Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

# ÚHEL FEMORÁLNÍ ANTEVERZE VE VZTAHU K POSTURÁLNÍM FUNKCÍM

## OBJEKTIVIZACE POMOCÍ ULTRASONOGRAFIE

Diplomová práce

Autor: Eva Dymešová, obor fyzioterapie

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

Praha 2007

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Eva Dymešová

Název diplomové práce:

Úhel femorální anteverze ve vztahu k posturálním funkcím

Objektivizace pomocí ultrasonografie

Pracoviště: Klinika rehabilitace

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

Rok obhajoby diplomové práce: 2007

Abstrakt: Držení těla je podmíněno neporušeným vývojem posturálních funkcí. Zráním centrálního nervového systému se svaly automaticky zapojují do držení těla. Společně s posturální funkcí fázických svalů uzrává i morfologie skeletu. Cílem této práce je prokázat vliv svalové funkce na morfologii kyčelního kloubu – úhlu anteverze. Poukázat na provázanost klinických projevů zvýšeného úhlu anteverze. Výsledky klinického pozorování objektivizovat pomocí ultrasonografie kyčelního kloubu.

Klíčová slova: vývojová kineziologie, posturální funkce, držení těla, morfologická zralost skeletu, úhel femorální anteverze

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliografická identifikace v angličtině

Author´s first name and surname: Eva Dymešová, BA.

Title of the master thesis:

Femoral Neck Anteversion in Relation to Postural Functions

Comparison with the Ultrasound.

Department: Department of Physiotherapy

Supervisor: Dr. Robert Frei, Dr.Renata Ocmanova

The year of presentation: 2007

Abstract: The intact development of postural functions is the condition for the posture. The muscles are automatically integrated into the posture by maturing of the central nervous system. Together with the postural function of the phasic muscles the morphology of the skeleton matures too. The target of this work is to prove the influence of the muscles onto the morphology of the hip joint – femoral neck anteversion. Point to the cohesion of clinical symptoms of the bigger femoral neck anteversion. The results of the clinical survey compare with the ultrasound of the hip joint.

Keywords: developmental kinesiology, postural function, posture, morphological maturity of the skeleton, femoral neck anteversion

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

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

V Praze dne 27.dubna 2007 ……..

Poděkování autora

Děkuji MUDr. Robertovi Freiovi a MUDr.Renatě Ocmanové za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce a týmu kliniky rehabilitace za spolupráci při realizaci výzkumu. Dále děkuji Doc. Ing. Josefu Arltovi, CSc. a Ing. Markétě Arltové za pomoc při statistickém zpracování dat a výsledků diplomové práce. Děkuji také Bc. Pavle Mrkousové za vzájemnou spolupráci a podporu během vyšetřování a při zpracovávání diplomové práce. Též děkuji všem rodičům a jejich dětem za spolupráci a trpělivost při vyšetřování.

OBSAH

**1 ÚVOD ..... 1**

**2 CÍL PRÁCE ..... 10**

**3 HYPOTÉZA ..... 11**

**4 POSTURÁLNÍ FUNKCE ..... 12**

**4.1 VÝVOJOVÉ ASPEKTY DRŽENÍ TĚLA ..... 15**

4.1.1 Vývoj držení u CKP ..... 17

4.1.1.1 Asymetrický vývoj ..... 20

**5 DŮLEŽITÉ MEZNÍKY V POSTURÁLNÍ ONTOGENEZI, VZTAH K VÝVOJI KYČELNÍHO KLOUBU ..... 23**

**5.1 NOVOROZENECKÉ OBDOBÍ ..... 23**

5.1.1 Kyčelní kloub ..... 23

**5.2 POLOVINA PRVNÍHO TRIMENONU ..... 23**

5.2.1 Kyčelní kloub ..... 24

**5.3 KONEC PRVNÍHO TRIMENONU ..... 24**

5.3.1 Kyčelní kloub ..... 25

**5.4 POLOVINA DRUHÉHO TRIMENONU ..... 26**

5.4.1 Kyčelní kloub ..... 27

**5.5 KONEC DRUHÉHO TRIMENONU ..... 27**

5.5.1 Kyčelní kloub ..... 28

**5.6 POLOVINA TŘETÍHO TRIMENONU ..... 28**

5.6.1 Kyčelní kloub ..... 28

**5.7 ČTVRTÝ TRIMENON – VERTIKALIZACE ..... 28**

**6 VLIV SVALOVÉ FUNKCE NA MORFOLOGII SKELETU ..... 30**

**7 KYČELNÍ KLOUB A VÝVOJOVÁ KINEZIOLOGIE ..... 31**

**8 ÚHEL FEMORÁLNÍ ANTEVERZE ..... 34**

**8.1 VÝVOJ ÚHLU FEMORÁLNÍ ANTEVERZE ..... 34**

**8.2 KLINICKÁ VYŠETŘENÍ ..... 36**

8.2.1 Klinický význam velikosti úhlu anteverze ..... 37

**8.3 ZOBRAZOVACÍ METODY ..... 38**

**9 PROJEKT „POSTURÁLNÍ FUNKCE V RANNÉM VĚKU DÍTĚTE JAKO INDIKÁTOR PORUCH NEUROMUSKULÁRNÍHO VÝVOJE, MORFOLOGICKÝCH A FUNKČNÍCH ZMĚN POHYBOVÉHO APARÁTU V DOSPĚLOSTI“ ..... 41**

**10 KLINICKÁ POZOROVÁNÍ ..... 43**

**10.1 METODIKA VYŠETŘENÍ ..... 44**

10.1.1 Klinická vyšetření v rámci projektu „Posturální funkce v raném věku dítěte jako indikátor poruch neuromuskulárního vývoje, morfologických a funkčních změn pohybového aparátu v dospělosti“ ..... 45

10.1.2 Klinická vyšetření pro posouzení vztahu úhlu femorální anteverze k posturálním funkcím ..... 45

10.1.2.1 Vyšetření postury ..... 46

10.1.2.2 Vyšetření chůze ..... 47

10.1.2.3 Funkční vyšetření stabilizace páteře ..... 47

10.1.2.4 Vyšetření velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu ..... 50

10.1.2.5 Test Collisové ..... 50

10.1.3 Metodika ultrasonografie ..... 51

**11 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ VYŠETŘENÍ VZHLEDEM K VELIKOSTI ÚHLU FEMORÁLNÍ ANTEVERZE ..... 53**

**12 DISKUSE ..... 77**

**13 ZÁVĚR ..... 82**

**14 SOUHRN ..... 83**

**15 SUMMARY ..... 84**

**16 REFERENČNÍ SEZNAM ..... 85**

**17 SEZNAM ZKRATEK ..... 89**

# 1 ÚVOD

Držení těla a společně s ním morfologická zralost skeletu je podmíněna neporušeným vývojem posturálních funkcí. Při pohledu na držení osového orgánu, hlavu, trup a pánev dítěte či dospělého člověka a na způsob jeho pohybu jsme schopni určit, z jakého vývojového období si nese každý jedinec jisté nedostatky. Podle toho jsme schopni určit i výsledné držení těla včetně postavení aker dolních i horních končetin (Kováčiková, 2007, osobní sdělení). Vzhledem k tomu, že morfologická zralost skeletu je vázána na vývoj posturální funkce fázických svalů, které jsou do držení těla zapojovány zráním centrálního nervového systému, je možné dle zákonitostí vývojové kineziologie odečíst zralost anatomických struktur v jednotlivých etážích.

Morfologická zralost v oblasti horního konce femuru, úhel femorální anteverze, patří k jedné z nich. Anteverzení postavení v kyčelních kloubech podmiňuje valgózní postavení v kolenních kloubech a planovalgozitu nohou. Abnormální velikost úhlu anteverze krčku femuru je rizikovým faktorem vzniku řady obtíží jako je vznik osteoartrózy kyčelního a kolenního kloubu a má též vliv na stabilitu kyčelního kloubu (Cibulka, 2004).

Poruchy posturálních funkcí patří v současné době k velmi častým nálezům. Příčiny je možno hledat již v kojeneckém věku. Mnoho dětí neprojde všemi motorickými vývojovými stupni a tím vzniká předpoklad pro nedostatečné vzpřímení páteře. Tato skutečnost je pak rozhodující při držení těla ve vertikále. Za stěžejní období můžeme označit 6 týdnů, 3,5 měsíce a 6 měsíců (Kolář, 2002). Pro vývoj kyčelního kloubu je dále důležité období 7,5 měsíce a vertikalizace. Včasné zahájení a důsledné provádění terapie reflexní lokomocí v kojeneckém věku hraje v ovlivnění posturálních odchylek ve vývoji motoriky velkou roli. Profesor Vojta uvádí, že včasné zahájení terapie má v ranném období mnohem větší efekt než v době, kdy je již porucha fixována. Přetrvávající asymetrie držení těla v ranných fázích vývoje je základem jak pro vznik asymetrického nálezu držení těla, tak morfologické zralosti skeletu.

Špatná kvalita držení těla může dále přinést dříve nebo později vertebrogenní obtíže. Roční prevalence bolestí zad je vysoká, u populace v produktivním věku

činí 30 až 40%, přičemž u 5 až 10% osob jsou příčinou pracovní neschopnosti a stejný počet osob má potíže chronické (Kolář, 2006).

Cílem této práce je prokázat vliv svalové funkce na morfologii kyčelního kloubu – úhlu anteverze , poukázat na provázanost klinických projevů zvýšeného úhlu anteverze a klinický obraz objektivizovat pomocí ultrasonografie.

Obecná část diplomové práce je psána formou rešerše. Speciální část vychází z projektu kliniky rehabilitace FN Motol „Posturální funkce v raném věku dítěte jako indikátor poruch neuromuskulárního vývoje, morfologických a funkčních změn pohybového aparátu v dospělosti“. Projekt je zaměřen na ranou identifikaci a následnou terapii jak vážných odchylek (pacienti s dětskou mozkovou obrnou), tak lehčích forem poškození řídící funkce centrální nervové soustavy. Při sestavování projektu bylo využito empirických poznatků i dlouhodobých studií zabývajících se problematikou dětské mozkové obrny jako nejtěžší formy poškození řídící funkce centrální nervové soustavy na vývoj hybného aparátu i výsledků pilotní studie pracovní skupiny FN Motol z let 2000 – 2004.

# 2 CÍL PRÁCE

Cílem této práce je:

- Poukázat na vývojové aspekty držení těla
- Stanovit důležité mezníky v posturální ontogenezi, které mají vztah k vývoji kyčelního kloubu
- Potvrdit na velikosti femorální anteverze, že posturální vývoj fázických svalů podmiňuje morfologickou zralost skeletu
- Zhodnocení výsledků studie
- Zaujetí postoje ke stanovené hypotéze

# 3 HYPOTÉZA

Předpokládáme, že na straně zvýšeného úhlu femorální anteverze bude v porovnání s druhou stranou ve větší míře přítomno:

- Konvexní vyklenutí laterální skupiny břišních svalů a laterální pohyb žeber při testu flexe trupu
- Konvexní vyklenutí dolních porcí laterální skupiny břišních svalů a výrazná aktivita paravertebrálního svalstva při extenčním testu
- Poruchu stabilizační funkce svalů lopatky při testu náklonu
- Ventrální sklopení pánve při testu dle Collisové
- Větší vnitřní rotace v kyčelním kloubu v poloze vleže na břiše
- Vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu ve stoji a chůzi
- Vtáčení špičky dovnitř při chůzi
- Velikost úhlu femorální anteverze změřená ultrasonograficky bude stranově korelovat s klinickými projevy

# 4 POSTURÁLNÍ FUNKCE

Pojem posturální funkce v sobě zahrnuje jak zaujatou polohu těla i jeho částí v klidu, tak stálé udržování polohy těla v prostoru při měnících se podmínkách prostředí a všech motorických aktivitách (Véle, 1994). Označuje tedy průběžný, dynamicky probíhající aktivní proces. Vystihuje ji výrok Magnuse: "postura provází pohyb jako stín", tedy postura je nejen na začátku a konci jakéhokoliv pohybu, ale je i jeho součástí (Vařeka, 2000). Postura je zajištěna svalovou aktivitou, která je řízena centrálním nervovým systémem. Řídící funkce musí přitom respektovat anatomické struktury a biomechanické principy. Při vyšetřování pohybového aparátu je nutné vždy nejprve hodnotit posturální funkce, na které mohou navazovat funkce speciální volní motoriky (Véle, 1994).

Stanovením pojmu správné držení těla se zabývalo mnoho autorů, jejichž pohledy jsou mnohdy velmi rozdílné. Existuje několik měřítek, nejčastější jsou hlediska mechanická, ekonomická, vývojová nebo estetická. Velkou roli hrají též faktory psychické.

Kineziologie chápe celkové držení těla jako momentální výslednici vzájemného uspořádání jednotlivých částí tělesného schématu. Jakákoliv změna v jednom pohybovém segmentu zákonitě determinuje celý řetězec dalších změn (Krobot, 1998).

Dle zákonů mechaniky je rozhodující orientace podle vertikální osy, kde se při hodnocení využívá olovnice. Jaroš a Lomíček definují správné držení takto: olovnice spuštěná ze záhlaví probíhá vrcholem hrudní kyfózy, dále intergluteální rýhou a spadá mezi patní kosti. Od olovnice je nejhlubší místo krční lordózy vzdáleno 2 cm, od bederní lordózy maximálně 3 cm. Celá břišní stěna je za frontální rovinou, proloženou mečíkem. Nesplňuje-li postava tyto parametry, je držení považováno za vadné (Dvořák, Vařeka, 2000).

Podobně hodnotí správné držení i Rychlíková: dolní končetiny jsou nataženy v kolenních a kyčelních kloubech, těžiště je nad spojnicí středů obou kyčelních kloubů, přítomna je plynulá křivka páteře, hlava je vzpřímená. Olovnice spuštěná ze záhlaví se v předozadním směru promítá do osy páteře. Olovnice spuštěná z processus mastoideus se promítá při pohledu z boku do těla sedmého krčního obratle, prochází torakolumbálním přechodem a dále směřuje cca 1 cm před kosti hlezenní (Rychlíková, 2004).

Také Janda stanovil podobné hodnocení, kdy těžnice spuštěná od přední stěny zevního zvukovodu probíhá středem ramenního kloubu, promítá se před hrudní páteř, v pánvi na střed či těsně za střed kyčelních kloubů a klesá k os naviculare. Janda toto hodnocení doplňuje charakteristikou vadného držení. Tím vylučuje možnou nevhodnou kompenzaci držení těla (hypermobilitu) a díky ní dosažení správných výsledků dle olovnice. Vadné držení charakterizuje takto: ve stoji se projevuje anteverzí pánve, zvětšenou bederní lordózou a hrudní kyfózou, odstávajícími lopatkami s protrakcí ramen, předsunutým držením hlavy, dolní končetiny jsou většinou v rekurvaci (Janda, 2001a).

Rash a Burke zastávají názor, že správné držení je z ekonomického pohledu takové, kdy při statické zátěži leží těžiště každého segmentu nad středem oblasti, která mu slouží jako opěrná báze (Dvořák, Vařeka, 2000).

Véle uvádí, že pohybový systém se snaží dosáhnout co největšího výkonu s co nejmenší spotřebou energie, i s možnými pozdními, z toho vyplývajícími následky pro funkci systému samého. Nejmenší spotřeba energie ve vzpřímeném stoji je při hyperextenzi kolen s anteverzí pánve a zvětšenou bederní lordózou, zvětšenou hrudní kyfózou s lehce předsunutým držením hlavy. Toto „chabé“ držení odlehčuje svaly, ale naopak více zatěžuje ligamentózní aparát. Naopak při „aktivním“ vzpřímeném stoji jsou více aktivovány svaly posturálního systému. Obrazem toho je postavení kolen v mírné semiflexi, zakřivení páteře jsou vyrovnanější, hlava není předsunuta. Při delší izometrické aktivitě posturálních svalů však dochází k jejich přetížení. Toto aktivní držení je příliš energeticky náročné a tudíž Véle doporučuje přecházet plynule z jednoho typu držení do druhého. Hlavní zásadou vzpřímeného držení je tedy jeho ekonomika při flexibilní stabilitě. Dále Véle uvádí, že nejmenší námaha nutná k udržení stoje vzniká tehdy, jestliže se váha těla promítá do středu oporné báze. Vadné držení těla se podle Véleho vyskytuje hlavně u jedinců, kde právě chybí tendence k variabilitě posturálních a pohybových obměn a dále u těch jedinců, kteří jsou nuceni k dlouhodobému zaujímání neměnné či opakovaně stejné polohy. Tyto poruchy jsou tudíž častější u osob s tendencí k pohybové pasivitě, nežli u osob pohybově aktivních (Véle, 1994).

Ekonomicko – mechanický výklad držení těla nabízí Brügger.

Brügger charakterizuje vzpřímené držení těla jako takové držení, při kterém páteř vytváří funkčně dva lordotické úseky:

1. torakolumbální protažení, které probíhá od os sacrum po Th5
2. cervikokraniální protažení, které probíhá od Th5 směrem kraniálním

Cílem je dosažení harmonického protažení v oblasti páteře, nikoli zvětšené bederní lordózy spojené s anteverzí pánve, což se projevuje „prohnutím v bedrech a povolením břišního svalstva“. Naopak na zaujetí vzpřímeného držení těla se dle Brüggera podílí v synergistické funkci celý komplex trupového svalstva, a to jak ventrální, tak dorzální muskulatury ve spolupráci s m. transversus abdominis. Nezastupitelnou roli v tomto systému zaujímá bránice. Tato synergistická činnost je předpokladem axiálně stabilizovaného trupu. Tato konstrukce dovoluje také optimální zátěž tělesného kmene při minimálním vynaložení sil.

Brügger stejně jako Véle nedoporučuje zaujímat určitou pozici po delší dobu, ale naopak doporučuje měnit pozice tak často, jak jenom lze (Pavlů, 2000).

Další pohled na správné držení má Lewit. Hovoří o koaktivační aktivitě „antagonistů“, tedy stabilizující kokontrakci agonistů a antagonistů, která zajišťuje vzpřímené držení i nejvhodnější centraci kloubů. Tato aktivita může být porušena, zpravidla abnormálním posturálním vývojem v prvním roce života. Jako další možnou příčinu uvádí Lewit poruchu v periferii (Lewit, 1998).

