

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**VLIV KINESIO TAPINGU NA POHYBOVÝ  
STEREOTYP CHŮZE U PACIENTŮ S DMO**

**Diplomová práce**

Autor: Tereza Valíková

Obor: Fyzioterapie

Vedoucí práce: Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

Olomouc 2012

## **ANOTACE**

### **Název práce:**

Vliv Kinesio tapingu na pohybový stereotyp chůze u pacientů s DMO.

### **Název práce v AJ:**

Effect of Kinesio taping on gait pattern in patients with cerebral palsy.

**Datum zadání:** 2011-01-31

**Datum odevzdání:** 2012-05-20

**Vysoká škola:** Ústav fyzioterapie, FZV UP v Olomouci

**Autor práce:** Bc. Tereza Valíková

**Vedoucí práce:** Prof. RNDr. Miroslav Janura, Dr.

**Oponent práce:** Mgr. Tomáš Zemánek

### **Abstrakt v ČJ:**

Cílem diplomové práce bylo zjistit vliv použití metody Kinesio tapingu na patologický pohybový stereotyp chůze u pacientů s dětskou mozkovou obrnou. Teoretická část práce zahrnuje základní biomechanické poznatky fyziologického i patologického vzoru chůze. Praktická část se věnuje analýze chůze před a po aplikaci kinesio tapu. Výsledky byly objektivizovány prostřednictvím kinematické analýzy pohybu systémem Vicon MX. Sledovanými parametry byly úhlové a časoprostorové charakteristiky krokového cyklu. Po aplikaci kinesio tapu došlo ke změnám především v časoprostorových parametrech, změny byly zaznamenány i v úhlových parametrech chůze, které byly individuální a závislé na klinickém obrazu probanda.

### **Abstrakt v AJ:**

The purpose of this thesis was to find out if there is effect of Kinesio taping on pathological gait pattern in patient with cerebral palsy. The theoretical part includes basic biomechanical findings of physiological and pathological gait cycle. The investigatory part deals with analysis of gait cycle before and after application kinesio tape. The evaluation was realised by kinematic analysis of movement by system Vicon MX. These results suggested that there were changes in space-time characteristic and angular parameters of gait cycle. This changes were individual and dependent on clinical manifestatin of disease.

**Klíčová slova v ČJ:** analýza chůze, dětská mozková obrna, Kinesio taping, kinematika chůze

**Klíčová slova v AJ:** analysis of gait, cerebral palsy, Kinesio taping, kinematic of gait

**Místo zpracování:** Olomouc

**Rozsah:** 92 stran včetně příloh, počet příloh 2

**Místo uložení:** Ústav fyzioterapie

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci na téma „Využití Kinesio tapingu u dětí s DMO“ zpracovala sama. Veškeré prameny a zdroje informací, které jsem použila k sepsání této práce, jsou uvedeny v seznamu použitých pramenů a literatury.

V Olomouci dne 17. 5. 2012

.....

Tímto bych ráda poděkovala Prof. RNDr. Miroslavu Janurovi, Dr za odborné vedení, cenné rady a připomínky, Mgr. Zdeňku Svobodovi za pomoc při analýze dat zpracování statistiky.

# OBSAH

ÚVOD.....	8
1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ.....	9
1.1 Dětská mozková obrna.....	9
1.1.1 Klinický obraz.....	9
1.1.2 Klasifikace, formy DMO.....	10
1.2 Fyziologie krokového cyklu.....	12
1.2.1 Počáteční kontakt.....	13
1.2.2 Stadium zatěžování.....	13
1.2.3 Střední stoj.....	14
1.2.4 Konečný stoj.....	15
1.2.5 Předšvihová fáze.....	15
1.2.6 Počáteční švih.....	16
1.2.7 Střední švih.....	16
1.2.8 Konečný švih.....	16
1.3 Kinematika fyziologické chůze.....	17
1.3.1 Kinematika hlezenního kloubu.....	17
1.3.2 Kinematika kolenního kloubu.....	18
1.3.3 Kinematika kyčelního kloubu.....	19
1.3.4 Kinematika pánve.....	20
1.4 Patologické vzory kloubů dolní končetiny.....	21
1.4.1 Hlezenní kloub.....	21
1.4.2 Kolenní kloub.....	23
1.4.3 Kyčelní kloub.....	24
1.5 Patologické vzory chůze dětí s DMO.....	25
1.5.1 Vzory spastické hemiplegie.....	26
1.5.2 Vzory spastické diplegie, kvadruplegie.....	26
1.6 Spasticita a chůze.....	28
1.6.1 Závislost na rychlosti protažení svalu.....	28
1.6.2 Závislost na délce protažení svalu.....	29
1.6.3 Kospasticita.....	29
1.7 Kinesio taping.....	30
1.7.1 Vlastnosti a aplikace kinesio tapu.....	30
1.7.2 Princip Kinesio tapingu.....	31
2 CÍLE A HYPOTÉZY.....	35
3 METODA VÝZKUMU.....	36
3.1 Charakteristika testovaného souboru.....	36
3.1.1 Anamnestické vyšetření.....	36
3.2 Příprava probandů k měření.....	37
3.3 Průběh měření.....	38
3.4 Zpracování dat.....	39
3.4.1 Sledované parametry.....	39
3.4.2 Statistické zpracování dat.....	41
4 VÝSLEDKY.....	42
4.1 Výsledky změn rozsahů pohybu.....	42

4.1.1	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	42
4.1.2	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	43
4.1.3	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	45
4.1.4	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	47
4.2	Výsledky změn časoprostorových charakteristik .....	49
4.2.1	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	49
4.2.2	Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> .....	49
4.2.3	Výsledky k hypotéze H <sub>07</sub> .....	50
4.2.4	Výsledky k hypotéze H <sub>08</sub> .....	50
4.2.5	Výsledky k hypotéze H <sub>09</sub> .....	50
4.3	Kazuistiky .....	51
4.3.1	Proband 1 .....	51
4.3.2	Proband 2 .....	54
5	DISKUZE .....	57
	ZÁVĚR .....	71
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY .....	72
	SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	81
	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	82
	SEZNAM TABULEK .....	83
	SEZNAM GRAFŮ .....	84
	SEZNAM PŘÍLOH.....	85
	PŘÍLOHY .....	86

## ÚVOD

Schopnost lokomoce patří k základním každodenním potřebám každého člověka. Zajišťuje mobilitu a tím i nezávislost a samostatnost. Nemožnost nebo jen narušení pohybového stereotypu může mít závažné následky zasahující do sociální, pracovní i osobní sféry člověka.

DMO je závažnou neurovývojovou poruchou, při níž dochází k výraznému poškození hrubé motoriky, kam řadíme i schopnost chůze. Primárním pohybovým nedostatkem pacientů s DMO je špatná posturální kontrola, která narušuje veškerou koordinaci pohybu. Omezená posturální motorika může být zapříčiněna přímým poškozením nervových center, nebo může vznikat sekundárně jako výsledek kompenzačních mechanismů zapříčiněných již nějakou primární poruchou, např. hypertonus. Tato špatná posturální kontrola může být zdrojem dalších sekundárních změn v pohybovém aparátu, jako jsou kompenzační mechanismy posturální stability. Náhradní pohybový je pro organismus z hlediska energetiky nevýhodný, následkem je tak pokles efektivity pohybu.

Narušení koordinace pohybu se projeví zejména ve změnách svalových synergií trupového svalstva a svalstva pánevního pletence, ale i na periferních částech jako je koleno či hlezenní kloub. Výsledkem poškození je narušení celého pohybového stereotypu chůze. Vzhledem k tomu, že bipedální lokomoce je pro člověka nezbytnou funkcí, neschopnost chůze se tak stává jedním z hlavních impartmentů pacientů s DMO.

Jednou z cest ke zkvalitnění pohybového stereotypu chůze by mohla být metoda Kinesio tapingu. Na základě proprioceptivní a taktilní stimulace je možné aplikací tapů zlepšit posturální kontrolu a koordinaci pohybu, zároveň jejich použití přispívá ke stabilizaci kloubu. Pro bezchybný průběh pohybu je důležitá optimální výchozí poloha segmentu. Aplikací kinesio tapu jsme schopni ragulovat svalový tonus a tuto polohu tak zajistit.

V současné době bohužel neexistuje potřebné množství studií, které by potvrdily efekt Kinesio tapingu na pohybové vzory pacientů s DMO. V předložené práci jsem se pokusila ověřit účinky Kinesio tapingu a zjistit, zda-li je tato metoda vhodná pro ovlivnění patologického stereotypu chůze u pacientů s DMO.



# 1 SOUHRN TEORETICKÝCH POZNATKŮ

## 1.1 Dětská mozková obrna

Dětská mozková obrna (DMO) patří k nejčastějším neurovývojovým onemocněním, představuje funkční omezení vzniklé na podkladě poškození centrálního nervového systému (Dungl, 2005). Je definována jako porucha motorického a/nebo posturálního vývoje, která se projeví krátce po porodu v návaznosti na funkční, nebo strukturální poškození mozku a nemá progresivní ráz (Marešová, 2011).

