prentice – Hall inc.
- Riach, C., L., Sterkes, J. L. (1993). Stability limits of quiet standing postural kontrol in in children and adults. *Gait and Posture*, 1, 105-111
- Rychlíková, E. (2004). *Manuální medicína*. Praha: Maxdorf
- Růžička, E., Ambler, Z. (2004). Mozeček. In Ambler, Z., Bednařík, J., Růžička, E. a kol. (Ed.). *Klinická neurologie* (pp. 143-161). Praha: Triton
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., Labbelle, H. (1997). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait and Posture*, 12, 34-45
- Tošnerová, V., Vaňásková E., Petrová K. (1996). Asymetrie těla. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 3 (1), 11-15
- Vařeka, I. (2000). Principy vývojové kineziologie ve Vojtově metodě reflexní lokomoce. *Fyzioterapie*, (3), 1-7
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (2), 92-98
- Vařeka, I., Dvořák, R. (1998). Biomechanické principy ve vývojové kineziologii. *Abstrakta VII. konference České společnosti pro biomechaniku „Biomechanika člověka '98“*. Praha: UK, FTVS, 84-85
- Vařeka, I., Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 6 (3), 84-85
- Véle, F. (1994). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: UK, FTVS
- Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada (Avicenum)
- Véle, F., Čumpelík, J., Pavlů, D. (2001). Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8 (3), 103-105
- Vojta, V. (1993). *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada (Avicenum)
- Vojta, V. (1997). Vyjadřovací schopnost vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4 (1), 7-10
- Vojta, V., Peters, A. (1995). *Vojtův princip*. Praha: Grada (Avicenum)
- Zouňková, I. (1997). K některým problémům asymetrického držení. *Eurorehab*, 3-4, 111-114