Též Krobot se přiklání k definování vadného držení těla spíše z ekonomického pohledu než normou a estetikou. Správné držení charakterizuje vektorově optimálně centrovaným postavením v kloubech s minimálními nároky na svalovou aktivitu (Krobot, 1998).

Na držení těla má veliký vliv též stav měkkých tkání. Za riziko je považována laxicita kůže a kloubů, která se klinicky projevuje hypermobilitou kloubní. Pod tímto pojmem rozumíme zvětšený rozsah kloubní pohyblivosti nad běžnou normu. Rozeznáváme několik typů:

Lokální patologická hypermobilita je výrazem kompenzačních mechanismů při omezení rozsahu pohybu v jiném segmentu nebo kloubu.

Hypermobilita (zvýšená pasivita) je příznakem některých neurologických onemocněních.

Konstitucionální hypermobilita má z hlediska funkčních poruch hybné soustavy největší význam a je nejčastější. Je charakterizována zvětšením kloubního rozsahu nad běžnou normu, spolu s celkovou lehkou svalovou hypotonií a vcelku nízkou svalovou sílou. Její etiologie není jasná, předpokládá se insuficience

mesenchymu, projevující se klinicky laxicitou ligament a nitrosvalového podpůrného stromatu.
Laxicita ligament má za následek zvětšení rozsahu kloubní pohyblivosti a hlavně kloubní instabilitu. Insuficience nitrosvalového stromatu se podílí na celkové svalové hypotonii se sníženou viskoelasticitou. Relativní nízká svalová síla vede k přetížení svalů, což se projeví vznikem bolestivých spoušťových bodů a úponových bolestí. Relativně častější je též výskyt bolestivých spoušťových bodů ve svalech (trigger points) podobně jako svalové bolesti z přetížení.
Konstitucionální hypermobilita je častější u žen a postihuje až 40% ženské populace. Je výraznější u mladých dívek, s postupujícím věkem se stává méně nápadnou, kolem 40 let věku zůstává stabilní a později se naopak zmenšuje.
Hypermobilita je téměř symetrická co do lateralizace, může být více vyjádřená na dolní nebo horní polovině těla. Častější je symptomatologie na horní polovině těla.
Jelikož děti mají obecně nižší tonus a jelikož neexistují normy kvality svalového tonu, je obtížné určení hranice mezi ideálním stavem a hypotonií až do puberty.
Diagnóza hypermobility není obtížná, i když hraniční případy většinou uniknou. Kůže bývá jemná s volným podkožím, takže lze snadno vytvořit kožní řasu. Pro určení rozsahu kloubní pohyblivosti slouží goniometrie (Janda, 2001b).

### *4.1 Vývojové aspekty držení těla*

Z vývojového hlediska, jak již název ukazuje, je držení těla výsledkem procesu vývoje. Vývoj motoriky probíhá již během intrauterinního života a dále pokračuje v určitém smyslu po celý život.
Pozorujeme změny od novorozeneckého držení, postupně přes automatické ovládání polohy, vzpřímení, bipedální lokomoci až ke stoji na jedné dolní končetině. Ve čtyřech letech věku je dokončena zralost centrálního nervového systému (dále jen CNS) pro hrubou motoriku. Tehdy jde o model maximálně vzpřímeného držení, které podmiňuje i optimální centraci velkých kloubů končetin (Dvořák, Vařeka, 2000).

Vývoj motoriky se uskutečňuje zráním CNS. Dítě se rodí s nezralým CNS. Ten disponuje globálními motorickými programy, které se realizují v průběhu

posturální ontogeneze. Při vývoji držení těla tak dochází k automatickému zapojení svalů, a to v závislosti na optické orientaci a emoční potřebě dítěte.

Tyto svalové synergie jsou podmínkou centrovaného postavení kloubů a morfologického vývoje skeletu, tedy formativně podmiňují vývoj anatomických struktur. Centrované postavení kloubů je takové, kdy je při dané poloze maximální rozložení tlaku na kloubních plochách a kloub je tak v daném úhlovém postavení optimálně připraven pro zatížení. Centrované postavení je zajištěno koaktivací, tedy rovnováhou mezi svaly s antagonistickou funkcí. Ideálně probíhající koaktivita antagonistů představuje velmi důležitý faktor v otázce funkčních poruch, jak dětí ve vývojové fázi posturální motoriky, tak u dospělých pacientů při lokomočních projevech (Kolář, 2001b).

Na základě zmíněných faktů definují Vařeka a Dvořák optimální držení těla takto:

„ Je to takové ryze individuální držení, které umožní vstup příslušných svalů (primárně autochtonní páteřní muskulatury, sekundárně muskulatury trupu včetně bránice a svalstva pánevního dna až k pletencovému svalstvu i svalstvu periferie končetin) do optimální synergie. Ta je podmínkou optimální centrace kloubů jak intervertebrálních, tak kořenových a potažmo i periferních. Toto správné držení těla umožňuje plnit optimální posturální a motorické funkce v rámci adaptace na vlivy zevního a vnitřního prostředí, není reálnou ani potenciální příčinou potíží a působí esteticky příznivým dojmem“ (Dvořák, Vařeka, 2000, 8).

Jak již bylo několikrát zmíněno, podmínkou centrovaného postavení v kloubech je rovnováha mezi svaly s antagonistickou funkcí.

Janda rozdělil svalstvo na fázické a tonické. Svaly s tendencí k útlumu označil jako „převážně fázické“, svaly s tendencí k hyperaktivitě jako „převážně posturální“ (Lewit, 2003).

Hlavní funkční rozdíl obou těchto systémů je v časovém řazení do držení těla.

Posturální funkci plní i svalstvo fázické. Svaly fázické jsou ve své posturální funkci z ontogenetického hlediska mladší a tudíž inklinují k oslabení. Svaly tonické, z ontogenetického hlediska starší, inklinují ke kontrakturám. Fázický i tonický systém reagují jako funkční jednotky. Oslabením některého ze svalů posturálně mladšího systému dochází automaticky ke změně postavení v kloubu a reflexně pak v celém systému. Vzniká tak celková převaha svalstva tonického,

tedy ontogeneticky staršího. Tento hlavní rozdíl mezi oběma systémy hraje velkou roli při pohledu na vadné držení těla (Kolář, 2002).
Janda na podkladě dysbalancí mezi fázickým a tonickým svalstvem popsal následující syndromy: dolní zkřížený, horní zkřížený a vrstvový syndrom.

Znalosti vývojové kineziologie pomáhají odvodit nejrůznější patologie, se kterými se setkáváme při posuzování držení těla. Vadné držení těla není tedy nic jiného, než kineziologický projev některého z náhradních, méně vyspělých programů posturální adaptace (Dvořák, Vařeka, 2000).

### 4.1.1 Vývoj držení u CKP

Centrální koordinační porucha znamená odchylku ve správném pohybovém vývoji zejména v kojeneckém věku. Vyjadřuje kvantitativně aktuální stav lability CNS ve vztahu k zapojení nejrůznějších koordinačních, popřípadě regulačních okruhů. Neznamená to tedy přechodné stádium k patologii, je to labilní stav, tzn. že ho lze změnit. Jsme tak informováni o biologickém věku dítěte.
CKP se rozdělují do čtyř skupin, z toho první dvě jsou indikovány ke kontrole po 3 - 4 týdnech a další dvě jsou indikovány k rehabilitační léčbě ihned. Toto dělení vychází z hodnocení počtu abnormálních odpovědí při vyšetření jednotlivých polohových reakcí. Z hlediska léčebného je nutná včasná indikace rehabilitace, protože v důsledku CKP dochází vždy k opožďování vývoje vzpřimování dítěte a k zafixování špatných pohybových a posturálních modelů. Držení osového orgánu tak nedozraje do centrovaného postavení (Zounková, 2005).
Důsledkem jsou pak poruchy v držení osového orgánu již od ranné fáze vývoje, doprovázející jedince v jistém smyslu po celý život.

Mezi nedostatky držení těla patří například:

*Předsunuté držení hlavy, hyperextenze krční páteře (Obrázek 1):* pro fyziologické postavení krční páteře je nutná vyvážená synergická funkce svalů ventrální a dorzální krční muskulatury. Tato muskulatura je uspořádána v podélné ose těla částečně šikmo a částečně jde podélnou osou symetricky. Je-li porušen koordinační regulační proces extenze šíje (ve smyslu napřímení), vzniká reklinace hlavy. Napřímení páteře je předpokladem pro rotaci hlavy. Při patologickém motorickém vývoji je hlava reklinována a otáčivý pohyb je ohraničen kraniocervikálním přechodem. Předpokladem pro napřímení krční páteře je funkce ventrální muskulatury (Vojta, 1995).

**Obrázek 1**

*Scapulae alatae(Obrázek 2), protrakce ramenních kloubů (Obrázek 3):* Vývoj držení lopatky navazuje na intrauterinní období. Zráním CNS pokračuje její kaudální sestup, od 4. týdne se do držení zapojují ascendentní část m. trapezius a m. serratus anterior. Postupně je patrno držení v zevní rotaci dolního úhlu lopatky prostřednictvím kaudální části m. serratus anterior, abduktorů a zevních rotátorů ramenního kloubu. Tato poloha lopatky je vývojově nejmladší. U vadného držení těla m. serratus anterior neplní stabilizační funkci, lopatka netvoří punctum fixum. Lopatka se nachází v elevačním postavení vlivem descendentní části m.trapezius a m. levator scapulae (Kolář, 2001b).

Patrné jsou scapulae alatae díky afunkčnosti dolních fixátorů lopatek. Punctum fixum lopatky je nutné pro správnou funkci m. pectoralis minor a major. Není-li toto zajištěno je lopatka tažena za processus coracoideus kraniálně a ventrálně, paže je vnitřně rotována. Patrna je protrakce ramenních kloubů. Taktéž není zajištěna báze pro svaly, které působí na napřímení páteře a aktivují autochtonní muskulaturu (mm. rhomboidei, pars transversa a pars ascendens m. trapezii) (Kováčiková, 1998b).

**Obrázek 2**

**Obrázek 3**

*Harissonova rýha, abdominální dýchání (Obrázek 4):* bránice potřebuje pro svou funkci bezpodmínečně spoluaktivitu břišních svalů. Díky této aktivitě se při nádechu centrum tendineum opře o orgány dutiny břišní a stává se punctum fixum pro další pohyb bránice, kdy její vlákna zvedají obvod hrudníku a účastní se tak rotace dolních žeber. V patologickém vývoji motoriky vzniká v důsledku nedostatečného kostálního dýchání a převažujícího břišního dýchání Harissonova rýha. Dochází ke stažení hrudníku podél úponu bránice, dolní žeberní oblouky prominují (Kováčiková, 1998b).

**Obrázek 4**

*Diastáza břišních svalů (Obrázek 5):* mm. recti abdomini jsou spojeny ve vagina communis. Do této vaginy ústí m. obliquus abdominis externus et internus a m. transversus abdominis. V patologii je kontrakce břišních svalů nekoordinována, což vede k diastáze vagina comunis (Vojta, 1995).

**Obrázek 5**

*Anteverze pánve, hyperlordóza bederní páteře (Obrázek 6):* dorzální sklopení pánve je zajištěno synergií m. rectus abdominis, m. obliquus abdominis internus et externus. M. transversus abdominis je oboustranně kontrahován ke středu těla. Ischiokrurální svalstvo vyvíjí tah za tuber ossis ischii. Synergisty ventrální muskulatury jsou extenzory trupu, hlavně m. erector spinae, m. iliocostalis lumborum a m. serratus posterior inferior. Kontrakce ventrální muskulatury brzdí

**Obrázek 6**

aktivitu extenzorů trupu v lumbální oblasti. V patologickém vývoji motoriky je vývoj vzpřimovačích mechanismů pánve a trupu nedostatečný. Pánev se nachází v anteverzním postavení, přítomna je lumbální hyperlordóza. Je patrna nesouhra ventrální a dorzální muskulatury trupu ve smyslu prominence břišní stěny, hypertonu paravertebrálního svalstva, m. iliopsoas je ve zvýšeném napětí.

*Anteverze a valgozita v kyčelním kloubu:* anteverze a valgozita v kyčelním kloubu vzniká za předpokladu, že není k dispozici posturální aktivita abduktorů a zevních rotátorů kyčelního kloubu. Ta se v určitých částech začíná objevovat okolo šestého týdne života (Kolář, 2001b).

**Obrázek 7**

Patrno je vnitřně rotační postavení (Obrázek 7), které se při chůzi klinicky projevuje vtáčením špiček dovnitř. Anteverzní postavení v kyčelních kloubech podmiňuje valgózní postavení kolen a planovalgozitu nohou. Coxa valga je rizikovým faktorem koxartrózy v budoucnosti (Cibulka, 2004).

*Poruchy klenby nožní:* novorozenec má nohu v everzi. Podélná osa kalkaneu odstupuje v závislosti na podélné ose talu laterálně. Pata má vysoké postavení, neboť kalkaneus se ještě neposunul pod talus. Kalkaneus získává svou pozici pod talem svalovou funkcí

m. tibialis anterior, m. tibialis posterior a mm. peronei. Posturální funkce všech svalů, které zajišťují držení klenby, je ukončena až ve čtyřech letech. Nastavení talu a kalkaneu do podélné osy je předpokladem pro to, aby byla elasticky držena hmotnost těla ve všech kloubech dolní končetiny. U dětí s centrální koordinační poruchou není vývoj klenby takto dokončen (Kolář, 2001b).

#### 4.1.1.1 Asymetrický vývoj

Stranová asymetrie ve stavbě těla a zapojení párových orgánů a struktur do různých funkcí je do určité míry fyziologická a není možné ji automaticky

považovat za známku nebo příčinu poruchy funkce. Asymetrické zapojení párových orgánů a struktur je dokonce nutné pro optimální funkci pohybového systému. Je obtížné stanovit jasnou hranici mezi asymetrií fyziologickou a již patologickou. Neexistuje konkrétní návod. Je nutné čerpat z praktických zkušeností, teoretických znalostí a kritického úsudku.

Postnatální vývoj laterality probíhá v rámci celkového motorického vývoje. Ve vývojové kineziologii je zásadní rozdíl mezi spontánní asymetrií v období prvního trimenonu a druhotnou asymetrií v období po dosažení modelu třetího měsíce. Prvotní, spontánní asymetrie je dána nemožností v tomto období napřímit a zpevnit osový orgán a zajistit tak optimální držení pro cílenou hybnost horních, dolních končetin a hlavy. V modelu držení na konci prvního trimenonu je dosaženo napřímení a zpevnění trupu a centrace kořenových kloubů při symetrickém držení. Schopnost centrovaného postavení, napřímení trupu umožňuje cíleně nastavit posturu, zaujmout atitudu, která odpovídá konkrétnímu cílenému pohybu (Vařeka, 2001).

Neexistuje jednota v názorech, do jaké míry jsou pohybové programy, které uzrávají v průběhu posturální ontogeneze, geneticky zakódovány.

Kolář uvádí, že CNS disponuje motorickými vzory, které jsou zde uloženy jako hotové matrice, jsou geneticky determinovány. Jejich význam a cíl spočívá v automatickém ovládání polohy těla. Realizace tohoto programu se uskutečňuje zráním nervových struktur. Sval je v rámci těchto programů začleněn do přesně vymezených funkcí v koordinaci s ostatními svaly, vytváří se svalové souhry v rámci celého vzoru. Spolu s posturální aktivací svalstva uzrává morfologický vývoj. Při vývoji držení těla se svaly do držení zapojují automaticky, dítě se neučí konkrétním dovednostem. Vhodnou aferentní stimulací je možné navodit takovou posturální situaci, kdy jedinec předvede pohyb, kterého by jinak byl schopen až na dalším vývojovém stupni, tak jako to vidíme to při reflexní lokomoci dle Vojty (Kolář, 1996a).

Na druhé straně existuje názor, že se dítě rodí pouze s jednoduchými pohybovými vzory, na kterých si svou motoriku buduje na principu pokus a omyl (Vařeka, 2000). Vychází z myšlenky, že stejně jako dítě zjišťuje, že pro cílený pohyb je zapotřebí zaujmutí konkrétní polohy, zjišťuje, že je výhodnější opakovaně používat jednu končetinu pro určitou činnost, zatímco druhá zajišťuje stabilitu. Prvotní volba rozdělení funkcí odráží anatomicky dané strukturální

asymetrie a v různé míře je ovlivněna aktuálním stavem např.blokáda hlavových kloubů. Zjistí-li CNS pokusem výhodnější způsob rozdělení úloh, začne jej opakovaně používat a dále se tyto funkce fixují. V souladu s Hillaireho pravidlem „funkce tvoří orgán“ se tak zvýrazňují i strukturální asymetrie (Vařeka, 2001).
Normální či patologický vývoj je dán vnitřními a zevními podmínkami. Vnitřní podmínky zahrnují genetické vlohy (i vrozené pohybové programy) a vlastnosti získané během ontogeneze. K zevním podmínkám patří uspokojování základních životních potřeb a dostatek zevních podnětů.

Patologický asymetrický vývoj má řadu příčin. Již v průběhu posturální ontogeneze sledujeme na základě abnormálního aferentního vstupu ochrannou posturální adaptaci (funkční změny v oblasti kloubů a ostatních tkáních). Při poruše např. v oblasti hlavových kloubů vzniká u kojence změna v držení v rámci celého motorického vzoru. Patologický asymetrický vývoj vzniká často na podkladě nefyziologického predilekčního držení hlavy. Znaky asymetrie se v takovém případě rozvíjejí v průběhu několika týdnů až měsíců. Patří k nim: postavení hlavy v reklinaci, inklinaci k jedné straně a rotaci ke straně druhé, vyvíjí se asymetrie obličeje a lebky. Asymetrické držení šíje ve smyslu úklonu hlavy má vliv na vývoj držení celé páteře, rozvíjí se skoliotické držení. Asymetrie se přenáší až k pánvi, kdy na straně úklonu hlavy nacházíme ventrální a kraniální postavení pánve, což vede k omezení hybnosti sakra a tak i omezenou hybnost v SI kloubech. Tato situace má negativní vliv na zrání kyčelních kloubů opět v neprospěch strany s úklonem. Je-li hlava, pánev a páteř v asymetrii, pak vidíme asymetrii v držení i hybnosti všech končetin v poloze na zádech i na břiše. Ventrální postavení pánve doprovází hyperabdukce a vnitřní rotace kyčelních kloubů (Kováčiková, 2005).
Dalším častým jevem je opoždění koordinace ruka - ruka při poruše v oblasti kyčelního kloubu. Abnormální držení v kyčelním kloubu blokuje nástup supinační funkce v oblasti horních končetin (Kolář, 1996b).