Poškození může vzniknout prenatálně, perinatálně nebo postnatálně (do 2 let věku), (Dungl, 2005) a může postihovat více systémů. Kromě motorického deficitu může být součástí klinického obrazu poruchy kognitivních funkcí – mentální retardace, epilepsie, senzorická porucha (hluchota, slepota), (Dungl, 2005; Marešová, 2011).

### 1.1.1 Klinický obraz

Projevy DMO se manifestují postižením:

- **motoriky (hrubé, jemné)** – K motorickému poškození dochází při postižení dorzolaterální části hemisfér. Největší postižení připadá na lobus paracentralis, kde se nachází senzomotorická reprezentace dolní končetiny. To je také důvod proč je dominantním typem motorického postižení u DMO spastická diparéza dolních končetin (Kaňovský, 2004). Motorika je významně ovlivněna spasticitou a extrapyramidovými projevy.

- *spasticita* vede ke zvýšení excitability monosynaptických reflexů a k přehnané aktivitě antigravitačních svalů = spasticita s antigravitačním typem postury, tzn. extenze dolních končetin,

- *extrapyramidové symptomatologie*, která se objevuje díky postižení bazálních ganglií, je příčinou hyperkinetického i hypokinického syndromu (dystonie, choreo-dystonické dyskineze, balismus).

- **intelektu** – vznik mentální retardace závisí na typu postižení (viz. klasifikace),

- **senzitivních a senzorických funkcí** (Kaňovský, 2004; Dungl, 2005).

Stupeň postižení je velmi variabilní. Formy afektuíci všechny systémy nazýváme „total body involvement“. Takové poruchy jsou spojeny s bolestmi, epileptickými záchvaty, respiračními obtížemi v důsledku deformit hrudníku a oslabení respiračních svalů a s poruchou příjmu potravy, poruchou kontinence, poruchami zraku, sluchu a čítí.

### 1.1.2 Klasifikace, formy DMO

Klasifikace DMO je založena na typu poškození (fyziologická klasifikace), na topografii postižení (anatomická klasifikace), (Dungl, 2005; Kraus, 2005).

#### Fyziologická klasifikace:

- ***Spastická***

Je nejčastější formou (75 %), pro kterou je typická hyperreflexie, klony, změna svalového tonu v závislosti na rychlosti protažení popisovaná jako fenomén sklapovacího nože (Dungl, 2005).

Primární porucha je lokalizována do motorického kortexu, kortikobulbárních drah, pyramidových drah (Gage, 2001; Kraus, 2005). Příčinou projevů je nedostatečná inhibice  $\alpha$ -motoneuronů předních rohů míšních, která následně způsobí:

- nedostatečnou inhibici monosynaptického reflexu,
- celkové zvýšení svalového tonu,
- nedostatečnou inhibici antagonistů, která vede ke kospasticitě (Dungl 2005; Gage, 2001; Nevšimalová; 2010).

- ***Hypotonická***

Vyznačuje se celkovým snížením svalového tonu. Obvykle je počátečním stádiem onemocnění u malých dětí, postupným vyzríváním nervové soustavy však přechází do spastické formy. V ojedinělých případech může hypotonie přetrvat až do konce (Dungl, 2005; Kraus, 2005).

- ***Ataktická***

Forma je spojena se současným postižením mozečku, proto se ke klinickým příznakům přidává i mozečková symptomatika, jako je porucha rovnováhy a cílených pohybů (Kraus, 2005; Dungl, 2005).

- ***Dystonická***

Svalový tonus je podobně jako u spastické formy zvýšený, ale není závislý na rychlosti protažení. Projevuje se dyskinézami jako je atetóza, chorea, balismus, nebo

rigiditou, zvýšeným svalovým odporem. Poškození je lokalizováno do oblasti extrapyramidových drah a bazálních ganglií (Gage, 2001; Dungl, 2005; Kraus, 2005).

- ***Směšená, spasticko-dyskinetická***

Převažují u většiny pacientů, kde je důležité zjistit převažující typ postižení a podle toho navrhnou terapii. Cílem je redukce spasticity, kterou výrazně ovlivňují přidružené dyskinetické symptomy (Dungl, 2005).

### **Anatomická klasifikace:**

- ***Hemiparéza***

Postihuje 30 % pacientů, porucha je lokalizována do jedné hemisféry, tudíž se jedná o afekci jedné poloviny těla s horším projevem na horní končetině, která je obvykle držena ve flexi, dolní končetina pak v extenzi.

Prognóza postižení je vzhledem k lokomoci dobrá, chůze možná bez opory, ale vzhledem k postižení hemisféry se může kombinovat s hypestezií, dystonií, atetózou a epileptickými záchvaty (Dungl, 2005; Nevšimalová, 2010).

- ***Diparéza***

Nejčastější formou postižení (50 %), kde převažují patologie na dolních končetinách. Klinicky se projevuje spasticitou, hypotrofií a kontrakturami. V důsledku toho dochází k opožděné vertikalizaci okolo 7. roku. Intelekt bývá neporušen, stejně tak se neobjevuje ani přidružené postižení (Dungl, 2005; Nevšimalová, 2010).

- ***Kvadruparéza***

Postihuje 20 % pacientů, je generalizovanou poruchou celého těla včetně hlavových nervů, trupu, intelektu, aj. Porucha může být lokalizována do:

- mozkového kmene = primární kvadruparéza s horším postižením dolních končetin,
- obou dvou hemisfér s výraznějším postižením horních končetin.

Počáteční hypotonie bývá nahrazena spasticitou. Vertikalizace dosáhne jen 10 % pacientů (Dungl, 2005; Kraus, 2005).

- ***Monoparéza***

Postižení jen jedné končetiny, většinou dolní, s minimálním přidruženým postižením (Dungl, 2005).

## 1.2 Fyziologie krokového cyklu

Chůze je základním pohybovým stereotypem člověka sloužící k jeho lokomoci (Véle, 2006). Jedná se o komplexní pohybovou funkci, během které se může projevit porucha pohybového aparátu nebo nervové soustavy (Kolář, 2009).

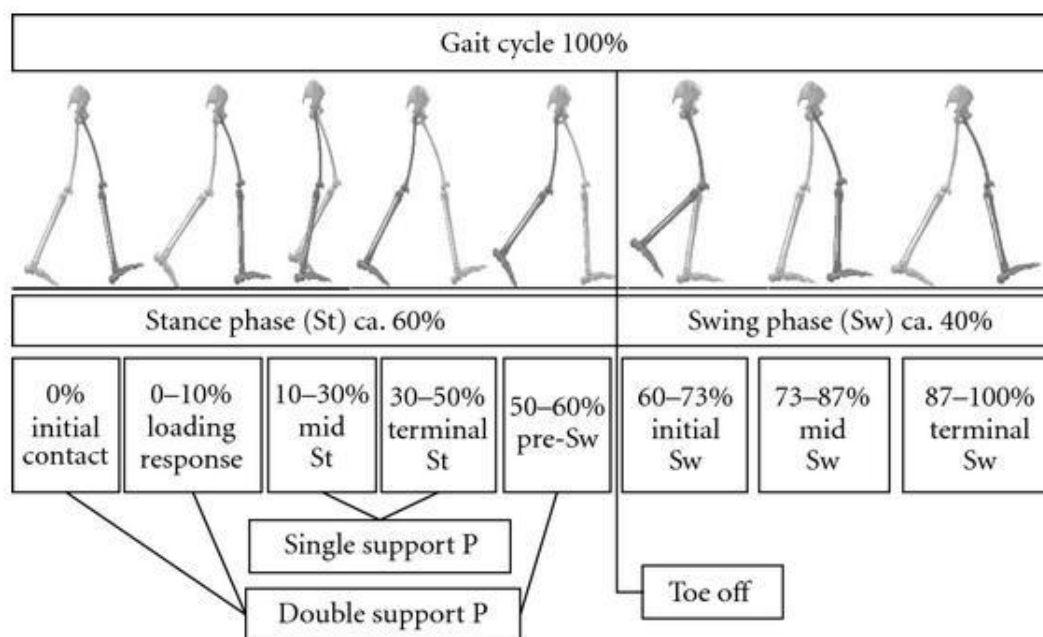
Chůze se skládá z krokových cyklů. Krokový cyklus (KC) začíná dopadem chodidla na zem a končí opětovným dopadem stejného chodidla (Soderberg, 1997). Cyklus pak můžeme rozdělit na dvě základní fáze:

- *stojná fáze* – chodidlo v kontaktu s podložkou, tvoří přibližně 60 % celého cyklu,
- *švihová fáze* – chodidlo nachází mimo podložku a hmotnost těla je nesena druhostrannou končetinou, tvoří 40 % cyklu (Kolář, 2009).

Fáze dále dělíme do kratších úseků, terminologie a rozdělení se však podle různých autorů liší. Ve své práci jsem se řídila rozdělením podle Perry, (1992):

- Počáteční kontakt - inicial contact, IC, 0-2 %,
  - Stadium zatěžování - loading response, LR, 2-10 %,
  - Střední stoj – midstance, MS, 10-30 %,
  - Konečný stoj - terminal stance, TS, 30-50%,
  - Předšvihová fáze - preswing phase, PSW, 50-62%,
  - Počáteční švih - inicial swing, IS, 62-75%,
  - Střední švih – midswing, MS, 75-85 %,
  - Konečný švih - terminal swing, TS, 85-100 %.
- 
- ```
graph LR; A[Počáteční kontakt - inicial contact, IC, 0-2 %] --- B[Stadium zatěžování - loading response, LR, 2-10 %]; B --- C[Střední stoj – midstance, MS, 10-30 %]; C --- D[Konečný stoj - terminal stance, TS, 30-50%]; A --- B --- C --- D --- E[stojná fáze]; E --- F[Předšvihová fáze - preswing phase, PSW, 50-62%,]; F --- G[Počáteční švih - inicial swing, IS, 62-75%]; G --- H[Střední švih – midswing, MS, 75-85 %]; H --- I[Konečný švih - terminal swing, TS, 85-100 %]; F --- G --- H --- I --- J[švihová fáze];
```

**Obr. 1.** Fáze krokového cyklu podle Perry, 1992 (převzato z : <http://www.hindawi.com/journals/ijped/2010/835984/fig2/>).



### 1.2.1 Počáteční kontakt

Fáze začíná dopadem paty na podložku = *heel strike*. V okamžiku kontaktu paty se tento bod stává bodem otáčení. V této fázi dochází k prvotní absorpci energie nárazu, ale bez přenosu váhy na stojnou končetinu. Pro správný průběh další navazující fáze je rozhodující postavení chodidla vůči podložky tak, aby mohlo dojít k prvnímu zhoupnutí paty (Whittle, 2007; Patrick 2004).

Setrvačnost těla je zpomalována aktivitou svalu:

- M. gluteus maximus - brzdí flekční moment kyčle.
- Ischiocrurální svaly - excentricky brzdí flexi kolene.
- M. tibialis anterior - zahajuje první zhoupnutí paty, excentricky brzdí plantární flexi (Véle, 2006; Patrick, 2004).

### 1.2.2 Stadium zatěžování

Během fáze dochází k přenosu váhy na stojnou končetinu, ve stejném okamžiku druhá končetina ztrácí kontakt. Při absorpci energie nárazu se koleno pohybuje do mírné flexe tak, aby se omezila elevace pánve a posun těžiště (COM) nahoru (Patrick, 2004; Gage, 1991; Adams, 2006).

Na fázi se svou aktivitou podílí:

- M. quadriceps femoris – svou excentrickou kontrakcí absorbuje energii nárazu, brání kolapsu kolene a stabilizuje ho.
- Ischiocrurální svaly - koncentricky odemykají koleno a zvětšují flexi kolene,
- M. tibialis anterior – zpočátku pracuje excentricky, brzdí dopad chodidla na zem. Později se uplatňuje koncentricky, vytahuje tibií vpřed a podporuje rotaci bérce přes patu.
- M. gluteus maximus – začíná se zapojovat koncentricky, podílí se na akceleraci pohybu vpřed, kyčel se pohybuje směrem do extenze.
- M. gluteus medius - působí excentricky a zajišťuje laterální stabilitu pánve (Véle, 2006; Gage, 1991).

### 1.2.3 Střední stoj

Je jedno oporovou fází kroku. Hmotnost těla je už plně akceptována, chodidlo je stabilní pro vytvoření opory, v tuto chvíli může začít pohyb vpřed. Extendované koleno a kyčel progredují vpřed přes chodidlo. COM se začíná zvedat a na konci fáze dosahuje nejvyššího bodu. Střední stoj končí přenesením váhy na střed přední části chodidla (Gage, 1991; Patrick, 2004).

V této fázi je jedinec vystaven největší nestabilitě, stojí na špičce jedné nohy, jde tedy o fragilní úsek, ve kterém se nejnanežněji projeví patologie (Gage, 1991; Perry, 1992).

Průběh fáze je závislý na aktivitě:

- M. triceps surae, peroneální svaly – pracují excentricky, brzdí pohyb a korigují dorziflexi (DF) hlezenního kloubu = druhé zhoupnutí. Dostatečná DF umožní přesunout váhu vpřed přes zafixované chodidlo (Soderberg, 1997; Olney, 1990).
- M. quadriceps femoris - svou koncentrickou aktivitou stabilizuje koleno, brání kolapsu a způsobuje jeho extenzi. Činnost svalu klesá po přesunutí vektoru reakční síly  $F_{REA}$  přes koleno (Gage, 2001).
- M. gluteus maximus, ischiocrurální svaly - zpočátku pracují koncentricky, mají extenční moment pro kyčel. Postupně s přesunem COM za střed otáčení kyčle, aktivita ustává a konečná extenze kyčle je výsledkem setrvačnosti.

- M. gluteus medius - stabilizaci pánve ve frontální rovině pracuje izotonicy (Gage, 1991).

#### 1.2.4 Konečný stoj

Konečný stoj fáze ukončuje jedno oporovou fází. Začíná okamžikem, kdy pata stojné nohy ztrácí kontakt = *heel off* a končí kontaktem paty kontralaterální končetiny (Ciannini, 1994).

Během fáze se osa otáčení přesouvá na přednoží, hmotnost těla se přenáší přes zafixované chodidlo. Posun těla vpřed je výsledkem setrvačnosti, svaly mají spíše stabilizační funkci. Kyčel se při *heel off* nachází v maximální extenzi, koleno je v neutrální pozici, nebo v mírné flexi. Hlezo setrvává v DF 15°, ale činností lýtkových svalů přechází do plantární flexe (PF) s maximem 20° (Gage, 1991).

Pro posun těla vpřed je důležitá funkce celého lýtkového svalstva.

- M. soleus - nejdříve zastaví dopředný pohyb tibie a omezí DF chodidla. Posléze svou aktivitou vyvolá PF, produkuje akcelerační sílu chůze.
- M. tibialis posterior - způsobuje inverzi chodidla.
- Peroneální svaly - táhnou do everze a společně s m. tibialis posterior stabilizují chodidlo.
- Dlouhé flexory prstů - fixují přednoží s metatarsophalangeálními klouby pro následný odraz (Soderberg, 1997; Olney, 1990).

#### 1.2.5 Předšvihová fáze

Představuje konečnou fází stoji. Začíná kontaktem chodidla kontralaterální končetiny a končí ztrátou kontaktu palce končetiny stejnostranné = *toe off* (Ciannini, 1994). Označujeme jako fází dvojí opory (Patrick, 2004). Během fáze dochází k přenosu váhy na druhou končetinu a odrazu ze stojné končetiny (Whittle, 2007).

Na předšvihové fázi se svou aktivitou podílí svaly:

- M. gastrocnemius – působí koncentricky, odemyká koleno a následně iniciuje flexi v koleni. Po přesunu váhy na druhou nohu, činnost ustává a další PF chodidla a flexe kolene je výsledkem setrvačnosti (Perry, 1992).
- M. rectus femoris, distální část - excentricky kontroluje flexi v koleni a brzdí pohyb tibie vpřed (Perry, 1992).
- M. rectus femoris, proximální část, m. adduktor longus – společně pracují koncentricky na flexi v kyčli (Véle, 2006).

- Adduktory - přispívají k sešikmení pánve (Véle, 2006).

### 1.2.6 Počáteční švih

Počáteční švihová fáze začíná okamžikem, jakmile palec opustí podložku (Perry, 1992). Na fázi se podílí aktivita svalů:

- M. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius, m. gracilis – pohybují kyčelním kloubem do flexe, addukce a zevní rotace.
- Flexory kolene – excentricky kontrolují setrvačnost flexe kolene (Véle, 2006).
- M. triceps surae – před odrazem palce jeho aktivita ustává a je vystřídán m. tibialis anterior.
- M. tibialis anterior – aktivuje se koncentricky, hlezenní kloub se dostává z PF do nulového postavení.
- M. extenzor digitorum longus – zvedá chodidlo (Véle, 2006; Gage, 1991).

### 1.2.7 Střední švih

Začíná z maximálního postavení flexe v kolenním kloubu a končí vertikálním postavením tibie. Během fáze se švihová dolní končetina dostává před stojnou (Perry, 1992).

- M. iliopsoas - pokračuje ve flexi v kyčelním kloubu až do 20°.
- M. quadriceps femoris, m. sartorius – koncentricky se podílí na extenzi kolene. Míra aktivity svalů stoupá s rychlostí chůze.
- M. tibialis anterior – aktivita ustává, ale hlezno je pořád drženo v nulovém postavení tak, aby nedocházelo k přepadávání špičky (Véle, 2006).

### 1.2.8 Konečný švih

Konečný švih je závěrečnou fází KC, kdy se švihová končetina dostává do kontaktu s podložkou (Ciannini, 1994). Anticipační aktivita svalů připravuje dolní končetinu na kontakt s podložkou (Patrick, 2004; Trew, 1997).