Není-li v takovémto případě včas terapeuticky zasaženo, vývoj dítěte pokračuje s těmito kvalitativními odchylkami a ty jsou pak přítomny ve všech dalších vývojových fázích.

# 5 DŮLEŽITÉ MEZNÍKY V POSTURÁLNÍ ONTOGENEZI, VZTAH K VÝVOJI KYČELNÍHO KLOUBU

V této kapitole nepopisuji celý psychomotorický vývoj, ale poukazuji jen na stěžejní období posturální ontogeneze. Kolář uvádí, že pro vývoj fyziologického držení je podstatné období prvních šesti měsíců, kdy se formují základní synergie pro držení osového orgánu, jež jsou základem pro další posturální vývoj (Kolář, 2002). Kováčiková poukazuje na další vývojové fáze mající vliv na formování kyčelního kloubu.

## *5.1 Novorozenecké období*

Pro novorozenecké období je typická asymetrie. Posturální funkce jsou nezralé a dítě má časté projevy instability. Páteř se nachází v lordotickém zakřivení spolu se záklonem hlavy a ventrální flexí pánve. Chybí harmonie ve smyslu ventrodorzální synergie. Opěrná plocha se promítá na sternu. Novorozenec nemá punktum fixum, které je nutné jak pro cílené pohyby končetin, tak i pro schopnost řídit pohyby trupu a celého těla v prostoru. Na končetinách je nápadná flekční hypertonie.

### 5.1.1 Kyčelní kloub

Na dolních končetinách je inertní flexe, abdukce a vnitřní rotace. Toto postavení je spojeno s výraznou ventrální flexí pánve. Není přítomna antagonistická funkce adduktorů a zevních rotátorů. I přesto, že kyčelní kloub je kloub sférický, má v tomto období charakter kloubu kladkového. Pohyby se uskutečňují ve smyslu flexe a extenze ve vnitřní rotaci (Kováčiková, 1998a).

## *5.2 Polovina prvního trimenonu*

Okolo čtvrtého až šestého týdne života již dochází k výrazným změnám v posturálním chování. Se zráním nervových struktur dochází k rozvoji orientace. Výrazně ustupují primitivní reflexy a novorozenecká flekční hypertonie končetin.

Objevuje se koaktivace. Do držení těla se zapojují fázické svaly. Oslovena je autochtonní muskulatura. Poloha těla se symetrizuje. Fyziologická predilekce mizí.

**Poloha na břiše:** Objevuje se první vzpřímení. Dítě zvedá hlavu proti gravitaci. Paže se z frontální roviny přesouvají do roviny sagitální a dostávají se kraniálněji. Dochází k opoře o předloktí a těžiště se přenáší kaudálním směrem do oblasti horního kvadrantu břicha, uvolňuje se anteflexe pánve a spolu s ní flexe dolních končetin.

**Poloha na zádech:** Dítě je převážně asymetrické avšak v symetrickém nastavení těla je schopno krátkodobě zdvihnout dolní končetiny nad podložku.

### 5.2.1 Kyčelní kloub

V proximální části dochází k uvolnění flekčního napětí m.psoas a m.rectus femoris. Ventrální flexe pánve se zmenšuje aktivitou břišních a ischiokrurálních svalů. Současně se změnou postavení pánve jsou v antagonistické funkci prvně aktivovány adduktory a zevní rotátory kyčelního kloubu. Díky této funkci se začíná objevovat zevní rotace kyčelního kloubu (Kováčiková, 1998a).

Významná změna v tomto období, tedy nástup koaktivace, je stěžejní, neboť neproběhne-li, začínají se již v této době vytvářet projevy náhradní motoriky se všemi důsledky pro následující vývoj (Čápová, 2000).

## *5.3 Konec prvního trimenonu*

Konec prvního trimenonu je považován za významný milník ve vývoji motoriky. Objevuje se napřímení osového orgánu, které je zajištěno rovnovážnou funkcí autochtonní muskulatury v celém jejím rozsahu, tj.od kosti týlní až po kost křížovou a flexory osového orgánu. V oblasti periferních kloubů je nastavena rovnovážná aktivita mezi svaly s antagonistickou funkcí. Jak v oblasti páteře, tak periferních kloubů dochází k nastavení polohy umožňující nejvýhodnější statické zatížení kloubů. Klouby jsou funkčně centrovány. Jde o centrální program, který prostřednictvím aktivace svalů formuje budoucí lordoticko-kyfotické zakřivení páteře a umožňuje rovnoměrné zatížení jednotlivých segmentů (Kolář, 2005a).

**Poloha na břiše:** Je dokončena první opora v definované opěrné bázi o oba mediální epikondyly humeru a symfýzu. Ramenní klouby jsou centrovány a vykazují antigravitační vzpřímení.

Pánev je již dorzálně sklopena. Oproti předchozímu období se těžiště přesunulo kaudálně. Tímto je umožněno hlavě, aby byla volně pohyblivá. Je nesena proti gravitaci mimo opěrnou bázi. Rotační pohyb se odehrává v protažení celé krční páteře včetně cervikotorakálního přechodu.

Čápová uvádí, že bez přesně daných parametrů opěrných bodů se automaticky vytváří náhradní posturální program a ten sám o sobě je již zdrojem odlišné aferentace pro další vývojový stupeň (Čápová, 2000).

**Poloha na zádech:** Patrna je dokonalá symetrie postury. Opora se rozkládá na linea nuchae, úrovni dolních úhlů lopatek a zevním kvadrantu hýžďových svalů.

Dolní končetiny jsou drženy převážně proti gravitaci nad podložkou. Ramenní a kyčelní klouby jsou dokonale centrovány. Dorzálním sklopením pánve spolu s flekčním držením dolních končetin dochází k výraznému protažení páteře v celé délce bez kyfolordotického zakřivení.

Sagitální stabilizace páteře je velmi důležitý moment pro vývoj rotačních pohybů páteře v pozdějších vývojových obdobích (Čápová, 2000).

### 5.3.1 Kyčelní kloub

Popsané tělesné schéma a dorzální sklopení pánve, umožňuje v sagitální rovině pohyb v kyčli 0 až 90° flexe. V transverzální rovině je zajištěno střední postavení a ve frontální rovině lehká abdukce. Povolení flexe kyčelního kloubu a umožnění nulového postavení v sagitální rovině při zatížení symfýzy je základním prvkem vzniku fyziologické velikosti úhlu anteverze krčku femuru. Lehká abdukce a střední postavení v transverzální rovině jsou základním předpokladem fyziologického kolodiafyzárního úhlu (Kováčiková, 1998a).

Ideálního vzoru třetího měsíce není ani ve „zdravé“ populaci vždy dosaženo, takže pohybové vzory jedinců i morfologická zralost skeletu se více či méně liší od ideálních. Tento fakt je zřejmě příčinou většiny poruch pohybového systému a obtíží s ním spojených v pozdějším věku (Čápová, 2000).

### *5.4 Polovina druhého trimenonu*

„Na základě dosažené symetrie postury a schopnosti aktivně tvořit jistou posturální základnu se uskutečňují první projevy lokomočního charakteru vzpřimovacích mechanismů v boji s gravitací“ (Čápová, 2000).

**Poloha na břiše:** Dítě je schopno diferenciace končetin. Končetiny funkčně diferencuje na opěrné a fázické. Osový orgán a periferní klouby jsou v centrovaném postavení, opěrná báze má trojúhelníkovitý tvar – loket, spina iliaca anterior superior jedné strany a epicondylus medialis femoris strany opačné. Vně opěrné báze je hlava a jedna horní končetina, která je uvolněna k radiálnímu úchopu (Kolář, 2005). Díky punktum fixum na lokti zesílí koaktivace na opěrné horní končetině v oblasti humeru. Dojde k pohybu jamky nad stabilizovanou hlavicí a celé tělo se tak posouvá vpřed směrem k cílenému předmětu (Čápová, 2000). Na straně úchopu je osa pánve sunuta kraniálně.
Protože opěrná funkce končetin se vždy realizuje kontralaterálně, tj.ve zkříženém vzoru, vzniká na páteři nová pohybová komponenta: společně s oporou na jednom lokti se začíná uplatňovat rotace v oblasti hrudní páteře a to směrem k fázické horní končetině. S nástupem opory o dolní končetinu a aktivního vzpřímení v pletenci pánevním druhé strany se začne uplatňovat rotace bederní páteře ke straně vzpřímení (Čápová, 2000).
Je-li podnět ve střední rovině, dítě reaguje symetrickým opřením o semiextendované horní končetiny a zatížení z oblasti symfýzy se přenese kaudálním směrem až na stehna. Horní končetiny jsou opřeny o dlaně, které nejsou zcela rozvinuty.

**Poloha na zádech:** Těžiště se posouvá kraniálně, opora přechází na úroveň torakolumbálního přechodu. Úchop je možný již přes střední rovinu.
Je-li objekt zájmu dítěte mimo jeho dosah, rozvíjí se asymetrické protažení hrudníku
a pánev se zešikmí ve frontální rovině kraniálně na svrchní straně. Dojde přitom k vzpřímení na spodním rameni, které je možné opět jen při distálně směrovaném tahu svalů. Na tuto polohu navazuje otáčení (Kolář, 2005a).

### 5.4.1 Kyčelní kloub

V oblasti kyčelního kloubu se poprvé objevuje tah svalů v opěrné funkci směrem distálním. Rozsah pohybu kyčelního kloubu se zvětšil ve smyslu zevní rotace, abdukce a flexe. V závislosti na velikosti flexe se aktivují odpovídající svalové snopce adduktorů a zevních rotátorů. Vzhledem k anatomickému uspořádání – úpon zevních rotátorů do intertrochanterické jámy či na trochanter major a adduktorů protilehle na mediální hranu diafýzy femuru, tvoří tyto svaly svou funkční aktivitou velikost kolodiafyzálního úhlu krčku femuru. Podmínkou této funkce je v dorzální flexi postavená pánev.

Fyziologické funkce kyčelního kloubu by nebylo dosaženo bez napřímeného osového orgánu a diferencované funkce ve zkříženém vzoru (Kováčiková, 1998a).

## *5.5 Konec druhého trimenonu*

Mezi pátým a sedmým měsícem života je umožněno centrované držení v torzi. Probíhá vývoj otáčení. Ve funkci se objevují dva šikmé břišní řetězce. První šikmý řetězec rotuje pánev ve směru opěrné horní končetiny. V antagonistické synergii působí dorzální muskulatura. Druhý šikmý řetězec vede k rotaci horní poloviny trupu k pánvi (Kolář, 2005a). Aktivací dvou šikmých břišních řetězců dojde k funkčnímu spojení dolního a horního trupu. Otáčení při převaze dorzální muskulatury je považováno za patologické (Kolář, 2002).

Během otáčení ze zad na břicho se stává jedna dolní končetina opěrnou a druhá nákročnou. Obdobně je tomu u horních končetin. Je dokončen reciproční pohybový vzor, kdy opěrná končetina provádí v kořenovém kloubu vnitřní rotaci, addukci a extenzi, naopak nákročná končetina provádí zevní rotaci, abdukci a flexi. Ne jinak je tomu v ostatních kloubech, kdy jde vždy o pohyb s recipročním obsahem. U opěrných končetin je směr tahu svalů distálně k punktum fixum, zatímco punktum mobile je proximálně. U nákročných končetin je tomu naopak. U opěrných končetin probíhá tedy pohyb jamky vůči hlavici, u nákročných končetin se hlavice pohybuje vůči jamce (Kolář, 2005a).

Opěrná báze na břiše: Opření je o otevřené dlaně a extendované horní končetiny. Těžiště je přenesené více kaudálně, zatížená jsou stehna.

### 5.5.1 Kyčelní kloub

V 6.měsíci je dokončena funkce kyčelního kloubu jako kloubu sférického. Dále se zvětšila flexe, abdukce a zevní rotace za současné diferencované funkce dorzální flexe pánve. Oba kyčelní klouby se střídají v opěrné a fázické funkci při otáčení ze zad na břicho. V poloze na břiše se m.iliopsoas podílí na formování anteverzního úhlu. Kyčelní klouby jsou připraveny na zatížení ve vertikále (Kováčiková, 1998a).

## *5.6 Polovina třetího trimenonu*

V 7,5 měsíci je prvně vytvořena opěrná báze, kdy páteř směřuje do vertikály společně s vertikálním zatížením kyčelního kloubu. Do polohy na boku se dítě dostává zastavením otočení ze zad na břicho. Na boku se dítě opírá o předloktí a zevní hranu stehna téže strany a krátce na to se na horní končetině vzpřímí. Laterální kondyl femuru je postupně více zatěžován až se dítě motivováno hračkou dostane přes laterální kondyl do polohy na kolena.

### 5.6.1 Kyčelní kloub

Přenášení zatížení z oblasti kyčelního kloubu směrem na laterální kondyl má zásadní vliv na velikost kolodiafyzárního úhlu krčku femuru. V distálním směru tahu se zde uplatňuje koordinace m.iliopsoas se zevními rotátory a adduktory. Tento svalový řetězec společně s m.obliquus abdominis internus a m.quadratus lumborum téže strany a m.obliquus abdominis externus strany protilehlé táhne jamku kyčelního kloubu na hlavici a vzpřimuje tak trup. Má veliký vliv na morfologickou zralost v oblasti kyčelního kloubu (Kováčiková, 1998a).

## *5.7 Čtvrtý trimenon – vertikalizace*

Při vertikalizaci jsou kladeny velké nároky na m.glutaeus medius, který drží pánev při chůzi bez poklesnutí. Toto je splněno za předpokladu, že pánev je dorzálně sklopená, páteř napřímená a zevní rotátory s m.glutaeus maximus udrží

pánev nad jamkou kyčelního kloubu. Chůze ve frontální rovině je uskutečněna souhrou zevních rotátorů a adduktorů, jež má opět formativní vliv na kyčelní kloub (Kováčiková, 1998a).

Až 30% dětí neprojde kvalitně těmito vývojovými stupni, nedozraje u nich držení osového orgánu do centrovaného postavení jak v sagitálním směru, tak v rotaci. Kvantitativní vývoj však probíhá, v podobě náhradní motoriky, a v následujících obdobích pokračuje. „Zdravé“ dítě se tedy vyvíjí dál s určitým nekvalitním modelem. Tato skutečnost je pak rozhodující pro držení těla ve vertikále. Držení těla v tomto případě hodnotíme jako vadné (Kolář, 2002).

# 6 VLIV SVALOVÉ FUNKCE NA MORFOLOGII SKELETU

Morfologická zralost skeletu je vázána na vývoj posturální funkce fázických svalů. Zráním CNS jsou svaly postupně zapojovány do držení těla a svou stabilizační funkcí formativně podmiňují vývoj anatomických struktur. Ve čtyřech letech je dokončena zralost centrálního nervového systému pro hrubou motoriku a tím jsou vytvořeny i předpoklady k plné morfologické zralosti skeletu.

U dětí s cerebrální parézou či centrální koordinační poruchou zůstávají jednotlivé segmenty na nižším motorickém vývojovém stupni, v závislosti na tíži poruchy, protože funkce svalů neuzrála. Čím je postižení větší, tím je držení blíže novorozeneckému stádiu.

Formativní vliv fázických svalů ovlivňuje vývoj všech anatomických struktur – fyziologické zakřivení páteře, úhel anteverze, kolodiafyzární úhel, sklon tibiálního plata, rotaci bérců, klenbu nohy, horizontální postavení a torzi klíčních kostí, postavení lopatek a další.

Pokud nejsou tyto podmínky splněny, vyskytují se u jedince následující obrazy : Anteverze a valgozita v kyčelním kloubu, šikmý sklon tibiálního plata, genua valga, pedes plani, anteverze pánve, hyperextenze v torakolumbálním přechodu a v dolním úseku krční páteře, porucha extenzibility v oblasti střední hrudní páteře, deformity hrudníku, scapulae alatae, protrakce ramenních kloubů a další.

Tyto důsledky v držení a vývoji skeletu se vyskytují až u 30% dětí na pokladě již zmíněných nedostatků v posturální funkci fázických svalů (Kolář, 2001b).

# 7 KYČELNÍ KLOUB A VÝVOJOVÁ KINEZIOLOGIE

Kyčelní kloub je kořenový kloub dolní končetiny. Jedná se o kulovitý omezený kloub neboli enarthrosis. Plní dvě hlavní funkce: umožňuje pohyb dolní končetiny jako celku vůči trupu a optimální přenos tlakových sil. Podle Dungla se zatížení kyčelního kloubu skládá ze statického tlaku tělesné hmotnosti (tzn. intermitentní statický tlak) a z dynamického tahu svalů (trvalý svalový tlak) (Dungl et al, 2005).

Bartoníček uvádí, že prostorová orientace proximálního konce femuru je následující: dlouhá osa krčku svírá s dlouhou osou diafýzy takzvaný kolodiafyzární úhel. Úhel se mění s věkem. Při narození dosahuje téměř 160° a snižuje se až na 125° – 135° v dospělosti. Existuje zde ovšem značná variabilita. (Bartoníček, 1991). Další významný úhel je úhel anteverze (viz kapitola 8).

Stavba kyčelního kloubu novorozence se liší od stavby kyčelního kloubu vertikalizovaného člověka. Je to dáno jak osifikací kostí, tak svalovou aktivitou, která je v době narození na zcela jiné úrovni posturální zralosti (Kováčiková, 1998a). V novorozenecké fázi nejsou k dispozici posturální funkce abduktorů a části zevních rotátorů kyčelního kloubu (Kolář, 2001b). V průběhu vývoje se zmenšuje anteflexe pánve inhibicí m.rectus femoris, m.psoas a m.tensor fasciace latae a z opačné strany zapojením břišní svaloviny. Napřímení osového orgánu a dorzální sklopení pánve je podmínkou správného vývoje v oblasti kyčelního kloubu. Posturální aktivita svalů v antagonistické synergii, adduktorů a zevních rotátorů, se začíná objevovat okolo šestého týdne života, umožňuje změnu držení a ruku v ruce též vývoj anteverzního a kolodiafyzálního úhlu kyčelního kloubu. V oblasti formativního vlivu svalů na anteverzní úhel je důležité nulové postavení v sagitální rovině v kyčelním kloubu na konci prvního trimenonu, funkce abduktorů kyčelního kloubu a dále pak funkce m.iliopsoas a jeho distální směr tahu v poloze na břiše na konci druhého trimenonu (Kováčiková, 2007, osobní sdělení).