- M. quadratus lumborum, zádové a břišní svalstvo – excentricky kontrolují pokles pánve = *drop pánve* na ipsilaterální straně.
- M. gluteus maximus, ischiocrurální svaly – střídají aktivitu flexorů kyčle a excentricky brzdí flexi.
- Ischiocrurální svaly – kontrolují extenzi kolene.



- Dorzální flexory hlezna – jejich aktivita se opět zvyšuje a připravují chodidlo na dopad (Véle, 2006).

### 1.3 Kinematika fyziologické chůze

#### 1.3.1 Kinematika hlezenního kloubu

Během každého krokového cyklu hlezenní kloub prochází 4 fázemi pohybu, označujeme je jako zhoupnutí. Jedná se o střídání pohybů PF a DF hlezenního kloubu. Pohyby dosahují jen malého rozsahu v rozpětí  $25^\circ$ , přesto jsou velice důležité pro progresi pohybu vpřed a pro absorpci energie nárazu (Kadaba, 1989; Murray, 1964).

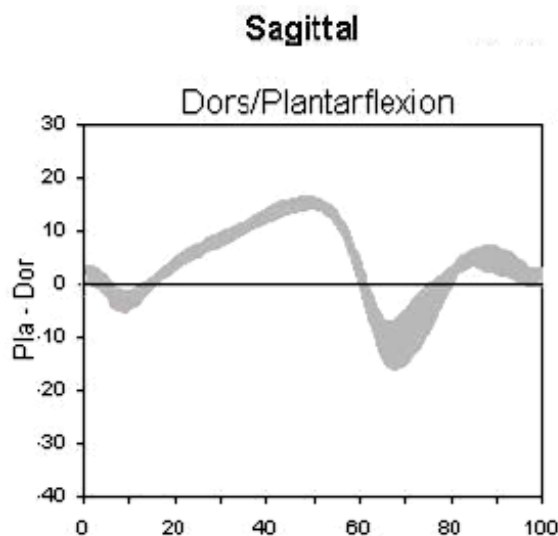
Počáteční kontakt začíná v neutrálním postavení kloubu. Během dopadu paty vektor reakční síly ( $F_{REA}$ ) směřuje za kotník, tím dochází k postupné PF. První polovina PF zaujímá 2 % KC a slouží k absorpci energie nárazu a deceleraci tibie. PF pokračuje až do první poloviny fáze zatěžování, kde dosahuje  $5^\circ$ , poté pohyb přechází do DF a na konci fáze se kotník opět nachází v neutrálním postavení (Perry, 1992).

Během středního stoje tibie progreduje vpřed přes stacionární chodidlo, DF dosahuje  $5^\circ$ , přičemž přednoží i pata jsou stále v kontaktu s podložkou. Na konci fáze se vektor  $F_{REA}$  přesouvá k přednoží a pata se začíná zvedat (Perry, 1992). Maxima DF  $10^\circ$  je dosaženo během konečného stoje (45 % KC), v tento okamžik se pata nachází cca 3,5 cm nad podložkou (Murray, 1966). Pohyb do DF má celkový rozsah  $15^\circ$  a zasahuje do 3 fází KC (fáze zatěžování, střední a konečný stoj), (Perry, 1992).

Se začátkem dvou oporové fáze opět dochází k PF. Přenesení hmotnosti na druhou stojnou končetinu umožní rotaci chodidla okolo palce, kdy hlezenní kloub dosahuje  $15^\circ$  PF. Pohyb do PF zaujímá 12 % KC (Perry, 1992).

Odlepení palce iniciuje DF a kloub se dostává do neutrálního postavení (79 % KC). DF zajišťuje správný clearance švihové končetiny (Perry, 1992).

**Obr. 2.** Kinematika hlezenního kloubu v sagitální rovině (Kranztl, 2011).



### 1.3.2 Kinematika kolenního kloubu

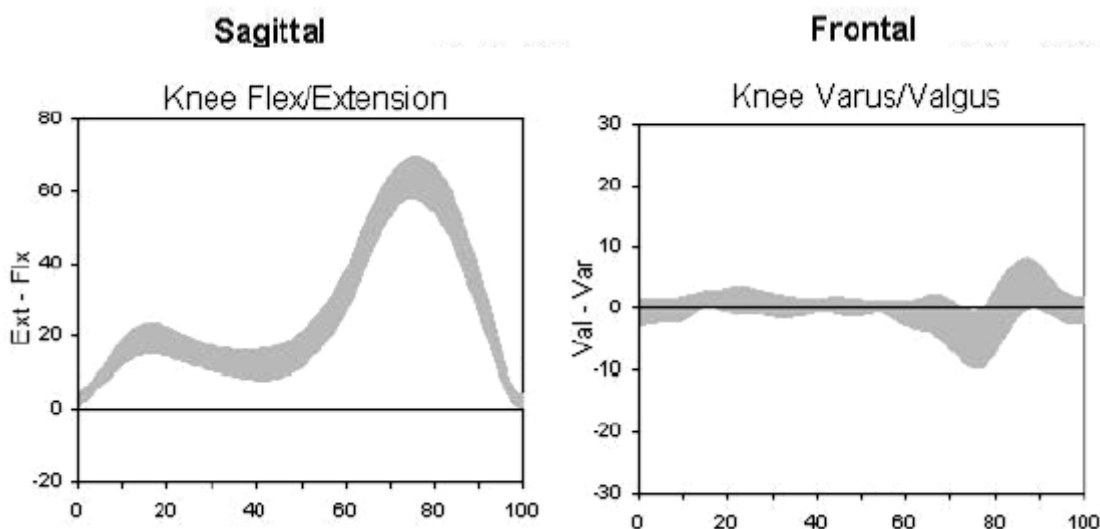
Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině probíhá v rozsahu od  $0^\circ$  do  $60^\circ$ . Během KC kloub prochází dvěma flekčními vlnami. První, menší, dosahuje svého maxima  $20^\circ$  mezi fází postupného zatěžování a středním stojem. Účelem je absorpce energie nárazu. Druhá flekční vlna v počátečním švihů dosahuje  $60^\circ$  a přispívá ke správnému clearance švihové končetiny. Rozsahy se však mohou výrazně lišit v závislosti na rychlosti chůze (Murray, 1964; Inman, 1981).

Pohyb v okamžiku počátečního kontaktu vychází z relativní extenze kolene, tzn.  $5^\circ$  flexe (Inman, 1981). Během zatěžování flexe prudce narůstá do  $20^\circ$  a zastaví se, jakmile přednoží dopadne na zem a pata se začne zvedat (12 % KC). V této fázi je koleno nejvíce zatíženo, hmotnost těla je zcela přenesena na stojnou končetinou (Perry, 1992).

S nástupem středního stoje dochází k extenzi kolene, která dosahuje maxima  $3^\circ$  uprostřed konečného stoje (39 %), poté opět přechází do flexe. Na konci stoje flexe dosahuje  $10^\circ$ . K výrazné progresi do  $40^\circ$  dochází během dvou oporové fáze (62 %), (Perry, 1992). Vrcholu flexe  $60^\circ$  koleno dosahuje v počátečním švihů. Nárůst se zastaví, jakmile se švihová končetina dostane na stejnou úroveň stojné (Kadaba, 1989).

Ve fázi středního švihů přechází pohyb do extenze a švihová končetina se dostává před stojnou. Pohyb kolene pokračuje i v konečné fázi švihů a to až do plné extenze, ale těsně před ukončením švihů (95 % KC) opět dochází k minimální flexi  $5^\circ$  (Perry, 1992).

**Obř. 3.** Kinematika kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině (Kranzl, 2011).



### 1.3.3 Kinematika kyčelního kloubu

Pohyb kyčle v sagitální rovině prochází jen dvěma fázemi, extenze během stojné fáze a flexe během fáze švihové (Perry, 1992).

Počáteční kontakt vychází z 20° flexe, během fáze zatěžování se postavení výrazně nemění, avšak s nástupem středního stoje dochází k extenčnímu pohybu. Kyčel dosáhne neutrálního postavení v 27 % KC, poté dochází k hyperextenzi s vrcholem 20° (konečný stoj, 50 % KC), (Perry, 1992). Konečná extenze je jen relativní, nejedná se pouze o pohyb v kyčelním kloubu, ale výsledný pohyb je složením extenze kyčle, anteriorního naklopení pánve (3°-7°) a zevní rotace pánve (5°), (Murray, 1964; Levens, 1948).

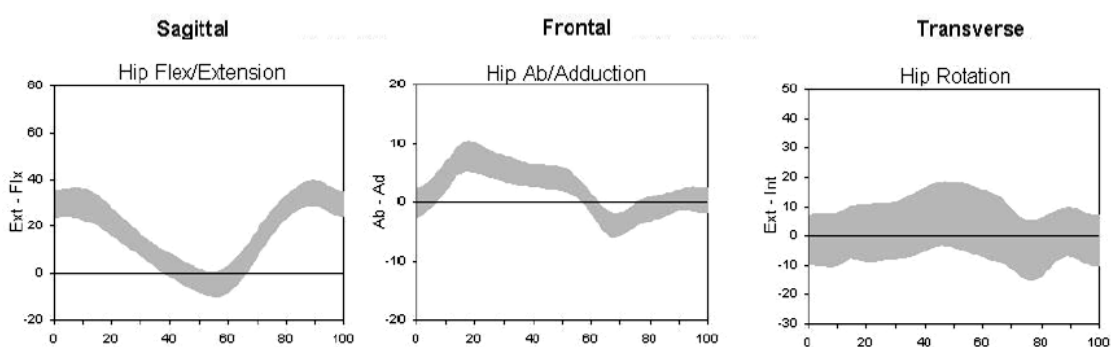
Během předšvihové fáze se kyčel opět flektuje, extenze se snižuje a na konci fáze dosahuje velikost 10°. Flekční pohyb kyčle provází i další dvě švihové fáze. V počátečním švihu se mění postavení až do 15° flexe a ve středním švihu se progrese kyčle snižuje, výsledkem je celková 25° flexe. Na konci švihu se flexe nepatrně sníží a kyčel se dostává opět do postavení 20° (Perry, 1992).

Pohyby ve frontální rovině (abdukce, addukce) se odehrávají v závislosti na zatížení pánve. Počáteční kontakt začíná kyčel z neutrálního postavení, s přenosem hmotnosti na stojnou končetinu postupně roste addukce. Na konci stoje dosahuje 10° a je opět součtem pohybu kyčle a pánve. Uprostřed předšvihové fáze (56 % KC) se kyčel vrací do neutrálního postavení. Abdukce pokračuje až do počátečního švihu

(65 %), kde na krátkou dobu po ukončení odrazu dosahuje svého maxima  $5^\circ$ . V konečném stoji se opět vrací do neutrální polohy (Perry, 1992; Murray, 1964)

V tranzverzální rovině také dochází ke střídání pohybů vnitřní a zevní rotace. Rozsahy pohybů jsou malé a dosahují přibližně stejných velikostí. Počáteční kontakt je zahájen z neutrálního postavení. Vrcholu vnitřní rotace kyčel dosahuje na konci fáze zatěžování a maxima zevní rotace ve fázi počátečního švihů (Levens, 1948). Výsledný rozsah pohybu  $15^\circ$  se skládá z pohybu kyčle ( $8^\circ$ ) a pánve ( $7,7^\circ$ ), (Perry, 1992).

**Obr. 4.** Kinematika kyčelního kloubu v sagitální, frontální, transverzální rovině (Kranzl, 2011).



#### 1.3.4 Kinematika pánve

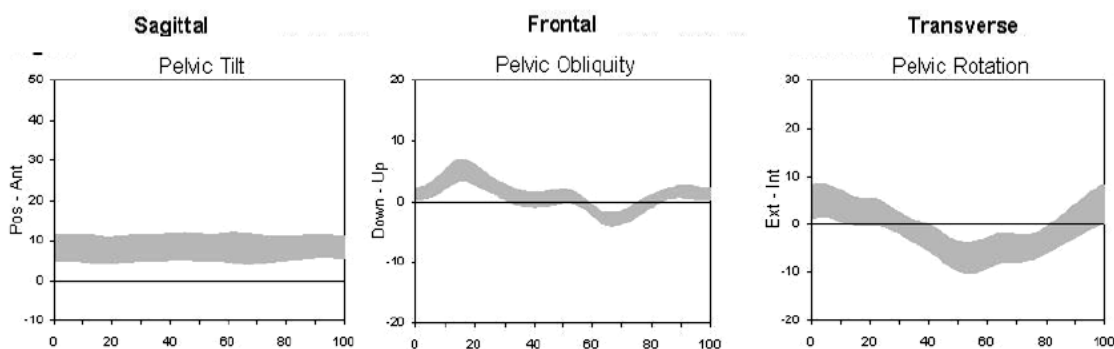
Pohyb pánve během KC probíhá asynchronně a ve všech třech rovinách. Místem iniciace pohybu je na stojná končetina.

Sagitální pohyb pánve vychází již  $10^\circ$  anteriorního naklonění, které je fyziologické. Anteriorní a posteriorní naklápění pánve v rozsahu  $4^\circ$  pak osciluje okolo výchozí polohy. Největší posteriorní naklonění se objevuje v době jedno oporové fáze a podruhé během počátečního švihů. Maximum anteriorního naklonění pak během konečného stoje a švihů, kde prodlužuje délku kroku.

Pohyb ve frontální rovině tzn. abdukce a addukce je v rozsahu  $4^\circ$ . Addukce se projeví jako drop pánve a to na straně švihové končetiny během předšvihové fáze, abdukce se pak objeví ve stejný okamžik kontralaterálně.

V transverzální rovině pánev rotuje v rozsahu  $10^\circ$ . Maximum rotace vpřed nalezneme během konečného švihů a počátečního kontaktu a maximum rotace vzad během konečného stoje. Střední stoj a fáze švihů je tedy bez rotací (Perry, 1992).

**Obr. 5.** Kinematika pánve v sagitální, frontální, transverzální rovině (Kranzl, 2011).



## 1.4 Patologické vzory kloubů dolní končetiny

Kinematika kloubů dolní končetiny a tím i průběh krokového cyklu je ovlivněn dvěma faktory, na základě kterých vznikají patologie pohybu:

- abnormální postavení kloubu s omezeným rozsahem pohybu,
- svalová slabost (Gage, 1991).

### 1.4.1 Hlezenní kloub

Hlezenní kloub je jednoosým kladkovým kloubem, tzn., veškeré patologie jsou vymezeny pouze do sagitální roviny.

#### Abnormální postavení

Patologické postavení v kloubu narušuje správnou atitudu chodidla a hlezenního kloubu a tím zasahuje do pohybového stereotypu chůze (Gage, 1991). Nejčastěji je způsobeno spastickou aktivitou svalu z předcházející fáze krokového cyklu (Rodda, 2001).

Nejčastějším abnormálním postavením je pes equinus s fixací v plantární flexi. Deformita začíná jako svalová dysbalance, kdy hyperaktivita m. gastrocnemius přetahuje nohu do plantární flexe a nakonec toto postavení fixuje (Perry, 1992; Stamer, 2000).

Patologické postavení se projeví především v počátečním kontaktu, který za normálních okolností začíná kontaktem paty. V tomto případě ale nejdříve dopadá špička nebo přednoží = *fore foot, foot flat contact*. Dojde tak k předčasnému protažení spastického m. gastrocnemius, který na protažení reaguje kontrakcí. Patologie se postupně řetězí a špatné nastavení chodidla ovlivňuje výše položené klouby (Stamer,

2000; Patrick, 2004) i další průběh pohybu, zvyšuje se energetická náročnost (Rodda, 2001).

### **Svalová slabost**

Svalová slabost se projevuje ve stojné i švihové fázi. Ovlivňuje úseky krokového cyklu, kdy je třeba vynaložit vyšší svalové úsilí. Oslabená funkce se nejvíce projeví u svalů:

- ***m. tibialis anterior***

Sval plní dvě funkce. Ve švihové fázi pracuje koncentricky a způsobuje DF, ve stojné fázi pak pracuje excentricky a kontroluje fázi zatěžování prvního zhoupnutí. Oslabený *m. tibialis anterior* ve švihové fázi způsobuje přepadávání špičky na zem = *drop foot*, zatímco ve fázi stojné *foot flat* (Sodeeberg, 1997, Gage, 1991).

Častější poruchou je narušení funkce *m. tibialis* ve stojné fázi. Insuficience svalu ovlivňuje:

1. *První zhoupnutí* – dochází k redukci zhoupnutí, chodidlo tudíž neprovede dostatečnou DF. Navazuje chybný iniciální kontakt, který díky malé dorzální DF nezačíná patou, ale plochou chodidla (Gage, 1991).
2. *Druhé zhoupnutí* - objeví se dříve, už během fáze zatěžování. Což má za následek současnou DF chodidla s extenzí kolene a koleno se v momentě iniciálního kontaktu uzamkne (Gage, 1991). Následný stretch lýtky vyvolá klonus, dojde k předčasné kontrakci – flexe kolene a kotníku (Perry, 1992).

- ***m. soleus***

Hypoaktivita svalu se projeví během stojné fáze. Kdy ve středním stoji není sval schopen potřebné excentrické kontroly pohybu a tibie prudce progreduje vpřed. Vektor  $F_{REA}$  směřuje mezi koleno a kyčel, tím generuje flekční momenty sil v obou kloubech místo extenze – narušení stability kolene (Gage, 1991; Patrick, 2004). Instabilita je kompenzována extenčním momentem *m. quadriceps femoris*. Akce svalu se však projeví na jeho proximálním konci zvýšením flekčního momentu v kyčli, než aby přispěla ke stabilitě kolene v extenzi (Olney, 1990).