Nedozraje –li tato funkce, dochází v kyčelním kloubu k valgozitě a anteverzi. V takovém případě nalézáme zvýšenou aktivitu adduktorů (bez antigravitační funkce) a mediálních ischokrurálních flexorů. Kyčelní klouby jsou klinicky vůči svému pletenci v různé míře ve flekčním postavení, v addukci a vnitřní rotaci.

Anteverzní postavení v kyčelních kloubech podmiňuje valgózní postavení kolen, planovalgozitu, anteverzní postavení pánve, hyperextenzi v torakolumbálním přechodu a v dolním úseku krční páteře a poruchu extenzibility v oblasti střední hrudní páteře (Kolář, 2001b).

Vývoj fyziologických motorických funkcí nevzniká izolovaně, ale v souvislosti s celým tělesným schématem, automatickým řízením polohy těla a vytvořením opěrné báze. Právě všechny opěrné situace, kterými kyčelní kloub prošel v průběhu vývoje, podmínily sférický tvar kloubu. Všechny tyto schopnosti se uplatní ve vertikále a samostatné bipedální lokomoci (Kováčiková, 1998a).

Uplatnění svalů kyčelního kloubu při lokomoci:

Fázické svaly s tendencí k oslabení: m. gluteus maximus, medius, minimus.

Tonické svaly s tendencí ke zkrácení: m. iliopsoas, m. piriformis, m. obturatorius internus, mm. gemelli, m. quadratus femoris, m. obturatorius externus, m. pectineus, m. adductor longus, brevis, magnus, m. gracilis, m. tensor fasciae latae, m. rectus femoris, m. sartorius, m. biceps femoris, m.semitendinosus, m. semimembranosus.

Véle uvádí, že při chůzi po rovině se uplatňují hlavně hamstringy, podporovány jsou při tom adduktory. Při intenzivnější extenzi kyčle se zapojují i vzpřimovače zad. Hyperextenze kyčle vyvolává značnou posturální instabilitu, kterou tyto svaly korigují. Při chůzi vzad, v předklonu, v podřepu, do schodů nebo při zvedání ze sedu se uplatňuje především m. gluteus maximus (Véle, 1994).

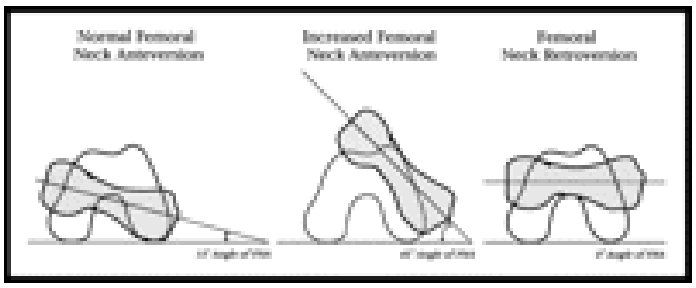
Podle Véleho mezi laterální stabilizátory pánve patří m. gluteus medius, m. tensor fasciae latae, m. gluteus minimus a zadní snopce m. gluteus maximus. Při oslabení těchto svalů dochází při chůzi ke zvýšeným stranovým výkyvům pánve. Při stoji na jedné noze je při insuficienci abduktorů pozitivní Trendelenburgova zkouška, kdy dochází k poklesu pánve na druhé straně. Jestliže dojde k asymetrickému postižení m. gluteus medius, projeví se poklesem pánve na opačné straně poruchy a tento pokles musí být kompenzován vychýlením trupu, aby nedošlo k porušení posturální rovnováhy (Véle, 1997).

Svalové dysbalance v oblasti pánve vedou ke vzniku dolního zkříženého syndromu. Jedná se o zkrácení m. rectus femoris, m. tensor fasciae latae, m. iliopsoas a vzpřimovačů trupu v lumbosakrálních segmentech páteře a zároveň oslabení gluteálních a břišních svalů. Vzniká anteverze pánve se

zvýšenou lordózou v LS přechodu a následně přetěžování LS segmentu (Véle, 1997).

# 8 ÚHEL FEMORÁLNÍ ANTEVERZE

Úhel femorální anteverze je prostorový, dopředu otevřený úhel, který svírá krček femuru s frontální, bikondylární rovinou. Obrázek 8 znázorňuje normální, zvýšený a snížený úhel.




**Obrázek 8**

## *8.1 Vývoj úhlu femorální anteverze*

V průběhu vývoje dochází na horním konci femuru k velkým morfologickým změnám. V postnatálním vývoji se obvykle úhel femorální anteverze zmenšuje. Autoři se ve stanovení velikosti odlišují. Cibulka uvádí, že novorozenců je průměrně 31˚. U pětiletých dětí je průměr 26˚, u devítiletých 21˚ a u šestnáctiletých a dospělých je 15˚. Je popsána závislost velikosti femorální anteverze na pohlaví, u žen je úhel větší (18˚) u mužů menší (15˚) (Cibulka, 2004) . Dungl et al popisuje vývoj od 50˚ po narození asi na 7˚ – 15˚ v dospělosti (Dungl, 2005). Kolář uvádí jako normu v dospělosti 14˚. Kapanji udává 10-30˚ (Kapanji, 1995). Tonnis a Heinecke vyhodnotili jako normální úhel 15 – 20˚. Mírně zmenšený úhel 10 – 14˚ a malý méně než 10˚. Lehce zvětšený 21 -25˚ a velký více než 25˚ (Tonis, Heinecke, 1999). Ukončení tvarových změn osifikace je mezi 15. až 18. rokem života.

Velikost úhlu anteverze je výsledkem mnoha faktorů. V literatuře se uvádí za hlavní faktory dědičnost, vývoj plodu a intrauterinní pozice, biomechanické síly působící na kyčelní kloub (Gulan et al, 2000). Z poznatků vývojové kineziologie je to hlavně formativní vliv fázických svalů uplatňující se v průběhu posturální ontogeneze. Morfologický vývoj má souvislost s posturálním vývojem,

abnormální velikost úhlu femorální anteverze souvisí s chybnou posturou. Porucha funkce není nikdy pouze lokální, ale má podstatně širší dopad. Odchylka posturálního vývoje je důležitý faktor pro vznik motorické poruchy v dospělém věku.

Není přesně jasné, jaké mechanizmy se uplatňují při formování femuru v průběhu vývoje. V souladu s Heuter-Volkmannovým zákonem o epifyzárním tlaku, vzrůstající tlak na epifýzy zpomalí růst, zatímco snížení tlaku zvýší stupeň růstu. U dospělých je epifýza uzavřena a Heuter-Volkmannův zákon nemůže vysvětlit přemodelování kosti. Wolfův zákon vysvětluje přemodelování nebo změnu kosti u dospělých. Říká, že každá změna ve formování kosti je následována změnami ve vnitřní a vnější stavbě kosti v souladu s matematickými zákony (Cibulka, 2004).

Torzní síla působící na femur je uskutečňována prostřednictvím funkce svalu. Studie na zvířatech nasvědčují tomu, že nerovnoměrné síly, vzniklé buď pasivní fixací kyčelního kloubu ve vnitřní nebo zevní rotaci, nebo resekce určitých svalových skupin kyčelního kloubu, mohou způsobit změny velikosti úhlu anteverze. Bernbeck, Salter a Wilkinson ukázali, že u zadních končetin zvířat, které byly zafixovány v zevní rotaci se úhel anteverze zmenšil, zatímco fixace zadní končetiny ve vnitřní rotaci úhel anteverze zvětšila (Cibulka, 2004).

Též dlouhodobé a často opakované pozice v extrémní vnitřní (Obrázek 9) či zevní rotaci (Obrázek 10) v kyčelním kloubu, uvádí se sed ve vnitřní či zevní rotaci, způsobují změny v pojivové tkáni, zkracování kloubního pouzdra a svalů na jedné straně a protažení a uvolnění na straně druhé (Cibulka, 2004).

**Obrázek 9**

**Obrázek 10**

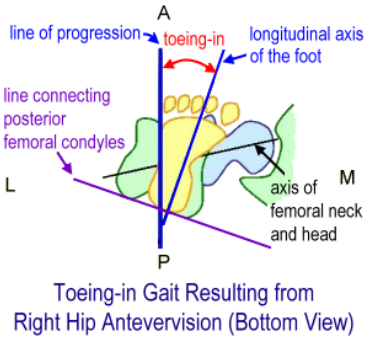
V pojetí funkce svalu z vývojové kineziologie je nutná diferenciace svalové funkce, kdy fázické svaly mají formativní vliv na morfologii skeletu.

Výzkum vývoje úhlu femorální anteverze u jedinců s dětskou mozkovou obrnou poukazuje na to, že úhel anteverze je stejný u novorozenců zdravých, i u novorozenců s centrálním postižením. Zatímco s věkem dochází u zdravých dětí k jeho zmenšování a velikost se postupně blíží velikosti u dospělých, u jedinců s postižením zůstává úhel blíže novorozeneckému období po celou dobu vývoje. Také studie dětí s hemiparézou vedou k potvrzení teorie, že asymetrická

síla svalů formuje úhel femorální anteverze. Stahali zkoumal kyčle dětí s hemiplegií a zjistil, že úhel anteverze na zdravé straně je porovnání s postiženou menší. Stejně tak byl patrný rozdíl ve velikosti vnitřní rotace v porovnání s hemiparetickou stranou (Stahali, Duncan, Schaefer, 1968).
Výsledky těchto studií potvrzují zákonitosti vývojové kineziologie. Kolář uvádí, že při poruše CNS je porušena realizace posturálního programu. U všech dětí s DMO je nedokončený vývoj posturální funkce fázického systému, který umožňuje správné osové zatížení kloubních struktur a podmiňuje morfologickou zralost skeletu. Děti se pohybují s prvky držení těla odpovídajícími novorozeneckému stadiu (Kolář, 2001c).

### *8.2 Klinická vyšetření*

Na základě sledování dětí, které vtáčely špičky dovnitř a ven při chůzi, vznikla myšlenka použití pasivní rotace v kyčelním kloubu k posouzení anteverzního úhlu femuru. V roce 1957 Sommerville popsal velké rozdíly mezi zevní a vnitřní rotací v kyčelním kloubu u dětí s abnormální velikostí femorální anteverze a Crane zjistil, že rozdíly mezi vnitřní a zevní rotací jsou spojené se změnami úhlu anteverze a vtáčením špiček dovnitř a ven. Crane objasnil, že děti, které vtáčí špičky ven mají malý anteverzní úhel a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu 20˚ a méně, zatímco zevní rotace dosahuje až 60˚. Děti, které mají velký úhel anteverze vtáčí špičky dovnitř (Obrázek 11) a mají vnitřní rotaci až 60˚ a zevní rotaci méně než 30˚ (Cibulka, 2004).




**Obrázek 11**

Některé studie ukazují na vztah mezi úhlem femorální anteverze a pasivní rotací u dospělých. Tonnis a Heinecke zkoumali 152 dospělých pacientů a také zjistili, že rotace kyčelního kloubu souvisí s úhlem anteverze. I když jsou rozdíly u dospělých menší než u dětí, úhel femorální anteverze stále významně koreluje s rozdíly v rotacích v obou skupinách.

U lidí bez postižení je velikost rotace přibližně stejná na obou stranách a pouze vzácně rozdíl dosahuje 10 stupňů. Rozdíly větší než 16 stupňů rotace mezi levou a pravou dolní končetinou a rozdíly více než 30stupňů mezi vnitřní a zevní rotací v kyčli na jedné straně mohou pomoci k určení pacientů, u kterých již je nyní či se v budoucnu dá očekávat pravděpodobnost vývoje obtíží v oblasti dolních končetin (Cibulka, 2004).

Na základě klinického vyšetření je možné stanovit případná rizika vyvíjející se na základě abnormální velikosti úhlu. Abnormální velikost může být spojena s řadou klinických projevů, jako je například vtáčení špiček při chůzi, dále vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu, a je rizikovým faktorem vzniku osteoartrózy kyčelního a kolenního kloubu. Anteverzení postavení v kyčelních kloubech dále podmiňuje valgózní postavení v kolenních kloubech a planovalgozitu nohou.

Asymetrická rotace v kyčelním kloubu může mít řadu jiných příčin, hlavně funkčních problémů v pohybovém aparátu.

Úhel femorální anteverze je důležitým faktorem pro stabilitu kyčelního kloubu a normální chůzi.

K přesnému určení úhlu femorální anteverze slouží zobrazovací metody. K orientačnímu klinickému obrazu postačí posouzení rotací v kyčelním kloubu, což je pro fyzioterapeuty podstatné.

### 8.2.1 Klinický význam velikosti úhlu anteverze

Velikost úhlu anteverze může být spojována s ortopedickou problematikou dolních končetin u novorozenců, dětí a dospělých. Na začátku 20 století začal být velký zájem o přesné stanovení úhlu anteverze v souvislosti s vrozenou dysplazií kyčelní. Je doprovázena zvětšeným úhlem femorální anteverze. Nadměrné vtáčení špiček ven i dovnitř ukázalo na mnoho odlišných

kompenzačních mechanismů dolních končetin: jako např. torze tibie, genuu valgum, pes planus a metatarsus varus.
Abnormální úhel anteverze femuru podmiňuje degenerativní postižení kyčelního kloubu.
Bylo prokázáno, že pacienti, kteří měli abnormální úhel anteverze měli s větší pravděpodobností osteoartrózu kyčelního kloubu. Příčinou osteoartrózy je inkongruence kloubních ploch kyčelního kloubu (Tonnis, Heinecke, 1999).

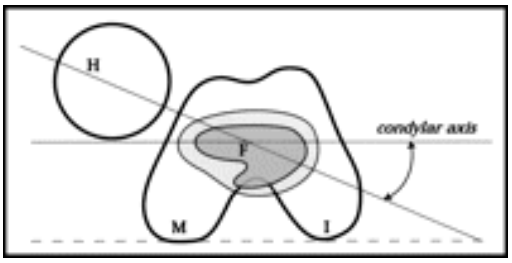
Velikost úhlu anteverze má též vliv na stabilitu kyčelního kloubu. Touto problematikou se zabývala řada studií sledující jedince s dětskou mozkovou obrnou, neboť morfologie kyčelního kloubu u nich odpovídá nižší úrovni vývoje. Výsledky svědčí o tom, že velký úhel anteverze má v porovnání s kolodiafyzárním úhlem větší vliv na instabilitu kyčelního kloubu u těchto pacientů ( Laplaza, Root, 1994).

### *8.3 Zobrazovací metody*

Úhel femorální anteverze byl anatomicky popsán počátkem 19 století, první metody běžně užívané k měření femorální anteverze využívaly rentgenové záření. Časné úsilí měření anteverze femuru zahrnovalo fluoroskopii, axiální radiografii stejně jako dvourovinnou radiografii.

Pravděpodobně nejčastější technikou měření je metoda popsaná Magilliganem v 1956. Hodnocení spočívá v pořízení předozadního snímku a přesného bočního snímku kyčelního kloubu a předozadního snímku kolenního kloubu. Ke stanovení úhlu jsou používány tři osy: dlouhá osa femuru, osa krčku femuru a osa kolenního kloubu. Dosazením hodnot do Magilliganového grafu získáme skutečný úhel femorální anteverze (Cibulka, 2004).

Nejlépe je úhel femorální anteverze zobrazen prostřednictvím CT.
Často používaná je Murphyho metoda, s drobnými modifikacemi dle ostatních. CT zobrazuje 3 scany - 2 proximální a 1 distální. Jeden snímek zobrazuje místo středu hlavice femuru, druhý zobrazuje bázi krčku femuru a třetí distální osu kondylu femuru. Metoda je založena na přísné geometrické rekonstrukci úhlu femorální anteverze (Cibulka, 2004) (Obrázek 12). Přesnost zobrazení je na 1°.




**Obrázek 12**

U radiologické metody je úroveň ozáření stále vysoká, což je nežádoucí pro rutinní vyšetřování dětí.

Jako potencionálně použitelné zobrazovací metody pro studium anatomie proximálního femuru se ukazují ultrasonografie a magnetická rezonance. MRI je drahá a není ideální k užití u dětí, neboť získání validního zobrazení vyžaduje nehybný objekt. Ultrazvuk je bezpečný, levný a jednoduše opakovatelný. Hlavní nevýhodou je, že je poněkud subjektivní a závisí na vyšetřujícím.

Vývoj v ultrazvukovém zobrazení umožňuje nyní detailní zobrazení struktur. Jako zobrazovací metoda je široce používán při stanovení kyčelní dislokace a dysplasie v kojeneckém věku. Proximální femur může být jasně zobrazen použitím ultrazvuku. Ultrazvukové měření femorální anteverze u dětí nad 2 roky bylo již popsáno a potvrzeno. Užitečnost ultrazvukového měření femorální anteverze ve starší věkové skupině je otázkou, neboť zobrazení je nezřetelné. Možnost odchylky je až 6,3°. Špatné zobrazení je dáváno do souvislosti se ztrátou kožního kontaktu, zvláště je-li naměřená anteverze nad 40 stupňů. Terjesen a Anda ukazují, že tento problém může být překonán nakláněním sondy pro udržení stálého kontaktu.

Ultrazvukové metody pro měření anteverze krčku femuru využívaly dvou vyšetření. První vyšetření v oblasti kolene stanovilo základní linii, od které byl vypočítáván úhel anteverze použitím druhého vyšetření z oblasti kyčle. Clacrec a kol. používali pouze jedno vyšetření v oblasti kyčle s kolenem flektovaným do 90º a s tibií drženou horizontálně, aby se stanovila základní linie.