- ***m. triceps surae***

*M. triceps surae* je v konečném stoji akcelerátorem celého pohybu vpřed. Insuficience gastrosoleárního komplexu vede ke zpoždění *heel rise* = zvednutí paty (Patrick, 2004). Z kinetického hlediska se ztrácí flekční moment síly, chodidlo zůstává v DF (Gage, 1991). Pokud i přes insuficienci svalů chceme, aby byl krokový cyklus

dokončen, musí dojít k substituci. Většinou je moment síly nahrazen flexí kolenního nebo kyčelního kloubu ipsilaterální strany, nebo zvýšenou aktivitou z kontralaterální strany (Patrick, 2004; Olney, 1900).

#### **1.4.2 Kolenní kloub**

I když kolenní kloub má schopnost rotace 10-15° v tranzverzální rovině, pro zjednodušení jeho funkce vymezujeme pohyb jen do roviny sagitální - flexe a extenze (Gage, 1991).

##### **Abnormální postavení**

Narušuje především stojnou fázi kroku. Nejčastěji se jedná o flekční kontrakturu, která znemožňuje uplatnění funkční dvojice plantární flexe/extenze kolene. Tím se zvyšuje velikost flekčního momentu pro kyčelní a hlezenní kloub. Pro další progresi pohybu musí být flekční momenty kompenzovány (Gage, 1993). Dochází k zapojení dalších svalů, které budou generovat extenční moment síly. Chůze se pak stává neekonomickou (Thompson, 2008).

Pro švihovou fázi je typický chybný clearance (Patrick, 2004). Kospasticita ischiocrurálních svalů a m. rectus femoris s nepřiměřenou kontrakcí plantárních flexorů nedovolí dostatečnou flexi kolene s DF (Crenna, 1998).

##### **Svalová slabost**

Poruchy funkce kolenního kloubu způsobené svalovou slabostí jsou spíše otázkou vzniku inadekvátního zevního ( $F_{REA}$ ) nebo vnitřního (produkovaného svalovou aktivitou) momentu sil. Výsledkem je nestabilita kloubu při stojné fázi a patologický rozsah pohybu ve švihové fázi.

- **Stojná fáze**

Patologie se projeví zejména ve stojné fázi, kde důležitou roli hraje funkční dvojice pohybů – plantiflexe/extenze kolene. Proto, když je omezen jeden pohyb, je narušen i pohyb druhý. Sílu pro vznik této synergie označujeme  $F_{REA}$ , kde ramenem páky je chodidlo. Chodidlo musí být dostatečně rigidní, aby bylo vytvořeno punctum fixum, to zajišťují plantární flexory (Winters, 1987).

Pokud plantární flexory nejsou dostatečně silné na to, aby zabránily dopřednému pohybu tibie, je funkční synergie plantární flexe a extenze kolene narušena. Insuficience flexorů způsobí propad chodidla do dorzální flexe, ztrácí se pevný bod

opory, klesá velikost momentu síly, mění směr a koleno kolabuje do flexe (Perry, 1974; Gage, 1993; Rodda, 2001; Winters, 1987).

Velikost momentu síly není závislá jen na samotné síle produkované akcí svalu ale i na rameni páky. Proto jakékoli deformity chodidla např. pes valgus, snižují moment síly (Gage, 1993).

- **Švihová fáze**

Ve švihové fázi je flexe kolene kontrolována  $F_{REA}$ , jejíž vektor probíhá za kolenem. Právě tato část KC je u dětí s DMO narušena. Švihová končetina nezačíná z potřebné flexe kolene, tím se velikost  $F_{REA}$  pro vznik flekčního momentu sníží. Situace je pak kompenzována:

1. zvýšenou aktivitou flexorů kolene, prostřednictvím ischiocrurárních svalů, které nahradí  $F_{REA}$ ,
2. zvýšenou flexí kyčelního kloubu, prostřednictvím m. rectus femoris.

Bohužel jde o antaginistické svalové skupiny, tudíž se ve své funkci brzdí. Aktivity svalů jsou kontraproduktivní a zamýšlená flexe kolene je ve výsledku ještě menší (Winters, 1987; Gage, 2001; Rodda, 2001).

### 1.4.3 Kyčelní kloub

Na rozdíl od předešlých kloubů je kyčelní kloub kloubem kulovým se 3 stupni volnosti (DOF), proto se vada může objevit ve všech třech rovinách. Výjimkou je sagitální rovina během středního a konečného stoje, kdy  $F_{REA}$  způsobuje extenční moment a vytváří dostatečnou oporu proti lig. iliofemoralis. V ostatních fázích je stabilita kyčle závislá na vnitřním napětí m. quadriceps femoris.

#### Abnormální postavení

Nejčastější deformitou je držení končetiny ve flexi, addukci a vnitřní rotaci (Gage, 1991). Takové postavení je predispozicí k dislokaci.

Příčinou patologického postavení je:

- **strukturální stavba kyčelního kloubu – coxa vara**
  1. tvar acetabula, které u dětí s DMO zůstává plytké, a proto je kloub méně stabilní,
  2. kolodiafyzární úhel, který dosahuje  $140^\circ$ , norma  $125^\circ$ ,
  3. antevertze krčku s velikostí  $40^\circ$ , norma (Dungl, 2005).



Při normální stavbě kyčelního kloubu pak tah svalu gluteus medius a adduktorů působí stabilizačně, tlačí hlavici do jamky. Avšak při výše zmíněných aspektech má aktivita těchto svalu subluxační charakter (Kapanji, 2002; Noonan, 2004).

- ***hypertonus svalů***

Spastická forma DMO vykazuje dysbalanci svalové aktivity mezi jednotlivými skupinami. Objevují se hypertonické adduktory, flexory a vnitřní rotátory, které vedou k flekčním kontrakturám (Noonan, 2004). Zkrácení svalu pak způsobuje předčasný iniciální kontakt druhé švihové končetiny, tím se zkracuje krok. Dalším problémem je hyperaktivita adduktorů během švihové fáze, která způsobí střet švihové končetiny se stojnou – *nůžkovitá chůze* (Soderberg, 1997; Perry, 1974; Perry, 1992).

### **Svalová slabost**

Insuficience svalů kyčle ovlivňuje především clearance dolní končetiny ve švihové fázi. Problémový clearance může způsobit:

1. hypoaktivita abduktorů kyčle během stojné fáze, kdy dochází k poklesu pánve na kontralaterální straně (Perry, 1992; Soderberg, 1997),
2. hypoaktivita flexorů kyčle, která nezvedne dolní končetinu do potřebné výšky (Patrick, 2004).

Situace pak musí být kompenzována pohybem horního trupu, zvýšenou rotací a laterálními výchylkami (Gage, 1991).

## **1.5 Patologické vzory chůze dětí s DMO**

Ačkoli chůze dětí s DMO je značně variabilní, můžeme v ní najít společné patologické prvky, podle kterých pak můžeme chůzi klasifikovat (Rodda, 2001). Variabilita chůze souvisí s topografií a rozsahem léze, např. spastická hemiplegie vs. diplegie, quadruplegie. Projevy patologie chůze jsou také časově závislé, s dospíváním dítěte se mění a progredují. Nejčastější změnou je přechod z *toe walking* – chůze po špičkách, do pohybového vzoru chůze *crouch gait*, kdy dítě chodí s fixovanou flexí kyčlí, kolen a s DF hlezenního kloubu (Rab, 1991).

Patologii chůze u DMO můžeme patologickou chůzi klasifikovat podle lokalizace a průjevů léze dle Winters, (1987) do kategorií:

### 1.5.1 Vzory spastické hemiplegie

Spasticita se projevuje jen na jedné straně. Hemiplegickou chůzí na základě kinematiky pohybu v sagitální rovině, dělíme na 4 podtypy (Winters, 1987):

- **Typ 1**

Chůze je charakterizována patologií drop foot, která je viditelnější ve švihové fázi. Vzniká díky neschopnosti selektivní kontroly DF. Rozsah DF během stojné fáze však není narušen, jelikož lýtkové svaly jsou bez kontraktur (Rodda, 2001).

- **Typ 2**

V klinické praxi je tento typ chůze nejčastějším. Vyznačuje se fixním postavení chodidla – pes equinus vlivem kontraktur lýtkového svalstva. Patologie se projevuje zejména ve stojné fázi, kdy je chodidlo rigidně drženo v PF. Zkrácení se může kompenzovat ve vyšších segmentech, podle toho dále dělíme:

- **Typ 2A** – koleno je v neutrálním postavení, kyčelní kloub je v extenzi.
- **Typ 2B** – koleno je v rekurvaci, kyčel v extenzi – vlivem plantární flexe dochází k přehnané synergii pohybu plantární flexe/extenze kolene, koleno se prolamuje.

Švihová fáze může být díky výpadku dorziflexorů narušena různým stupněm drop foot (Boyd, 1997).