Neexistuje standardní metoda pro měření anteverze krčku femuru u kojenců. Jeden způsob navrhli Prasad, Bruce, Crawford, Higham a Garg. Měření vyžaduje sonografistu, který zhotoví zobrazení a asistenta, který zajišťuje polohu kojence. Dítě leží na boku s 90º flexí v kyčlích i kolenou s pevnou podložkou mezi dolními

končetinami, která zajišťuje polohu tibie v horizontální rovině. Poté je zobrazen proximální femur. Sklonoměr připojený k ultrazvukové sondě zajišťuje vertikální orientaci sondy. Ve studii použili na zhotovování zobrazení lineárně řazený převodník s duální frekvencí 5/10 MHz (Ultramark 9 HDI, ATL). Zobrazení femorální hlavice, krčku a velkého trochanteru je věcí nácviku. Vybrané zobrazení musí ukázat femorální hlavici v místě jejího maximálního průměru. Hlavice, krček a velký trochanter poté mají podobu háku. Celý složený obraz se podobá gumové koupací kačence a zobrazení bylo podle toho pojmenováno „duck sign“ (kachní zobák). Jednou získaný obraz je zmražen a je zahájeno měření. Jsou zkonstruovány dvě linie, první, základní vertikální linie, a druhá, tangenciálně k přední části hlavice a přední části velkého trochanteru. Úhel mezi liniemi nazvali ventrální femorální anteverze. Terjesen a Anda již tento úhel popsali jako femorální anteverzi (Prasad et al, 2003).

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

Projekt navazuje na výzkumný záměr ( VZ 11130003 ) v rámci vyšetřování dětí se zaměřením na vývoj motorických funkcí, který byl prováděn pracovní skupinou FN Motol od počátku roku 2000, a to na podkladě několikaleté empirie pracoviště s přihlédnutím k novým poznatkům kontemporálního výzkumu vývojové neurofyziologie.

Dle výsledků pozorování u dětí ( v rámci řešení VZ 11130003 ), s 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. Včasná identifikace odchylek od fyziologického vývoje motoriky je racionálním předpokladem včasného zahájení terapie. Soubor zkoumaných pacientů (348) na klinice rehabilitace FN Motol od roku 2000 poukazuje na možnosti odhalení centrálního ohrožení nejpozději do třetího měsíce věku dítěte.

Pro vyhodnocení a objektivizaci vyšetřování je použit systém šesti kontrol v průběhu prvních pěti let života. Vychází z předchozí práce ( VZ 11130003 ). 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 dojít k uzrání hrubé motoriky v ontogenezi. Důležitá je návaznost vyšetření, umožnující srovnání výsledků u jednoho dítěte ve všech šesti termínech. Předpokládaný počet vyšetřených novorozenců je 2000.

V prvním roce života - první 3 vyšetření - je sledování zaměřeno na hodnocení třech složek fyziologického vývoje motoriky dítěte. První je „primitivní reflexologie“, tj. soubor reflexů, které je možno vyvolat u dětí v prvním roce života. Důležitá je v odpovědích především jejich symetrie a dynamika (přítomnost / nepřítomnost, persistence v jednotlivých časových obdobích). Druhou složkou je posturální reaktibilita s použitím setu 7 standardních polohových reakcí. Hodnotí se kvantita a kvalita pohybových odpovědí. Vypovídají o schopnosti segmentů těla ( i o řídící funkci zrajícího CNS ) reagovat

jak na vliv gravitačního pole, tak na měnící se zevní prostředí. Třetí složkou je posturální aktivita. Obsahem je cílená aktivita dítěte – posturální a fázická. U posturální složky se hodnotí vzpřímení trupu proti gravitaci ( symetrie/asymetrie ), vytvoření opěrné báze, umístění těžiště těla pro stabilitu polohy. U fázické složky se sleduje optická fixace a sledování, aktivní úchop ruky či nohy, diferenciace končetin na opěrné a kročné, lokomoční pohybové vzory s přenášením váhy a přítomností balančních mechanismů jako je otáčení, lezení, přemístění se do vertikály – sed, klek, stoj a chůze.

Mezi „primitivními reflexy“, posturální reaktivitou a posturální aktivitou je velmi úzký vztah. Výsledek vyšetření primitivních reflexů, posturální reaktivity ve stejný čas ukáže úroveň aktivní cílené hybnosti, kterou v budoucnu dítě kvalitně ( či vůbec ne nebo náhradní pohybovou kompenzací ) dosáhne.

Tímto vyšetřením se identifikuje porucha svalové koordinace, která je hlavní příčinou chybné postury. Odchylka posturálního vývoje je důležitý faktor pro vznik motorické poruchy v dospělém věku. Chybná postura má souvislost také s morfologickým vývojem (anteverze kyčelních kloubů, pedes plani, genua valga atd. ). Porucha funkce není nikdy pouze lokální, ale má podstatně širší dopad. Rehabilitace by měla být proto včas indikována u všech dětí s posturální poruchou.

Při dalších vyšetřeních je využito setu vyšetření vytvořeného pracovní skupinou tohoto projektu. Testy hodnotí kvalitativní i kvantitativní odchylky motoriky.

K zobrazení morfologických změn na skeletu je použito standardních klinických a pomocných (zobrazovacích) metod užívaných v ortopedii, se zaměřením na maximální výtěžnost vyšetření při minimální zátěži dětských probandů.

Dynamika změn, která je při hodnocení nejdůležitější, je dána postupným fyziologickým vývojem a dozráváním CNS.

Cílem této longitudinální studie je popsat kvalitativní vývoj neuromotorických funkcí v časném věku a identifikovat jak vážné odchylky, tak lehčí formy poškození řídící funkce centrální nervové soustavy. Vytvořit srovnatelné a všeobecně použitelné validní vyšetřovací schéma, které odhalí i jemné motorické odchylky v neurofyziologickém vývoji dítěte. Dalším cílem je potvrdit, že včasná indikace a rehabilitační terapie v novorozeneckém a kojeneckém období výrazně ovlivňuje lokomoční limity postiženého dítěte.

# 10 KLINICKÁ POZOROVÁNÍ

Klinická pozorování v rámci této diplomové práce jsou součástí probíhajícího projektu „Posturální funkce v raném věku dítěte jako indikátor poruch neuromuskulárního vývoje, morfologických a funkčních změn pohybového aparátu v dospělosti“ na klinice rehabilitace FN Motol.

Při výběru vyšetřovacích postupů jsme vyšli z poznatků posturální ontogeneze. Při pohledu na držení osového orgánu jedince, ať dospělého či dítěte, a na způsob jeho pohybu jsme schopni určit, z jakého vývojového období si nese každý jedinec jisté nedostatky. Podle toho jsme schopni určit i výsledné držení těla včetně aker dolních i horních končetin.

Držení je determinováno vývojově centrálním programem. Podmínkou pro morfologickou zralost v oblasti kyčelního kloubu je stabilizace páteře a dorzální sklopení pánve. Zásadní roli při stabilizaci páteře hraje souhra mezi svaly hlubokými a povrchovými. Jde o společně sladěnou kontrakci monosegmenálních svalů páteře a bránice, svalů pánevního dna a břišní stěny, které dohromady regulují nitrobřišní tlak. V oblasti krční páteře a horní hrudní páteře jde o koaktivaci mezi hlubokými flexory a extenzory páteře. Jedná se o hluboký stabilizační systém páteře. Svalové souhry, které zabezpečují stabilizaci páteře jsou aktivovány ve všech posturálních funkcích, při jakémkoli pohybu i statickém zatížení. Doprovází každý cílený pohyb horních i dolních končetin. Stabilizační funkce svalů probíhá při volním pohybu zcela automaticky v řetězovém propojení. U jedinců, u kterých vývoj neproběhl kvalitně či u pacientů za patologického stavu jsou patrny stereotypní odchylky ve stabilizační funkci svalů. Je patrno oslabení laterální skupiny břišních svalů, naopak dominuje aktivita horní části m.rectus abdominis. Též jsou inhibovány hluboké flexory krku. Aktivita paravertebrálních svalů se výrazně zvyšuje. Hrudník se nastavuje do inspiračního postavení a pánev je v anteverzi. Předozadní osa spojující sternální část bránice a zadní kostfrénický úhel se vertikalizuje. Patrno je oslabení dolních fixátorů lopatek a naopak zvýšené napětí horních fixátorů. Střední hrudní páteř se kyfotizuje a je porušena její segmentální extenzibilita (Kolář, 2006).

Z již výše popsaných zákonitostí posturální ontogeneze víme, které prvky posturální aktivity a svalové souhry podmiňují ve vývoji morfologickou zralost

v oblasti kyčelního kloubu (kapitola 7). Vývojový model stabilizace páteře a dorzální sklopení pánve je prvotní podmínkou pro morfologickou zralost v oblasti kyčelního kloubu. Nejsou-li tyto základní podmínky zajištěny, není umožněno svalům formujícím anteverzní úhel se uplatnit.
Jelikož žádný segment se nevyvíjí izolovaně, můžeme z držení jednoho odečíst posturální situaci i morfologickou zralost ve vzdáleném segmentu.

Předpokládáme, že na straně zvýšeného úhlu femorální anteverze bude v porovnání s druhou stranou ve větší míře přítomno:

- Konvexní vyklenutí laterální skupiny břišních svalů a laterální pohyb žeber při testu flexe trupu
- Konvexní vyklenutí dolních porcí laterální skupiny břišních svalů a výrazná aktivita paravertebrálního svalstva při extenčním testu
- Poruchu stabilizační funkce svalů lopatky při testu náklonu
- Ventrální sklopení pánve při testu dle Collisové
- Větší vnitřní rotace v kyčelním kloubu v poloze vleže na břiše
- Vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu ve stoji a chůzi
- Vtáčení špičky dovnitř při chůzi

### *10.1 Metodika vyšetření*

Vyšetřování probíhalo na klinice rehabilitace FN Motol od dubna 2006 do února 2007 standardizovaným způsobem. V tomto období jsme vyšetřili 36 dětí ve věku od čtyř a půl do šesti let. U všech těchto dějí se jednalo v pořadí o šesté vyšetření. V této práci nesledujeme dynamiku ve vývoji, nehodnotíme výsledky všech šesti kontrol u jednoho dítěte, ale současný stav.

V rámci probíhajícího projektu byla provedena skupina testů: klinická vyšetření, ultrasonografie kyčelních kloubů a vyšetření na Balance Masteru.
Vybraná data pro posouzení vztahu úhlu femorální anteverze k posturálním funkcím byla statisticky zpracována.

### 10.1.1 Klinická vyšetření v rámci projektu „Posturální funkce v raném věku dítěte jako indikátor poruch neuromuskulárního vývoje, morfologických a funkčních změn pohybového aparátu v dospělosti“

- vyšetření postury ve stoji zezadu, zepředu a z boků
- vyšetření chůze – vpřed v prostoru, po čáře tandem
- stoj na jedné noze, poskoky na jedné noze
- skok do výšky, skok do dálky
- Rhomberg
- vyšetření hypermobility HKK a DKK
- vyšetření hlubokého stabilizačního systému páteře:
  - test flexe trupu
  - extenční test
  - test náklonu
- vyšetření velikosti vnitřní rotace v kyčelních kloubech
- vyšetření přítomnosti diastázy břišních svalů
- vyšetření mozečkových funkcí – taxe, diadochokinéza horních končetin a jazyka
- vyšetření integrace AŠTR a SŠTR
- kvalita provedení 3 měsíčního modelu v poloze na zádech
- provedení otočení za zad na břicho
- vyšetření lezení po čtyřech
- sledování předmětu, preference oka, překročení střední linie, konvergence
- vyšetření mimiky

### 10.1.2 Klinická vyšetření pro posouzení vztahu úhlu femorální anteverze k posturálním funkcím

Pro posouzení vztahu úhlu femorální anteverze k posturálním funkcím jsme zvolili několik testů zaměřených na stabilizační funkci páteře, pletence ramenního a pánevního jejichž nekvalitní projev či asymetrie může vypovídat

o méně zralém či asymetrickém nálezu na kyčelních kloubech. Úhel anteverze krčku femuru byl zobrazen ultrasonografickým vyšetřením.

Jelikož nebyla k dispozici kontrolní skupina, nebylo možné výsledky porovnávat s normou v populaci. Při hodnocení jsme tedy vycházeli z asymetrického obrazu na pravé a levé polovině těla a sledovali dále korelaci nálezu v jednotlivých testech.

#### 10.1.2.1 Vyšetření postury

Vyšetření jedince provádíme aspekcí, ve stoji z boků (Obrázky 15 a 16), zepředu (Obrázek 14) a zezadu (Obrázek 13) .

**Obrázek 13**

**Obrázek 14**

**Obrázek 15**

**Obrázek 16**

Sledujeme:

- symetrii postury
- kyfolordotická zakřivení páteře
- kontrolu hlavy v prostoru – ventrodorzální rovnováha krční muskulatury
- stabilizaci lopatek a funkční centraci ramenních kloubů
- tvar a postavení hrudníku
- konfiguraci břišní stěny a postavení pánve
- postavení horních a dolních končetin
- hru šlach – stabilita stoje, rozložení zátěže
- zezadu v předklonu – rozvíjení páteře, zakřivení ve frontální rovině- přítomnost strukturálních změn

Pro účely této diplomové práce bylo stěžejní postavení dolních končetin, především vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu, v kolenním kloubu, postavení akra dolní končetiny a dále postavení pánve. Držení pletence

ramenního bylo poté vyšetřeno dalšími testy. Předpokládáme, že pro zvýšený úhel femorální anteverze poukazuje ventrální sklopení pánve, vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu, valgózní postavení v kolenním kloubu a planovalgozita.

#### 10.1.2.2 Vyšetření chůze

Vyšetřujeme chůzi vpřed volně po místnosti, sledujeme:

- rytmus, pravidelnost chůze
- délku kroku
- osové postavení dolní končetiny v kyčelním a kolenním kloubu
- postavení nohy a její odvíjení od podložky, vtáčení špičky dovnitř
- souhyby horních končetin, hlavy a trupu
- stabilitu při chůzi

Pro zvýšení nároků na funkci dolních končetin využijeme chůzi po čáře tandem. Často dojde k zvýraznění odchylek v osovém postavení dolních končetin včetně akra.

Stejně tak využijeme stoje a poskoku na jedné noze, kdy též dojde k zvýraznění asymetrií (vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu jak na stojné, tak flektované, vtáčení špičky nohy dovnitř).

#### 10.1.2.3 Funkční vyšetření stabilizace páteře

Pro účely této diplomové práce jsme při těchto testech odečítali především stranovou asymetrii projevů insuficience. Předpokládáme, že strana více pozitivního nálezu bude korelovat s větším úhlem anteverze krčku femuru.

**TEST FLEXE TRUPU**

Výchozí poloha: vyšetřovaný leží v poloze na zádech

Provedení testu: vyšetřovaný provede pomalou flexi krku a postupně i trupu

Sledujeme: chování trupu 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 vzniká kraniální synkinéza hrudníku a klíčních kostí
- za předpokladu nedostatečné stabilizace páteře nastává při flexi trupu laterální pohyb žeber a konvexní vyklenutí laterální skupiny břišních svalů (Obrázky 17 až 20), flexe trupu probíhá v nádechovém postavení
- často se objeví břišní diastáza
- při flexi se zapojuje m.rectus abdominis a m.externus abdominis, flexe se neúčastní laterální skupina břišních svalů a bránice (Kolář, 2006)

**Obrázek 17** **Obrázek 18** **Obrázek 19** **Obrázek 20**

**EXTENČNÍ TEST**

Výchozí poloha: vyšetřovaný leží na břiše, postavení horních končetin volíme individuálně

Provedení testu: vyšetřovaný zvedne hlavu nad podložku a provede mírnou extenzi páteře

Sledujeme: koordinaci v zapojení zádových a laterální skupiny břišních svalů

Správné provedení: při extenzi se aktivuje paravertebrální svalstvo v rovnováze s laterální skupinou břišních svalů

Projevy insuficience:

- při extenzi se výrazně aktivuje paravertebrální svalstvo s maximem v oblasti horní bederní a dolní hrudní páteře

- neaktivuje se či jen málo dolní část laterální skupiny břišních svalů, projevem je laterální vyklenutí břišních svalů hlavně v dolní porci
- horní úhly lopatek jsou taženy do addukce a migrují kraniálně, dolní úhly lopatek se naopak nastavují do abdukce (Kolář, 2006) (Obrázky 21 až 23)

**Obrázek 21**

**Obrázek 22**

**Obrázek 23**

**TEST NÁKLONU**

Výchozí poloha: test provádíme v poloze na čtyřech, ve výchozí poloze nesmí být zvýšení bederní lordózy

Provedení testu: vyšetřovaný se pasivně naklání v ramenních a kyčelních kloubech směrem dopředu

Sledujeme: stabilizaci lopatek během pohybu

Projevy insuficience:

- na straně insuficience vzniká při náklonu addukce horního úhlu lopatky a dolní úhel odstupuje od trupu
- na stejné straně se zvyšuje aktivita extenzorů páteře na úrovni Th/L přechodu (Kolář, 2006) (Obrázky 24 až 26)

Obrázek 24

Obrázek 25

Obrázek 26

### 10.1.2.4. Vyšetření velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu

Výchozí poloha: vyšetření provádíme v poloze vleže na břiše, kolenní klouby flektovány do 90˚ , v případě souhybu v pánvi ji fixujeme ve středním postavení (Obrázek 27)

Provedení testu: provedeme pasivní vnitřní rotaci v kyčelních kloubech

Sledujeme: asymetrii vnitřní rotace na pravé a levé končetině, velikost vnitřní rotace (Obrázky 28 a 29)

Podle zákonů biomechaniky a mnoha klinických studií očekáváme větší vnitřní rotaci na straně většího úhlu femorální anteverze či tento obraz vyjádřený oboustranně.

Obrázek 27

Obrázek 28

Obrázek 29

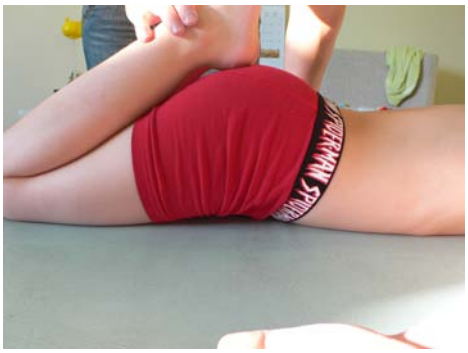
### 10.1.2.5 Test Collisové

Výchozí poloha: vyšetření provádíme v poloze vleže na břiše

Provedení testu: provedeme pasivní maximální flexi v kolenních kloubech

Sledujeme: postavení pánve a postavení v kyčelních kloubech v sagitální rovině, symetrii nálezu na pravé a levé straně (Obrázky 30 a 31)

Předpokládáme, že v případě zvýšeného úhlu femorální anteverze bude přítomno ventrální sklopení pánve, flexe v kyčelních kloubech. V případě asymetrické velikosti úhlu anteverze bude asymetrie nálezu na pravé a levé straně.



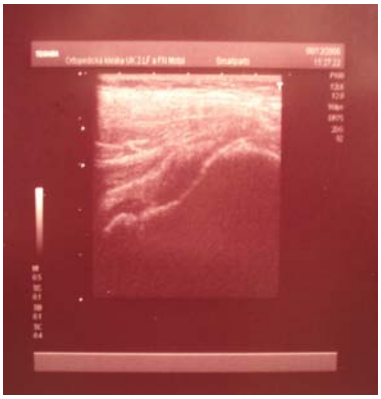
**Obrázek 30**

**Obrázek 31**

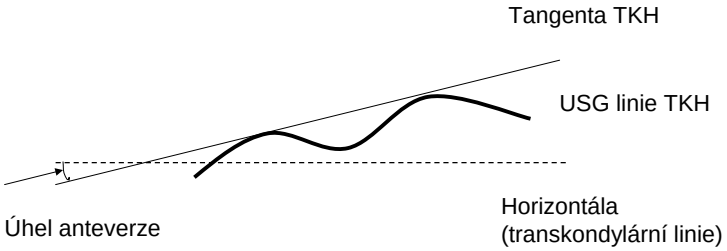
### 10.1.3 Metodika ultrasonografie

Ultrazvuková vyšetření jsme prováděli přístrojem Toshiba Nemio SSA-550A s lineární sondou s frekvenčním rozsahem 9-13 MHz, která umožňuje prostorové rozlišení v rozmezí 0,2 - 0,4 mm.
Kontakt kůže-sonda byl zabezpečen sonografickým gelem Aquasonic.
Výchozí poloha: vleže na zádech, dolní končetiny flektovány v kolenních kloubech do 90°, kolenní klouby dle transkondylární roviny srovnané vodorovně a stabilizované proti rotacím při měření

Provedení: Palpován vrchol velkého trochanteru, sonda přiložena cca 1-2.5 cm distálně, stočena paralelně s krčkem femuru. Sonda je držena kolmo na vodorovnou resp. transkondylární rovinu (ta je zajištěna flexí 90° v kolenních kloubech a fixací DK v dané pozici).
Hyperechogenní linie kosti vykreslí anteriorní část hlavice, krčku a trochanteru (TKH) (Obrázek 32 ), tangenta k této linii a horizontála resp. transkondylární linie distálního femuru dává úhel anteverze krčku femuru (Upadhyay et al, 1987) (Obrázek 33).



**Obrázek 32**




**Obrázek 33**

# 11 ZHODNOCENÍ VÝSLEDKŮ VYŠETŘENÍ VZHLEDEM K VELIKOSTI ÚHLU FEMORÁLNÍ ANTEVERZE

Výsledky klinického pozorování jsme odečítali z fotodokumentace a kamerového záznamu. Hodnocení jsme prováděli dvě, nezávisle na sobě. Při neshodě jsme vyzvali k posouzení třetí osobu.

Při vyhodnocování výsledků klinického pozorování i výsledků ultrasonografie jsme posuzovali stranovou asymetrii nálezu.

Hodnocení velikosti úhlu femorální anteverze prováděl ortoped sonografista.

Výsledky jsme zanesli do tabulky, kdy číslo 1 svědčí pro pozitivitu vlevo, číslo 2 pro pozitivitu nálezu vpravo, v případě stejného nálezu vpravo i vlevo číslo 0.

| **Dítě číslo:** | Velikost VR v kyč. kl. | Stoj VR v kyč.kl | Test flexe | Test extenze | Test Collisové | Test náklonu-stabilizace lopatky | Chůze-VR v kyč.kl. | Sonografie | Výsledky sonografie ve ° | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 1 | 2 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 28 | 26 |
| 2 | 2 | 0 | 2 | 2 | 1 | 2 | 0 | 1 | 24 | 22 |
| 3 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 27 | 24 |
| 4 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 25 | 23 |
| 5 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 28 | 26 |
| 6 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 24 | 27 |
| 7 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 26 | 22 |
| 8 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 27 | 23 |
| 9 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 28 | 27 |
| 10 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 24 | 26 |
| 11 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 26 | 26 |
| 12 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 28 | 25 |
| 13 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 26 | 24 |
| 14 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 25 | 23 |
| 15 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 0 | 0 | 23 | 23 |

| | | | | | | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| 16 | 2 | 2 | 2 | 1 | 0 | 1 | 0 | 1 | 23 | 22 |
| 17 | 2 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 0 | 24 | 24 |
| 18 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 27 | 24 |
| 19 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 26 | 28 |
| 20 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 0 | 2 | 25 | 27 |
| 21 | 0 | 2 | 1 | 2 | 0 | 2 | 2 | 1 | 26 | 24 |
| 22 | 2 | 1 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 27 | 28 |
| 23 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 26 | 25 |
| 24 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 28 | 24 |
| 25 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 24 | 25 |
| 26 | 1 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 2 | 26 | 27 |
| 27 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 2 | 25 | 27 |
| 28 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 30 | 26 |
| 29 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 25 | 24 |
| 30 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 23 | 26 |
| 31 | 0 | 1 | 1 | 2 | 1 | 1 | 1 | 2 | 22 | 25 |
| 32 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 2 | 2 | 1 | 27 | 25 |
| 33 | 2 | 2 | 1 | 1 | 2 | 1 | 2 | 1 | 27 | 25 |
| 34 | 2 | 1 | 2 | 2 | 2 | 2 | 1 | 1 | 27 | 23 |
| 35 | 1 | 1 | 1 | 0 | 1 | 1 | 1 | 0 | 24 | 24 |
| 36 | 0 | 1 | 1 | 1 | 1 | 1 | 2 | 2 | 27 | 28 |

**Statistické zpracování dat**

Při statistické analýze jsme pracovali s nominálními daty. Jelikož termín hodnota je u nominálních proměnných běžně nahrazován termínem kategorie, jsou proměnné označované jako kategoriální proměnné. K vícerozměrné analýze kategoriálních proměnných jsme použili výběrové míry asociace a testy nezávislosti v dvourozměrné kontingenční tabulce.

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.

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 měr asociace znamenají pevnou závislost, tedy vzájemně jednoznačné přiřazení hodnot obou veličin. Skupina běžně známých symetrických měr 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 et al , 2005).

Dále jsme použili dva testy nezávislosti v kontingenční tabulce (Hebák et al 2005). $\chi^2$ test dobré shody používá jako testové kritérium Pearsonovu statistiku, která má v případě nezávislosti asymptoticky rozdělení $\chi^2$ 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 $\chi^2$ s počtem stupňů volnosti (r-1)(s-1).

Je-li hladina významnosti p(„Signifficance 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.

Předpokládali jsme stejnostrannou závislost poruchy stabilizace lopatky, laterálního pohybu žeber, konvexního vyklenutí laterální skupiny břišních svalů a hyperaktivity paravertebrálního svalstva při testu flexe, ventrálního sklopení pánve a flexe v kyčelních kloubech při testu dle Collisové, zvýšené vnitřní rotace v kyčelních kloubech, vnitřní rotace v kyčelním kloubu ve stoji a při chůzi, vtáčení

špičky nohy dovnitř při chůzi a dále, že jednotlivé testy budou korelovat s výsledky asymetrie velikosti úhlu femorální anteverze zobrazené sonograficky.

Proto jsme vzájemně porovnávali výsledky jednotlivých testů, abychom určili jejich vzájemné závislosti respektive nezávislosti:

### 1. TEST FLEXE TRUPU – STABILIZACE LOPATKY

Kontingenční tabulka:

| | | STABILIZACE LOPATKY | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| TEST FLEXE TRUPU | 0 | 1 | | | 1 |
| | 1 | | 26 | 3 | 29 |
| | 2 | | 1 | 5 | 6 |
| Total | | 1 | 27 | 8 | 36 |

Závislost:u 26 probandů levostranně, u 5 probandů pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 32 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 88,8%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | 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 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

### 2. TEST FLEXE TRUPU – EXTENČNÍ TEST

Kontingenční tabulka:

| | | EXTENČNÍ TEST | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| TEST FLEXE TRUPU | 0 | | 1 | | 1 |
| | 1 | 1 | 25 | 3 | 29 |
| | 2 | | 2 | 4 | 6 |

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Total** | 1 | 28 | 7 | 36 |

Závislost: u 25 probandů levostranně, u 4 probandů pravostranně. Celkem u 29 probadů z 36 stranová závislost. Činí tedy 80,5%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | 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 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

### 3. TEST FLEXE TRUPU – TEST COLLISOVÉ

Kontingenční tabulka:

| | | TEST COLLISOVÉ | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **TEST FLEXE TRUPU** | **0** | 1 | | | 1 |
| | **1** | 1 | 20 | 8 | 29 |
| | **2** | 1 | 2 | 3 | 6 |
| **Total** | | 3 | 22 | 11 | 36 |

Závislost: u 20 probandů levostranně, u 3 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 24 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 66,6%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,444 | 0,007 |
| **Contingency Coefficient** | 0,532 | 0,007 |
| **Pearson Chi-Square** | 14,207(a) | 0,007 |
| **Likelihood Ratio** | 8,322 | 0,080 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 4. TEST FLEXE TRUPU – VELIKOST VNITŘNÍ ROTACE V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | VELIKOST VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| TEST FLEXE TRUPU | 0 | | 1 | | 1 |
| | 1 | 4 | 16 | 9 | 29 |
| | 2 | | | 6 | 6 |
| Total | | 4 | 17 | 15 | 36 |

Závislost: u 16 probandů levostranně, u 6 pravostranně. Celkem u 22 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 61%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,389 | 0,028 |
| **Contingency Coefficient** | 0,482 | 0,028 |
| **Pearson Chi-Square** | 10,880(a) | 0,028 |
| **Likelihood Ratio** | 13,412 | 0,009 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 5.TEST FLEXE TRUPU – STOJ S VR V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | STOJ_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| TEST FLEXE TRUPU | 0 | 1 | | | 1 |
| | 1 | 2 | 20 | 7 | 29 |
| | 2 | 1 | 2 | 3 | 6 |
| Total | | 4 | 22 | 10 | 36 |

Závislost: u 20 probandů levostranně, u 3 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 24 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 66,6%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,389 | 0,028 |
| **Contingency Coefficient** | 0,482 | 0,028 |
| **Pearson Chi-Square** | 10,886(a) | 0,028 |
| **Likelihood Ratio** | 7,270 | 0,122 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 6. TEST FLEXE TRUPU – CHŮZE S VR V KYČELNÍM KLOUBU A VTÁČENÍM ŠPIČKY DOVNITŘ

Kontingenční tabulka:

| | | CHŮZE_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **TEST FLEXE TRUPU** | **0** | 1 | | | 1 |
| | **1** | 4 | 16 | 9 | 29 |
| | **2** | 2 | 1 | 3 | 6 |
| **Total** | | 7 | 17 | 12 | 36 |

Závislost: u 16 probandů levostranně, u 3 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 20 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 55,5%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,319 | 0,119 |
| **Contingency Coefficient** | 0,411 | 0,119 |
| **Pearson Chi-Square** | 7,335(a) | 0,119 |
| **Likelihood Ratio** | 6,727 | 0,151 |

Závislost mezi pozitivním nálezem při testu flexe a chůzí s vnitřní rotací v kyčelním kloubu a vtáčením špičky dovnitř při chůzi na stejné straně se neprokázala, i když hodnota závislosti se blíží 10% hladině významnosti . Výsledek přesto není statisticky významný.

## 7. STABILIZACE LOPATKY – VELIKOST VNITŘNÍ ROTACE V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | VELIKOST VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| STABILIZACE LOPATKY | 0 | | 1 | | 1 |
| | 1 | 3 | 16 | 8 | 27 |
| | 2 | 1 | | 7 | 8 |
| Total | | 4 | 17 | 15 | 36 |

Závislost: u 16 probandů levostranně, u 7 pravostranně. Celkem u 23 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 63,8%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,386 | 0,030 |
| **Contingency Coefficient** | 0,479 | 0,030 |
| **Pearson Chi-Square** | 10,710(a) | 0,030 |
| **Likelihood Ratio** | 13,934 | 0,008 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 8. STABILIZACE LOPATKY – CHŮZE S VR V KYČELNÍM KLOUBU A VTÁČENÍM ŠPIČKY DOVNITŘ

Kontingenční tabulka:

| | | CHŮZE_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| STABILIZACE | 0 | 1 | | | 1 |

| | | | | | |
|---|---|---|---|---|---|
| **LOPATKY** | **1** | 4 | 16 | 7 | 27 |
| | **2** | 2 | 1 | 5 | 8 |
| **Total** | | 7 | 17 | 12 | 36 |

Závislost: u 16 probandů levostranně, u 5 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 22 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 61%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,371 | 0,042 |
| **Contingency Coefficient** | 0,456 | 0,042 |
| **Pearson Chi-Square** | 9,924(a) | 0,042 |
| **Likelihood Ratio** | 9,480 | 0,050 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 9. STABILIZACE LOPATKY - STOJ S VR V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | **STOJ_VR** | | | **Total** |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **STABILIZACE LOPATKY** | **0** | 1 | | | 1 |
| | **1** | 2 | 20 | 5 | 27 |
| | **2** | 1 | 2 | 5 | 8 |
| **Total** | | 4 | 22 | 10 | 36 |

Závislost: u 20 probandů levostranně, u 5 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 26 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 72,2%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,458 | 0,004 |
| **Contingency Coefficient** | 0,544 | 0,004 |
| **Pearson Chi-Square** | 15,102(a) | 0,004 |
| **Likelihood** | 11,182 | 0,025 |

| | | |
|---|---|---|
| **Ratio** | | |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 10. EXTENČNÍ TEST – STABILIZACE LOPATKY

Kontingenční tabulka:

| | | STABILIZACE LOPATKY | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **EXTENČNÍ TEST** | **0** | | 1 | | 1 |
| | **1** | 1 | 24 | 3 | 28 |
| | **2** | | 2 | 5 | 7 |
| **Total** | | 1 | 27 | 8 | 36 |

Závislost: u 24 probandů levostranně, u 5 pravostranně. Celkem u 29 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 80,5%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | 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 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 11. EXTENČNÍ TEST – VELIKOST VNITŘNÍ ROTACE V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | VELIKOST VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **EXTENČNÍ TEST** | **0** | | 1 | | 1 |
| | **1** | 2 | 15 | 11 | 28 |
| | **2** | 2 | 1 | 4 | 7 |
| **Total** | | 4 | 17 | 15 | 36 |

Závislost: u 15 probandů levostranně, u 4 pravostranně. Celkem u 19 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 52,7%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,282 | 0,221 |
| **Contingency Coefficient** | 0,370 | 0,221 |
| **Pearson Chi-Square** | 5,723(a) | 0,221 |
| **Likelihood Ratio** | 6,137 | 0,189 |

Výsledek není statisticky významný.

## 12. EXTENČNÍ TEST – CHŮZE S VR V KYČELNÍM KLOUBU A VTÁČENÍM ŠPIČKY DOVNITŘ

Kontingenční tabulka:

| | | CHŮZE_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **EXTENČNÍ TEST** | **0** | | 1 | | 1 |
| | **1** | 6 | 13 | 9 | 28 |
| | **2** | 1 | 3 | 3 | 7 |
| **Total** | | 7 | 17 | 12 | 36 |

Závislost: u 13 probandů levostranně, u 3 pravostranně. Celkem u 16 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 44,4%

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,145 | 0,826 |
| **Contingency Coefficient** | 0,200 | 0,826 |
| **Pearson Chi-Square** | 1,505(a) | 0,826 |
| **Likelihood Ratio** | 1,881 | 0,758 |

Výsledek není statisticky významný.

## 13. EXTENČNÍ TEST – STOJ S VR V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | STOJ_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| EXTENČNÍ TEST | 0 | | 1 | | 1 |
| | 1 | 3 | 18 | 7 | 28 |
| | 2 | 1 | 3 | 3 | 7 |
| Total | | 4 | 22 | 10 | 36 |

Závislost: u 18 probandů levostranně, u 3 pravostranně. Celkem u 21 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 58,3%

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,157 | 0,776 |
| **Contingency Coefficient** | 0,217 | 0,776 |
| **Pearson Chi-Square** | 1,782(a) | 0,776 |
| **Likelihood Ratio** | 2,090 | 0,719 |

Výsledek není statisticky významný.

## 14. EXTENČNÍ TEST – TEST COLLISOVÉ

Kontingenční tabulka:

| | | TEST COLLISOVÉ | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| EXTENČNÍ TEST | 0 | | 1 | | 1 |
| | 1 | 2 | 17 | 9 | 28 |
| | 2 | 1 | 4 | 2 | 7 |
| Total | | 3 | 22 | 11 | 36 |

Závislost: u 17 probandů levostranně, u 2 pravostranně. Celkem u 19 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 52,7%

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,120 | 0,905 |
| **Contingency Coefficient** | 0,167 | 0,905 |
| **Pearson Chi-Square** | 1,032(a) | 0,905 |
| **Likelihood Ratio** | 1,331 | 0,856 |

Výsledek není statisticky významný.

## 15. TEST COLLISOVÉ – STABILIZACE LOPATKY

Kontingenční tabulka:

| | | STABILIZACE LOPATKY | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **TEST COLLISOVÉ** | **0** | 1 | 1 | 1 | 3 |
| | **1** | | 20 | 2 | 22 |
| | **2** | | 6 | 5 | 11 |
| **Total** | | 1 | 27 | 8 | 36 |

Závislost: u 20 probandů levostranně, u 5 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 26 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 72,2%

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,497 | 0,001 |
| **Contingency Coefficient** | 0,573 | 0,001 |
| **Pearson Chi-Square** | 17,596(a) | 0,001 |
| **Likelihood Ratio** | 11,613 | 0,020 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 16. TEST COLLISOVÉ – CHŮZE S VR V KYČELNÍM KLOUBU A VTÁČENÍM ŠPIČKY DOVNITŘ

Kontingenční tabulka:

| | | CHŮZE_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| TEST COLLISOVÉ | 0 | 2 | | 1 | 3 |
| | 1 | 4 | 12 | 6 | 22 |
| | 2 | 1 | 5 | 5 | 11 |
| Total | | 7 | 17 | 12 | 36 |

Závislost: u 12 probandů levostranně, u 5 pravostranně, u 2 symetrický nález. Celkem u 19 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 52,7%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| Cramer´s V | 0,300 | 0,167 |
| Contingency Coefficient | 0,390 | 0,167 |
| Pearson Chi-Square | 6,466(a) | 0,167 |
| Likelihood Ratio | 6,643 | 0,156 |

Výsledek není statisticky významný.