- **Typ 3**

Vyznačuje se spasticitou, nebo kontrakturou gastrosoleálního komplexu. Narušena je švihová fáze, dorziflexory jsou nefunkční, koleno přetrvává v extenzi. Tento vzor nazýváme *stiff knee*, ischiocrurální svaly a m. quadriceps femoris jsou v kokontrakci, kolenní zámek tak přetrvává i ve švihové fázi (Winters, 1987; Rodda, 2001).

- **Typ 4**

Patologie je orientována spíše proximálně. Výsledný pohybový vzor je podobný jako u diplegického postižení, ale jelikož se jedná jen o jednostranné postižení, je vzor chůze asymetrický. Objevuje flekční, addukční a vnitřně rotační držení kyčle s ventrálním postavením pánve a přetrvávajícím kolenním zámkem (Rodda, 2001; Winters, 1987; Gage, 1991).

### 1.5.2 Vzory spastické diplegie, kvadruplegie

- **Typ 1** – vzor chůze pravého pes equinus

Vlivem spasticity lýtkového svalstva vzniká rigidní equinózní postavení chodidla. Během stojné fáze se tak chodidlo nachází v PF, koleno s kyčlí pak v extenzi (Rodda, 2001). Equinózní postavení nemusí být ve stoji vždy patrné. Chodidla mohou naléhat na zem celou plochou. Plantární flexe je v tomto případě kompenzována rekurvaci kolen (Miller, 1995).

- **Typ 2** – „jump gait“

Je běžným vzorem u dětí, které mají proximální postižení končetin se spasticitou ischiocrurálních svalů, flexorů kyčle a lýtkového svalstva. Výsledkem je flekční držení kyčlí a kolen s equinózním postavením hlezna. Nadměrná flexe je kompenzována zvětšenou bederní lordózou a ventrálním postavením pánve. V některých případech se objevuje i stiff knee, kdy aktivita m. quadriceps femoris způsobí přetrvávání kolenního zámku (Rodda, 2001; Miller, 1995).

- **Typ 3** – vzor chůze s imitací pes equinus

Tento vzor chůze se objevuje s postupným vývojem dítěte, které se stává těžším. Na tyto změny reaguje lýtkové svalstvo spolu s pohybovou synergií plantární flexe/extenze kolene. Takové dítě je nuceno chodit po špičkách, jako u typu 1 a tak při analýze chůze můžeme chybně vydedukovat, že jde o pes equinus. Avšak při kinematické analýze zjistíme, že pohyb kotníku do DF je v normě, jde tedy o funkční vadu. PF chodidla je výsledkem flekčního držení kyčle a kolene během celého krokového cyklu a tedy nevychází ze zkrácení lýtkových svalů. Primární příčinou patologického vzoru je zkrácení ischiocrurálních svalů a m. iliopsoas (Miller, 1995; Rodda, 2001).

- **Typ 4** – „crouch gait“

Pro tento vzor chůze je typické držení chodidla v dorzální flexi v kombinaci flekčního držení kolene a kyčle. Chůze se stává energeticky náročnou, dochází k přetížení lig. patelae a přináší sebou další komplikace v podobě bolestivých syndromů kolene.

Patologie vzniká nejčastěji jako iatrogenní poškození po protěti gastrosoleálního komplexu z typu chůze 3. Analýzou chůze je chybně diagnostikováno zkrácení lýtkových svalů a je indikováno jejich uvolnění, místo toho aby bylo řešeno zkrácení ischiocrurálních svalů a m. iliopsoas. Uvolněním lýtkového svalstva dochází k propadu chodidla do DF, ale flekční držení kolen a kyčle přetrvává (Rodda, 2001).

## 1.6 Spasticita a chůze

Spasticita je jeden z hlavních faktorů, které výrazně ovlivňují pohybový vzor chůze pacientů s DMO. Jedná se o motorickou poruchu, která je charakterizována hyperreflexií a zvýšenou svalovou odpovědí na protažení svalu. Dysfunkce je tedy připisována hyperexcitabilitě oblouku myotatického reflexu (Opavský, 2003).

Spasticita vyskytující se u DMO je vždy cerebrálního původu. Podkladem spasticity je ztráta inhibice mozkového kmene nadřazeným motorickým kortexem. Objevuje se zvýšení excitability monosynaptických reflexů, ke kterému se připojuje rychlá propagace reflexní aktivity (Kaňovský, 2004). Dále je porušena schopnost reciproční inhibice svalu a dispozíci přehnané aktivity antigravitačních svalů (Artieda, 1991). Klasickým klinickým obrazem je spasticita s antigravitačním typem postury, tzn. extenze dolních končetin (flekční spasmy jsou výjimkou díky zachované retikulospinální dráze). Navíc se přidává extrapyramidová symptomatologie vzniklá postižením bazálních ganglií, které se projeví jako hyper/hypokinetický syndrom. (Ehler, 2003)

Spasticita je přímo úměrně závislá na:

- rychlosti protažení svalu – velocity dependent,
- délce protažení svalu – length dependent (Kaňovský, 2004; Ehler, 2003).

Díky těmto vlastnostem spasticita kvalitativně i kvantitativně ovlivňuje charakter chůze. V krokovém cyklu totiž dochází k rytmickému střídání zkrácení a protažením svalů, které vyvolává spasticitu.

### 1.6.1 Závislost na rychlosti protažení svalu

Pacienti s DMO při pohybu vykazují na elektromyografický (EMG) záznamu zvýšenou aktivitu svalů a masivnější nábor motorických jednotek, která vede k redukci rychlosti protažení svalu (Frigo, 1996). Tento fakt potvrzuje i snižování velikosti úhlu mezi dvěma sledovanými segmenty při zvyšujícím se zevním momentu síly. Z EMG záznamu vyplývá, že rychlost protažení ovlivňuje svalovou sílu a to prostřednictvím:

- svalové aktivity – se zvyšující se rychlostí můžeme vidět vyšší aktivitu svalu na EMG záznamu,
- náboru motorických jednotek – práh rychlosti protažení svalu pro další nábor motorických jednotek se snižuje, tedy čím rychlejší bude protažení, tím masivnější bude nábor (Crenna, 1998).

### 1.6.2 Závislost na délce protažení svalu

Během KC se rytmicky střídají fáze protažení a zkrácení svalu (Perry, 1992). Spasticita afektuje především ty části KC, kdy dochází k největšímu protažení svalu. Svaly v průběhu KC procházejí fázemi protažení:

- Svaly anteriorní strany stehna procházejí dvěma fázemi protažení:
  1. ve fázi postupného zatěžování, kdy dochází k flexi kolene, která je spojena s přenesením hmotnosti,
  2. při odrazu palce, vlivem flekční synergie.
- Svaly posteriorní strany stehna vykazují jen jedno protažení během cyklu:
  1. v konečném stoji, kdy současně probíhá flexe kyčle s extenzí kolene.
- Lýtkové svaly procházejí dvěma fázemi protažení:
  1. během stojné fáze – tibie progreduje vpřed,
  2. během švihové fáze, kdy je pro správný clearance nutné provést DF
- Svaly přední strany bérce procházejí dvěma fázemi protažení:
  1. při dopadu chodidla, které je v PF,
  2. v okamžiku odrazu, kdy je chodidlo v PF (Crenna, 1998).

Analýzou chůze u pacientů s DMO bylo zjištěno, že fáze protažení svalu jsou sice zachovány, ale vlivem spasticity dochází k lehkým změnám v timingu. Nicméně i tyto malé změny při současném výskytu některých patologií chůze, jako je foot-flat, forefoot contact, vedou k diskrepancím v krokovém cyklu. Jednotlivé fáze protažení svalu se prodlužují, nebo se mohou objevit fáze navíc, které nejsou přítomny ve fyziologickém krokovém cyklu (Crenna, 1998; Davis 1996).

### 1.6.3 Kospasticita

Kospasticita je komplexnějším projevem spasticity. Je dána nekoordinovanou kontrakcí agonistických a antagonistických svalových skupin. Vlivem špatného timingu dochází k prvotnímu zapojení antagonistických svalových skupin a až poté se aktivují agonisté. Působí tak problémy zejména ve švihové fázi kroku, kde kontrakce antagonistických svalů zabrzdí iniciaci pohybu. Další pokračování pohybu pak vyžaduje překonání odporu ještě větší silou, než produkují dvojice spastických svalů (Gage, 1993; Woollacott, 2004).

## 1.7 Kinesio taping

Taping je jednou z běžně používaných metod sportovního lékařství a rehabilitace. Název je odvozen z anglického slova *tape* = *páska*. Jedná se o metodu aplikace pevných a pružných lepicích pásek na povrch těla.

Jako první byly využívány rigidní pásy, které jsou primárně určeny k podpoře a stabilizaci segmentu. Jejich aplikace sebou přináší jistá omezení v rozsahu pohybu, zároveň dochází k poklesu svalového tonu (Kaya, 2010), zkracování svalu (Gericke, 2008), k omezení cirkulace a tím i schopnosti reparace traumatizované oblasti (Bragg, 2002).