## 17. TEST COLLISOVÉ – STOJ S VR V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | STOJ_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| TEST COLLISOVÉ | 0 | 1 | | 2 | 3 |
| | 1 | 3 | 15 | 4 | 22 |
| | 2 | | 7 | 4 | 11 |
| Total | | 4 | 22 | 10 | 36 |

Závislost: u 15 probandů levostranně, u 4 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 20 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 55,5%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,320 | 0,118 |
| **Contingency Coefficient** | 0,412 | 0,118 |
| **Pearson Chi-Square** | 7,361(a) | 0,118 |
| **Likelihood Ratio** | 9,543 | 0,049 |

Závislost mezi pozitivitou při testu Collisové a stojem s vnitřní rotací v kyčelním kloubu se neprokázala, i když se výsledek blíží 10% hladině významnosti. Výsledek přesto není statisticky významný.

## 18. TEST COLLISOVÉ - VELIKOST VNITŘNÍ ROTACE V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | VELIKOST VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **TEST COLLISOVÉ** | **0** | 1 | 1 | 1 | 3 |
| | **1** | 3 | 14 | 5 | 22 |
| | **2** | | 2 | 9 | 11 |
| **Total** | | 4 | 17 | 15 | 36 |

Závislost: u 14 probandů levostranně, u 9 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 24 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 66,7%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,412 | 0,016 |
| **Contingency Coefficient** | 0,503 | 0,016 |
| **Pearson Chi-Square** | 12,224(a) | 0,016 |
| **Likelihood Ratio** | 12,903 | 0,016 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 19. VELIKOST VNITŘNÍ ROTACE V KYČELNÍM KLOUBU – CHŮZE S VR V KYČELNÍM KLOUBU A VTÁČENÍM ŠPIČKY DOVNITŘ

Kontingenční tabulka:

| | | CHÙZE_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| VELIKOST VR | 0 | | 2 | 2 | 4 |
| | 1 | 3 | 12 | 2 | 17 |
| | 2 | 4 | 3 | 8 | 15 |
| Total | | 7 | 17 | 12 | 36 |

Závislost: u 12 probandů levostranně, u 8 pravostranně. Celkem u 20 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 55,5%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,373 | 0,040 |
| **Contingency Coefficient** | 0,467 | 0,040 |
| **Pearson Chi-Square** | 10,040(a) | 0,040 |
| **Likelihood Ratio** | 11,643 | 0,020 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 20. CHŮZE S VR V KYČELNÍM KLOUBU A VTÁČENÍM ŠPIČKY DOVNITŘ - STOJ S VR V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | STOJ_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| CHÙZE_VR | 0 | 3 | 2 | 2 | 7 |
| | 1 | | 17 | | 17 |
| | 2 | 1 | 3 | 8 | 12 |
| Total | | 4 | 22 | 10 | 36 |

Závislost: u 17 probandů levostranně, u 8 pravostranně, u 3 symetrický nález. Celkem u 28 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 77,7%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,619 | 0,000 |
| **Contingency Coefficient** | 0,658 | 0,000 |
| **Pearson Chi-Square** | 27,559(a) | 0,000 |
| **Likelihood Ratio** | 29,985 | 0,000 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 21. VELIKOST VNITŘNÍ ROTACE V KYČELNÍM KLOUBU - STOJ S VR V KYČELNÍM KLOUBU

Kontingenční tabulka:

| | | STOJ_VR | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **VELIKOST VR** | **0** | | 3 | 1 | 4 |
| | **1** | 2 | 13 | 2 | 17 |
| | **2** | 2 | 6 | 7 | 15 |
| **Total** | | 4 | 22 | 10 | 36 |

Závislost: u 13 probandů levostranně, u 7 pravostranně. Celkem u 28 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 55,5%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,286 | 0,207 |
| **Contingency Coefficient** | 0,375 | 0,207 |
| **Pearson Chi-Square** | 5,901(a) | 0,207 |
| **Likelihood Ratio** | 6,546 | 0,167 |

Výsledek není statisticky významný.

## 22. VELIKOST VNITŘNÍ ROTACE V KYČELNÍM KLOUBU – SONOGRAFIE

Kontingenční tabulka:

| | | SONOGRAFIE | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| VELIKOST VR | 0 | | 2 | 2 | 4 |
| | 1 | 3 | 9 | 5 | 17 |
| | 2 | 1 | 10 | 4 | 15 |
| Total | | 4 | 21 | 11 | 36 |

Závislost: u 9 probandů levostranně, u 4 pravostranně. Celkem u 13 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 36,1%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,177 | 0,690 |
| **Contingency Coefficient** | 0,243 | 0,690 |
| **Pearson Chi-Square** | 2,252(a) | 0,690 |
| **Likelihood Ratio** | 2,562 | 0,634 |

Výsledek není statisticky významný.

## 23. CHŮZE S VR V KYČELNÍM KLOUBU A VTÁČENÍM ŠPIČKY DOVNITŘ – SONOGRAFIE

Kontingenční tabulka:

| | | SONOGRAFIE | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| CHÙZE_VR | 0 | 1 | 4 | 2 | 7 |
| | 1 | 2 | 10 | 5 | 17 |
| | 2 | 1 | 7 | 4 | 12 |
| Total | | 4 | 21 | 11 | 36 |

Závislost: u 10 probandů levostranně, u 4 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 13 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 41,6%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,053 | 0,995 |
| **Contingency** | 0,075 | 0,995 |

| Coefficient | | |
|---|---|---|
| Pearson Chi-Square | 0,202(a) | 0,995 |
| Likelihood Ratio | 0,204 | 0,995 |

Výsledek není statisticky významný.

## 24. STOJ S VR V KYČELNÍM KLOUBU - SONOGRAFIE

Kontingenční tabulka:

| | | SONOGRAFIE | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| STOJ_VR | 0 | 1 | 2 | 1 | 4 |
| | 1 | 3 | 12 | 7 | 22 |
| | 2 | | 7 | 3 | 10 |
| Total | | 4 | 21 | 11 | 36 |

Závislost: u 12 probandů levostranně, u 3 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 16 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 44,4%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| Cramer´s V | 0,179 | 0,677 |
| Contingency Coefficient | 0,246 | 0,677 |
| Pearson Chi-Square | 2,320(a) | 0,677 |
| Likelihood Ratio | 3,231 | 0,520 |

Výsledek není statisticky významný.

## 25. TEST COLLISOVÉ - SONOGRAFIE

Kontingenční tabulka:

| | | SONOGRAFIE | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| TEST COLLISOVÉ | 0 | | 2 | 1 | 3 |
| | 1 | 4 | 12 | 6 | 22 |
| | 2 | | 7 | 4 | 11 |

| | | | | |
|---|---|---|---|---|
| **Total** | 4 | 21 | 11 | 36 |

Závislost: u 12 probandů levostranně, u 4 pravostranně. Celkem u 16 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 44,4%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,201 | 0,576 |
| **Contingency Coefficient** | 0,273 | 0,576 |
| **Pearson Chi-Square** | 2,895(a) | 0,576 |
| **Likelihood Ratio** | 4,283 | 0,369 |

Výsledek není statisticky významný.

## 26. TEST FLEXE TRUPU – SONOGRAFIE

Kontingenční tabulka:

| | | SONOGRAFIE | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | **0** | **1** | **2** | |
| **TEST FLEXE TRUPU** | **0** | | | 1 | 1 |
| | **1** | 4 | 17 | 8 | 29 |
| | **2** | | 4 | 2 | 6 |
| **Total** | | 4 | 21 | 11 | 36 |

Závislost: u 17 probandů levostranně, u 2 pravostranně. Celkem u 19 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 52,7%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,214 | 0,509 |
| **Contingency Coefficient** | 0,290 | 0,509 |
| **Pearson Chi-Square** | 3,298(a) | 0,509 |
| **Likelihood Ratio** | 4,049 | 0,399 |

Výsledek není statisticky významný.

## 27. EXTENČNÍ TEST - SONOGRAFIE

Kontingenční tabulka:

| | | SONOGRAFIE | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| EXTENČNÍ TEST | 0 | 1 | | | 1 |
| | 1 | 3 | 17 | 8 | 28 |
| | 2 | | 4 | 3 | 7 |
| Total | | 4 | 21 | 11 | 36 |

Závislost: u 17 probandů levostranně, u 3 pravostranně, u 1 symetrický nález. Celkem u 21 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 58,3%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,357 | 0,056 |
| **Contingency Coefficient** | 0,451 | 0,056 |
| **Pearson Chi-Square** | 9,193(a) | 0,056 |
| **Likelihood Ratio** | 6,327 | 0,176 |

Statistická závislost je na 5% hladině významnosti. Výsledek je statisticky významný.

## 28. STABILIZACE LOPATKY – SONOGRAFIE

Kontingenční tabulka:

| | | SONOGRAFIE | | | Total |
|---|---|---|---|---|---|
| | | 0 | 1 | 2 | |
| STABILIZACE LOPATKY | 0 | | | 1 | 1 |
| | 1 | 4 | 16 | 7 | 27 |
| | 2 | | 5 | 3 | 8 |
| Total | | 4 | 21 | 11 | 36 |

Závislost: u 16 probandů levostranně, u 3 pravostranně. Celkem u 19 probandů z 36 stranová závislost. Činí tedy 52,7%.

Míry asociace a testy nezávislosti:

| | VALUE | ASYMP. SIG. |
|---|---|---|
| **Cramer´s V** | 0,231 | 0,428 |

| | | |
|---|---|---|
| **Contingency Coefficient** | 0,310 | 0,428 |
| **Pearson Chi-Square** | 3,838(a) | 0,428 |
| **Likelihood Ratio** | 4,795 | 0,309 |

Výsledek není statisticky významný.

V tabulkách shrnuji, u kterých testů jsme vzájemně prokázali či neprokázali závislost:

**Závislosti statisticky významné:**

| | |
|---|---|
| Test náklonu - stabilizace lopatky | - Test flexe trupu<br>- Extenční test<br>- Test Collisové<br>- Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu<br>- Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu<br>- Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu a vtáčením špičky dovnitř |
| Test flexe trupu | - Stabilizace lopatky<br>- Extenční test<br>- Test Collisové<br>- Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu<br>- Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu |
| Extenční test | - Stabilizace lopatky<br>- Test flexe trupu<br>- Sonografie |
| Test Collisové | - Stabilizace lopatky<br>- Test flexe trupu<br>- Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu |
| Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu | - Stabilizace lopatky<br>- Test flexe trupu<br>- Test Collisové<br>- Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu |

| | |
|---|---|
| | a vtáčením špičky dovnitř |
| Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu a vtáčením špičky dovnitř | - Stabilizace lopatky<br>- Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu<br>- Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu |
| Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu | - Stabilizace lopatky<br>- Test flexe trupu<br>- Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu a vtáčením špičky dovnitř |
| Sonografie | - Extenční test |

**Závislosti statisticky nevýznamné:**

| | |
|---|---|
| Test náklonu - stabilizace lopatky | - Sonografie |
| Test flexe trupu | - Sonografie<br>- Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu |
| Extenční test | - Test Collisové<br>- Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu<br>- Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu<br>- Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu |
| Test Collisové | - Sonografie<br>- Extenční test<br>- Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu<br>- Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu |
| Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu | - Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu<br>- Extenční test |
| Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu a vtáčením špičky dovnitř | - Test flexe trupu<br>- Test Collisové<br>- Sonografie<br>- Extenční test |
| Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu | - Extenční test<br>- Test Collisové<br>- Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu |

| | |
|---|---|
| | - Sonografie |
| Sonografie | - Stabilizace lopatky<br>- Test flexe trupu<br>- Test Collisové<br>- Velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu<br>- Stoj s vnitřní rotací v kyčelním kloubu<br>- Chůze s vnitřní rotací v kyčelním kloubu |

Dle mnoha studií zabývajících se klinickou charakteristikou úhlu femorální anteverze vyplývá řada projevů. Pro velký úhel femorální anteverze svědčí vtáčení špiček při chůzi dovnitř a zvýšení velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Na základě poznatků z vývojové kineziologie můžeme dále očekávat poruchu stabilizačních funkcí páteře, se kterými souvisí ventrální sklopení pánve, porucha stabilizace lopatky. V případě asymetrického nálezu očekáváme i asymetrii morfologické zralosti kyčelních kloubů.

Ze statistického zpracování výsledků námi provedených vyšetření je patrné, že:

- závislost stranové asymetrie velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu a vtáčení špiček při chůzi dovnitř byla prokázána
- závislost stranové asymetrie velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu a stabilizačním systémem páteře a lopatky (prostřednictvím testů flexe, náklonu a Collisové) byla prokázána
- závislost stranové asymetrie velikosti úhlu femorální anteverze dle ultrasonografie s klinickými projevy nebyla prokázána

Ve výše uvedených tabulkách je uvedeno, které testy mezi sebou navzájem prokazují závislost a které nezávislost.

# 12 DISKUSE

V diskusi jsem ze zaměřila na zaujetí postoje k uvedeným obecným poznatkům a dále na zhodnocení klinických i ultrasonografických vyšetření.

Jednou z kapitol této diplomové práce je problematika posturálních funkcí. Pohledů na držení těla je mnoho, avšak ztotožňuji se s názory autorů vycházejících z principů vývojové kineziologie. Dle těchto zákonitostí je držení těla a společně s ním morfologická zralost skeletu podmíněna neporušeným vývojem posturálních funkcí. Za správné držení těla můžeme z tohoto pohledu označovat takové držení, u kterého jsou zajištěny optimální svalové synergie umožňující centrované postavení kloubů. Za těchto okolností plní držení těla kvalitní posturální a motorické funkce, adaptuje se na vlivy zevního a vnitřního prostředí, není příčinou potíží a navíc působí esteticky.
Mechanické náhledy na držení těla tyto parametry nerespektují. Nesouhlasím s tímto hodnocením z důvodu stejných normativ pro děti i dospělé. Centimetrové distance od vertikály mají u dětí a dospělých zásadně odlišný význam. Tyto metody také neuvažují genetické, pohlavní a výživové vlivy, taktéž nepočítají s variabilitou somatotypů či rasových odlišností postavy.

Dále jsem se zabývala problematikou úhlu femorální anteverze. Rozdíly ve stanovení normy velikosti úhlu anteverze jsou veliké. U novorozence Dungl uvádí velikost 50°, Cibulka 31°, u dospělých Dungl 7 – 15°, Kapanji 10 – 30°. U pětiletých dětí 26°. Neexistuje tedy obecně přijatelná norma. V naší studii jsme proto hodnotili asymetrii nálezu na pravém a levém kyčelním kloubu. Rozdíly ve velikosti vpravo a vlevo se pohybovaly od 0° do 4°. Průměrná velikost úhlu anteverze u dětí vyšetřených v rámci naší studie je 25,3°.
Kolář uvádí, že morfologická zralost skeletu je vázána na vývoj posturální funkce fázických svalů. Zráním CNS jsou svaly postupně zapojovány do držení těla a svou stabilizační funkcí formativně podmiňují vývoj všech anatomických struktur. V postnatálním vývoji tak dochází konkrétně na horním konci femuru k velkým morfologickým změnám, kdy se úhel femorální anteverze ve fyziologickém vývoji zmenšuje. Tento fakt potvrzují studie zabývající se velikostí

úhlu femorální anteverze u dětí s dětskou mozkovou obrnou. Porovnávají morfologii kyčelních kloubů u dětí s touto diagnózou a u dětí bez postižení, a také sledují asymetrii nálezu na kyčelních kloubech u dětí s hemiparetickou formou DMO. Z výsledků vyplývá, že zatímco s věkem dochází u zdravých dětí k zmenšování úhlu anteverze a velikost se postupně blíží velikosti u dospělých, u jedinců s postižením zůstává úhel blíže novorozeneckému období po celou dobu vývoje. Studie kyčelních kloubů dětí s hemiparézou vedou na základě asymetrických nálezů k potvrzení teorie, že asymetrická síla svalů formuje úhel femorální anteverze. Asymetrie byly tedy prostřednictvím těchto studií prokázány u vážných poruch centrální nervové soustavy. Potvrdily se tak obecné zákonitosti vývojové kineziologie, na které Kolář upozorňuje.
U lehčích forem poruch centrální koordinace nebylo na asymetrie poukázáno. Cílem naší studie bylo právě tyto změny prokázat. V naší studii bylo vyšetřeno celkem 36 dětí zdravých a s lehkými poruchami centrální koordinace, u žádného nebyla závažnější porucha centrálního nervového systému. Vyšetřovali jsme děti od čtyř a půl do šesti let, neboť ve čtyřech letech je dokončena zralost centrálního nervového systému pro hrubou motoriku a tím jsou vytvořeny i předpoklady k plné morfologické zralosti skeletu.

Na počátku studie jsme stanovili hypotézu, že na straně zvýšeného úhlu femorální anteverze bude v porovnání s druhou stranou ve větší míře přítomno konvexní vyklenutí laterální skupiny břišních svalů a laterální pohyb dolních žeber při testu flexe trupu, konvexní vyklenutí dolních porcí laterální skupiny břišních svalů a výrazná aktivita paravertebrálního svalstva při extenčním testu, porucha stabilizační funkce svalů lopatky při testu náklonu, ventrální sklopení pánve při testu dle Collisové, větší vnitřní rotace v kyčelním kloubu v poloze vleže na břiše, vnitřně rotační postavení v kyčelním kloubu ve stoji a chůzi a vtáčení špičky dovnitř při chůzi. Dále jsme předpokládali, že klinický obraz zvýšeného úhlu anteverze femuru bude potvrzen sonografickým vyšetřením.

Abychom prokázali vzájemnou provázanost projevů zvýšeného úhlu femorální antverze, sledovali jsme při odečítání vyšetření asymetrii v provedení jednotlivých klinických testů a výsledků velikosti úhlu anteverze dle ultrasonografie. Předpokládali jsme jejich vzájemnou stranovou závislost.

K hodnocení stranové asymetrie jsme přistoupili z důvodu obtížné kvantifikace míry pozitivity klinických testů.

Zvýšený úhel femorální anteverze se dle zákonů biomechaniky klinicky projevuje zvýšením vnitřní rotace v kyčelním koubu.
Statisticky jsme prokázali, že větší vnitřní rotace v kyčelním kloubu na jedné straně koreluje s konvexním vyklenutím laterální skupiny břišních svalů a laterálním pohybem dolních žeber při testu flexe trupu, poruchou stabilizační funkce svalů lopatky při testu náklonu, ventrálním sklopením pánve a flexí v kyčelním kloubu při testu dle Collisové a chůzí s vnitrní rotací v kyčelním kloubu a vtáčením špičky dovnitř.
Statisticky jsme neprokázali závislost velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu s konvexním vyklenutím dolních porcí laterální skupiny břišních svalů a výraznou aktivitou paravertebrálního svalstva při extenčním testu. Míra hypertonu paravertebrálního svalstva a jemných odchylek v konvexním vyklenutí laterálních porcí břišních svalů je z fotodokumentace hůře odečitatelná. Domnívám se tedy, že mohlo dojít k chybě při odečtu výsledků z fotodokumentace a dle statistického zpracování tak k neprokázání hypotézy.
Vzhledem k tomu, že vyšetřovaným bylo od 4,5 do 6 let, mezi nimi i děti s hyperaktivitou, je možné, že pořízená fotodokumentace nemusí stoprocentně korelovat se skutečným obrazem. Tento fakt je nutné brát v úvahu při zvážení výsledků celé studie.

Dalším bodem naší hypotézy byla stejnostranná korelace velikosti úhlu femorální anteverze změřená ultrasonograficky s klinickými projevy. Výsledky ultrasonografie byly porovnávány s každým testem. Statisticky jsme prokázali závislost pouze u testu extenze, u ostatních testů jsme závislost s výsledky sonografie neprokázali. Domnívám se, že na tomto výsledku se podílí řada faktorů:

- 36 vyšetřených dětí v této studii je příliš malá skupina na to, abychom mohli výsledek považovat za významný
- není všeobecně přijatelná úroveň intra- a interindividuální reprodukovatelnosti měření anteverze krčku femuru, Upadhay a kol. zmínili intraindividuální chybu ±2,3° při použití ultrazvukové techniky (Upadhay a kol., 1987)

- v naší studii bylo každé dítě vyšetřeno pouze jedenkrát
- výsledky sonografie prokázaly u jednotlivých dětí rozdíly ve velikosti úhlu femorální anteverze 0° až 4°
- rozdíl je malý, nepočítali jsme s obecně přijatelnou chybou ±2,3º, jejíž akceptování by mohlo výsledky výzkumu změnit
- samotné sonografické zobrazení je zatíženo subjektivním hodnocením, zvláště jsou-li rozdíly mezi pravou a levou stranou minimální
- mezi vyšetřovanými dětmi byly děti hyperaktivní, pohyb dítěte může způsobit odchylky od skutečné velikosti úhlu
- rozdíl ve velikosti úhlu femorální anteverze 0° až 4° u jednotlivých dětí nemusí být klinicky významný
- u vyšetřených dětí byly jen minimální klinické asymetrie, které se nemusí projevit na morfologii kyčelních kloubů
- minimální klinické odchylky, které jsme popsali mohou mít i jinou příčinu než je asymetrický nález na kyčelních kloubech

Pokud bychom chtěli prokázat vzájemnou provázanost posturálních funkcí a morfologie skeletu, bylo by vhodné provádět tuto studii na dětech s výraznou klinickou asymetrií.

Pro relevantní závěry je třeba použít velkou skupinu probandů. Vyzkoušet intra- a interindividuální reprodukovatelnost – například sestavit 2 týmy na vyšetřování kyčlí, při každém vyšetření zhotovit 2 zobrazení každé kyčle a měřit anteverzi. Průměr obou měření by byl výsledkem vyšetření. Každý tým by vyšetřil každé dítě dvakrát s odstupem několika hodin bez znalosti předchozího výsledku měření.

Z této studie vyplývá, že zřetězení poruch posturálních funkcí bylo prokázáno i u minimálních asymetrií. Tyto odchylky byly natolik malé, že neprokazujeme jejich vliv na morfologickou zralost skeletu. Můžeme však očekávat funkční poruchy pohybového aparátu na podkladě insuficience stabilizačního systému páteře.

V naší studii jsem hodnotili asymetrický nález na pravé a levé straně. Ale jak uvádí Vařeka, je obtížné stanovit jasnou hranici mezi asymetrií fyziologickou a již patologickou. Je nutné brát v úvahu, že stranová asymetrie je do určité míry

fyziologická a není možné ji automaticky považovat za patologickou. Naopak asymetrické zapojení struktur je nutné pro optimální funkci pohybového systému. V naprosté většině případů jsme jistou stranovou asymetrii zaznamenali. Zajímavý poznatek, který vyplynul z našeho klinického pozorování je stranová asymetrie v 78% případů v neprospěch levé poloviny těla. Mohl by svědčit pro většinovou dominanci levé hemisféry mozku v naší společnosti. Podrobnější zpracování tohoto zjištění, jeho zákonitosti a možné opodstatnění, by mohlo být předmětem samostatné diplomové práce.

# 13 ZÁVĚR

Poruchy posturálních funkcí jsou v současné době velmi častým jevem. Příčiny je možno hledat již v kojeneckém věku. Mnoho dětí neprojde kvalitně všemi motorickými vývojovými stupni a tím vzniká předpoklad pro nedostatečné vzpřímení páteře. Tato skutečnost je pak rozhodující při držení těla ve vertikále. Vývoj posturálních funkcí fázických svalů podmiňuje prostřednictvím vnitřních sil morfologickou zralost skeletu. Formativní vliv fázických svalů ovlivňuje vývoj všech anatomických struktur.

Cílem této diplomové práce bylo prokázat vliv svalové funkce na morfologii úhlu femorální anteverze a na provázanost klinických projevů zvýšeného úhlu femorální anteverze. Provedli jsme baterii klinických vyšetření a pro objektivizaci velikosti úhlu femorální anteverze jsme využili ultrasonografické vyšetření kyčelních kloubů. Hodnotili jsme stranovou asymetrii nálezu.

Ze statistického zpracování výsledků námi provedených vyšetření je patrné, že závislost stranové asymetrie velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu a vtáčení špiček při chůzi dovnitř byla prokázána, závislost stranové asymetrie velikosti vnitřní rotace v kyčelním kloubu a stabilizačním systémem páteře a lopatky prostřednictvím testů flexe, náklonu a Collisové byla prokázána, ale že závislost stranové asymetrie velikosti úhlu femorální anteverze dle ultrasonografie s klinickými projevy prokázána nebyla.

# 14 SOUHRN

Cílem diplomové práce bylo prokázat vliv svalové funkce na morfologii kyčelního kloubu, úhel femorální anteverze, a zřetězení klinických projevů. Provedli jsme set klinických vyšetření – vyšetření postury, chůze, funkční vyšetření stabilizace páteře, velikost vnitřní rotace v kyčelním kloubu a test Collisové. Pro objektivizaci velikosti úhlu femorální anteverze jsme využili ultrasonografické vyšetření kyčelních kloubů. Hodnotili jsme stranovou asymetrii nálezu.

Výzkum probíhal na souboru 36 dětí ve věku 4,5 až 6 let od dubna 2006 do února 2007.

Abychom prokázali vzájemnou provázanost projevů zvýšeného úhlu femorální antverze, sledovali jsme stranovou asymetrii v provedení klinických testů a ve velikosti úhlu anteverze dle ultrasonografie. Předpokládali jsme jejich vzájemnou stranovou závislost.

Z výzkumu vyplývá, že zřetězení poruch posturálních funkcí bylo prokázáno. Tyto odchylky byly natolik malé, že neprokazujeme jejich vliv na morfologickou zralost skeletu.

V teoretické části práce jsou popsány pohledy na držení těla, vývojové aspekty držení těla, důležité mezníky v posturální ontogenezi, vývojová kineziologie kyčelního kloubu a úhel femorální anteverze.

V praktické části práce je popsán metodický postup vyšetření, který byl používán ve výzkumu.

# 15 SUMMARY

The target of this thesis was to prove the influence of the muscle function onto the morphology of the hip joint, femoral neck anteversion and the chaining of the clinical symptoms. We have carried out a set of clinical tests – the examination of posture, walking, functional examination of stabilisation of the spine, the size of internal rotation inside the hip joint and the Collis test. To make the size femoral neck anteversion objective we have used the ultrasound examination of the hip joints. We have evaluated the side asymmetry of the finding.

The research has been carried out a set of 36 children at the age of four and half to six from April 2006 to February 2007.
To prove the cross cohesion of the bigger angle of femoral anteversion we have obsereved the asymmetry in the clinical tests and the size of the angle according to the ultrasound examination.We have expected their cross side dependence.
It emerges from the research that the chainings of the postural function disorders have been proved. These abnormalities have been so small that we do not prove their influence onto the morphological maturity of the skeleton.

In the theoretical part of the thesis the ways of looking at the posture, the developmental aspects of posture, the important turning points in the postural ontogenesis, the developmental kinesiology of the hip joint and the angle of femoral anteversion have been described.
In the practical part of the thesis I describe the methodological steps of the examination which were used during the research.

# 16 REFERENČNÍ SEZNAM


BARTONÍČEK, J., DOSKOČIL, M., HEŘT, J., SOSNA, A. (1991). Chirurgická anatomie velkých končetinových kloubů. 1.vyd. Praha: Avicenum, 252 s. ISBN 08-056-91

BERANOVÁ, B. (2004). Pletenec pánevní a vývojová kineziologie, Rehabilitace a fyzikální lékařství, 11, č.4, s.200 - 202

BOBROF, ED., CHAMBERS, HG., SARTORIS, DJ., WYATT, MP., SUTHERLAND, DH.(2000). Femoral anteversion and neck-shaft angle in children with cerebral palsy. [Abstract]. Clin Orthop Relat Res., 381,295-296. Retrieved 20.2.2007 from Entrez- PubMed database on the World Wide Web: http://www.ncbi.nlm.nih.gov/entrez/query.fcgi?cmd=Retrieve&db=PubMed &list uids=10416409& dopt=Abstract

CIBULKA, M. T. (2004). Determination and Significance of Femoral Neck Anteversion. Physical Therapy.vol. 84, no. 6, s. 550-558.

ČÁPOVÁ, J. (2000). Aferentace-posturalita-posturální cvičení u funkčních poruch páteře na bázi vývojové kineziologie. 33 s.

DAVIDS, J.R., BENFANTI, P., BLACKHURST, D.W., ALLEN, B.L.(2002). Assesment of femoral anteversion in children with cerebral palsy: accuracy of the trochanteric prominence angle test. J. Pediatr Orthop., 22, 173-178.

DUNGL, P. (2005). Ortopedie. 1.vyd. Praha: Grada Publishing, 1273 s. ISBN 80-247- 0550-8

DVOŘÁK, R., VAŘEKA , I. (2000). Několik poznámek k názorům na držení těla. Fyzioterapie., č. 3, s. 1-12.

GULAN, G., MATOVINOVIC, D., NEMEC, B., RUBINIC, D., RAVLIC-GULAN, J. (2000). Femoral neck anteversion:values, development, measurement, common problems. Coll Antropol.., vol. 24, no. 2, s. 521-527.

JANDA, V. (2001a). Vadné držení těla, m.Scheuermann, doporučené postupy. Dostupné na www.cls.cz

JANDA, V. (2001b). Hypermobilita.s.1-7. Dostupné na www.cls.cz

KAPANDJI, I.A. (1995). The Physiology of the Joints : Volume 2 Lower Limb. 5th edition. N.Y. : Churchill Livingstone,. 242 s. ISBN 0-443-03618-7.

KOLÁŘ, P. (1996a). Diferenciace svalové funkce z hlediska posturální podstaty.

Med Sport Boh Slov. č. 1, s. 4-8.
KOLÁŘ , P. (1996b). Význam vývojové kineziologie pro manuální medicínu. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 4, s. 152-155.
KOLÁŘ, P. (1998). Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. Rehabilitace a fyzikální lékařství., č. 4, s. 142-147.
KOLÁŘ, P. (2001a). Operační léčba pacientů s dětskou mozkovou obrnou (DMO) a jejich motorický vývoj. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 4, s. 165-168.
KOLÁŘ, P. (2001b). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 4, s. 152-164.
KOLÁŘ, P. (2001c). Význam posturální aktivity pro včasný záchyt pacientů s dětskou mozkovou obrnou. Pediatrie pro praxi. č. 4, s. 190-194. Dostupný z WWW:<prakticka-medicina.cz>.
KOLÁŘ , P. (2002). Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. Pediatrie pro praxi. č. 3, s.106-109. Dostupný z WWW: <www.solen.cz>.
KOLÁŘ, P. (2005a). Vývojová kineziologie. In KRAUS, J. et al. Dětská mozková obrna.1. vyd. Praha : Grada Publishing, 2005. 344 s.
KOLÁŘ, P, LEWIT, K. (2005b). Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. Neurologie pro praxi. č. 5, s. 270-275. Dostupný z WWW: <neurologiepropraxi.cz>.
KOLÁŘ , P. (2006). Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. Rehabilitace a fyzikální lékařství.č. 4, s. 155-170.
KOVÁČIKOVÁ, V. (1998a). Diparetický syndrom ICP. Rehabilitácia. roč. 31, č. 2, s.104-110.
KOVÁČIKOVÁ, V. (1998b). Reedukace dechových funkcí Vojtovou metodou. Rehabilitácia. roč. 31, č. 2, s. 87-91.
KOVÁČIKOVÁ, V. (1998c). Souvislosti kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu na dolních končetinách u centrálních diparéz. Rehabilitácia. roč. 31, č. 2, s. 111-113.
KOVÁČIKOVÁ, V. (1998d). Vývoj náhradní motoriky. Rehabilitácia. roč. 31, č. 2, s. 68-72.
KOVÁČIKOVÁ, V. (2005). Základ skoliózy v motorické ontogenezi. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 3, s. 134-137.

KROBOT, A. (1998). Vadné držení těla u dětí a nestandardní dominance očí jako možný rizikový faktor. Rehabilitácia. č. 3, s. 131-135.

LAPLAZA, F.J., ROOT, L.(1994). Femoral anteversion and neck-shaft angles in hip instability in cerebral palsy. J Pediatr Orthop., 14, 719-723.

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

LEWIT, K. (2003). Manipulační léčba v myoskeletární medicíně. 5. přeprac. vyd. Praha : Sdělovací technika, 411 s. ISBN 80-86645-04-5.

MILLER, F., LIANG, Y., MERLO, M.,HARCKE, H.T.(1997). Measuring anteversion and femoral neck-schaft angle in cerebral palsy. [Abstract]. Dev Med Child Neurol., .39, 113-118, Retrieved 15.12.2006 from Entrez-PubMed database on the World Wide Web:www.ncbi.nml.nih.gov/entrez/guery.fcgi?db=pubmedcmd

PAVLŮ, D. (2000). Co je to skutečně "Brüggerův sed". Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 4, s. 166-169.

PRASAD, SS., BRUCE, C., CRAWFORD, S., HIGHAM J., GARG, N.(2003). Femoral anteversion in infants:a method using ultrasound. Skeletal Radiol., no. 32, s. 462-467.

REIKERAS, O. (1991). Is there a relationship between femoral anteversion and leg torsion?. Skeletal Radiol., 20, 409-411,

RYCHLÍKOVÁ, E.(2004). Manuální medicína. 3. vyd. Praha : Maxdorf, 530 s. ISBN 80-7345-010-0

STAHELI, LT., DUNCAN, WR., SCHAEFER, E. (1968). Growth alterations in the hemiplegic child. A study of femoral anteversion, neck-shaft angle, hip rotation, C.E. angle, limb length and circumference in 50 hemiplegic children. Clin Orthop Relat Res., 60, 205-12 Retrieved 26. 1.2007 from Entrez-PubMed database

SVENNINGSEN, S.,TERJESEN, T., AUFLEM, M., BERG, V. (1990). Hip rotation and in-toeing gait. A study of normal subjects from four years until adult age. Clin.Orthop.Relat.Res., 251, 177-182, Retrieved 15.12.2006 from Entrez-PubMed database

TERJESEN, T, ANDA, S. (1987). Femoral anteversion in children measured by ultrasound.Acta Orthop. Scand.. no. 58, s. 403-407.

TONNIS, D, HEINECKE, A. (1999). Acetabular and femoral anteversion: relationship with osteoarthritis of the hip. The Journal of Bone and Point Surgery. no. 81, s. 1747-1770.

TOŠNEROVÁ, V, VAŇÁSKOVÁ, E, PETROVÁ, K. (1996). Asymetrie těla. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 1, s. 11-15.

UPADHYAY, S.S., O´NEIL, T, BURWELL, G.H. (1987). A new metod using ultrasound for measuring femoral anteversion(torsion):technique and reliability. The British Journal Radiology., vol. 60, no. 714, s. 519-523.

UPADHYAY, S.S., BURWELL, G.H., MOULTON, A., SMALL, P.G., WALLACE, W.A. (1990). Femoral anteversion i hlealthy children. Application of a new using ultrasound. J. Anat.., no. 169, s. 49-61.

VAŘEKA , I. (2000). Principy vývojové kineziologie ve Vojtově metodě reflexní lokomoce. Fyzioterapie . roč. 2, č. 3, s. 1-6.

VAŘEKA , I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 2, s. 92-98.

VAŘEKA , I, DVOŘÁK , R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. Rehabilitace a fyzikální lékařství. č. 1, s. 33-37.

VÉLE, F. (1994). Kineziologie posturálního systému. 1. vyd. Praha : Univerzita Karlova, 85 s.

VÉLE, F. (1997). Kineziologie pro klinickou praxi. 1. vyd. Praha : Grada Publishing, 266 s. ISBN 80-7169-256-5.

VOJTA, V, PETERS, A. (1995). Vojtův princip. Praha : Grada Publishing, 181 s.

VOJTA, V. (1997). Vyjadřovací schopnost vývojové kineziologie. Rehabilitace a fyzikální lékařství., č. 1, s. 7-10.

ZOUNKOVÁ, I. (1997). K některým problémům asymetrického držení. EuroRehab. č. 3-4, s. 111-114.

ZOUNKOVÁ, I. (2005). „Co je to centrální koordinační porucha (CKP)?“. Dostupné na http://dmoinfo.cz/

# 17 SEZNAM ZKRATEK

CKP …….centrální koordinační porucha

CNS ……..centrální nervový systém

DMO …… dětská mozková obrna

LS ……. lumbosakrální