Inovací tapingu se stal Kinesio taping. Metoda Kinesio tapingu byla představena v roce 1973 japonským chiropraktikem Dr. Kenzo Kasem. Hlavní myšlenkou techniky provedení je poskytnutí dostatečné stability kloubů bez redukce rozsahu pohybu, nebo jakéhokoli omezení v oblasti měkkých tkání, které by bránilo cirkulaci a hojení. (Gericke, 2008).

### 1.7.1 Vlastnosti a aplikace kinesio tapu

Kinesio tape je vyroben z bavlněné tkaniny a má podobné vlastnosti jako kůže, tedy se dokonale přizpůsobí povrchu a proband nepocítuje žádný diskomfort (Gericke, 2008, Kase, 1999). Díky svým elastickým vlastnostem umožní tkáním pod tapem volný pohyb, neomezuje cirkulaci a aktivní práci svalu. Pružnost kinesio tapu je značně individuální, záleží na výrobcu, pohybuje se od 68 % (KIRA), (Gericke, 2008) do 160 % (TEMTEX), (Šúrová, 2009). Tape je již na základní pásku nanášen v 10 % natažení, tudíž i při aplikaci bez tahu vytváří na povrchu mírné předpětí (Gericke, 2008).

Kinesio tape je prodyšný a zároveň je voděodolný. Spodní strana je opatřena hypoalergenním akrylátovým lepidlem. Lepidlo je nanášeno tak, aby vytvářelo vlnitou strukturu a podpořilo cirkulaci krve. Právě díky této schopnosti je pro efektivnější terapii lepší využít dlouhodobou aplikaci tapu 2-3 dny, kdy efekt terapie přetrvává i po odstranění tapu (Kase, 2003).

Kinesio tape lepíme vždy na předem připravený povrch. Pro jeho dostatečné přilnutí je nutné pokožku odmastit a osušit. Pro zajištění lepšího kontaktu s tapem můžeme odstranit ochlupení. Důležitým faktorem správné aplikace tapu je přednastavení ošetřovaného segmentu. Kinesio taping podle Kase, 1996 vychází

z maximálního protažení svalu. Avšak musíme brát v úvahu také současné protažení okolních struktur (cévy, nervy). Kdy už jen při 10 % protažení nervu se snižuje jeho prokrvení a při 15 % protažení se cirkulace zastavuje (Lundborg, 1973). Pevným pravidlem přednastavení je, že aplikace vždy vychází z protažení, které je však individuální podle dané problematiky (Gericke, 2008).

Dalším aspektem, který může ovlivnit výsledný efekt, je směr lepení a protažení kinesio tapu při jeho aplikaci. Pro maximální účinek terapie musí být tape nanášen v optimálním předpětí. Příliš velké napětí může efekt zcela vyrušit (Kase, 2003).

### **1.7.2 Princip Kinesio tapingu**

Účinek kinesio tapu spočívá především ve stimulaci senzomotorického a proprioceptivního systému (Simoneau, 1997). Díky stimulaci receptorů taping objektivně umožňuje okamžitý feedback (Riemann, 2002). Subjektivně pacienti popisují pocit úlevy, zlepšení komfortu a kvality pohybových aktivit a zvýšení stability afektovaného kloubu.

Kinesio tape, díky své schopnosti stimulace proprioceptorů, našel využití zejména při instabilitách kloubů, kde je tato aferentace narušena. Jednou z nejčastějších diagnóz je instabilita kotníku (Murray, 2001; Halseth, 2004), dále bolestivé syndromy kolene (Callaghan, 2002), ramene (García-Muro, 2010). Aplikací kinesio tapu dochází ke zkvalitnění propriocepce, ovlivnění biomechanických faktorů struktur a tím i zvýšení stability kloubu. Hlavní indikací Kinesio tapingu jsou stavy s insuficientní propriocepcí, benefit kinesio tapingu u zdravého člověka je zcela minimální (Yasukawa, 2006).

Mechanismus působení je založen na stimulaci exteroceptorů, proprioceptorů a inhibici nociceptorů (Kaya, 2010). Touto cestou ovlivňuje čtyři základní složky: svalstvo, klouby, lymfatický systém a bolest (Gericke, 2008).

- ***Regulace svalového tonu***

Ovlivnění svalového tonu bylo prvním důvodem pro aplikaci kinesio tapu. Původně se tape využíval především u lokálního hypertonu. S postupným rozvojem metody se Kinesio taping začal uplatňovat i při zvýšeném napětí centrálního původu, hypotonu, atrofii a funkčních svalových dysbalancí (Kase, 2003).

Řízení svalového tonu a jeho velikost je ovlivněna propriocepcí a exterocepcí (Véle, 2006; Trojan, 1991). Mechanoreceptory přináší informace o změně délky a zatížení svalu, které jsou stěžejní pro regulaci svalového tonu (Schleip, 2003). Tyto

mechanoreceptory svalů jsou stimulovány tahem tapu přes kůži a podkoží (Edin, 2001).

Kinesio tape působí na aktivitu svalů dvěma cestami, inhibicí a facilitací. Podle efektu, kterého chceme dosáhnout, volíme směr aplikace:

#### *Facilitace svalů*

Kinesio tape aplikujeme ve směru svalových vláken, kdy začátek přikládáme do oblasti úponu svalů a končíme v začátku ošetřovaného svalů. Tento způsob využíváme u oslabených a hypotonických svalů, kdy směr tahu pásky je souhlasný se směrem svalové kontrakce. Mechanický tah tapu přes kůži zároveň stimuluje exteroceptory a proprioceptory, tím podporuje práci svalů (Kase, 2003; Gericke, 2008; Vicenzino, 2003; Alexander, 2003; Morrissey, 2000). Facilitační účinek tapu využíváme jako doplněk rehabilitace k urychlení funkčního návratu a regeneraci, např. při impingement syndromu (Host, 1995).

#### *Inhibice svalů*

Cílem této aplikace je normalizace tonu svalů přetížených. Pro dosažení inhibice svalové aktivity tape lepíme opět v průběhu svalových vláken, ale od začátku k úponu svalů (Kase, 2003). Jinou variantou je aplikace napříč svalovým bříškem (Constantinou, 2010). Podle Parkhust (1994) při aplikaci tapu kolmo na svalová vlákna dochází k redukci svalové aktivity díky tahu tapu, který omezuje vytvoření aktinomyosinových můstků.

- ***Urychlení cévní cirkulace a lymfatické drenáže***

Aplikace kinesio tapu vede k redukci tlaku v tkáních pod tapem (Gericke, 2008; Kase, 2003). Dochází ke zvrásnění a dekompresi podkoží s vytvořením volného prostoru pod tapem (Gericke, 2008) pro lepší proudění krve a lymfy (Šúrová, 2009).

Urychlenou cévní cirkulací ovlivňujeme metabolismus a proces hojení. V místě neuromuskulární patologie (bolest, svědění, otok, brnění, tendonitidy) po aplikaci tapu zjišťujeme zvýšený průtok krve v povrchovém krevním řečišti (Kase, 1997). Pokud však tape aplikujeme v místě bez přítomnosti patologie, nepozorujeme žádný efekt (Kase, 1998).

Zlepšením lymfatické drenáže dosáhneme redukce otoku. Terapie lymf tapováním přináší srovnatelné výsledky s manuální lymfatickou masáží, ještě většího efektu dosáhneme v kombinaci s pohybovou terapií (Shim, 2003).



- ***Redukce bolesti***

Přítomnost bolesti je největší limitací pacienta v jeho běžných denních aktivitách, zároveň se stává limitací i pro terapii. Snížení bolestivosti je primární cestou ke zlepšení funkčních schopností a disabilit pacienta (Murray, 2010). Cílenou aplikací tapu jsme schopni dosáhnout výrazné redukce nociceptivní aferentace (Kase, 2003).

Bolest může vznikat z důvodu komprese tkání při zánětlivém procesu, zvýšený tlak ve tkáních pak dráždí nociceptory. Podpořením cirkulace cévního a lymfatického řečiště dojde k dekompresi a snížení nocicepce (Constantinou, 2010).

Redukce bolesti dosáhneme také prostřednictvím stimulace receptorů. Tape nelepěný na povrchu kůže dráždí exteroceptory, redukce nocicepce pak probíhá na základě vrátkové teorie (Gericke, 2008), vjem o taktilní stimulaci je veden rychlejšími A $\beta$  vlákny, která blokují přenos nociceptivních informací A $\delta$ , C vláken (Kolář, 2009).

- ***Zlepšení stability kloubu a posturální kontroly***

Stabilita kloubu, jeho nastavení (alignment) a posturální kontrola je závislá především na aferentních informacích, které jsou generovány v oblasti kloubu (Reimann, 2002). Pokud se segment a kloub nachází v patologické poloze, pak ani aferentní informace přicházející z této oblasti nemůže být adekvátní. Rozhodujícím faktorem pro optimální alignment segmentu a jeho posturální kontrolu je přísun optimálních propiocepceptivních informací.

Dodáním chybějící propioceptivní a exteroceptivní aferentace dosáhneme zlepšení stability kloubu (Reimann, 2002) a posturální kontroly v rámci zvýšení koordinace a rozsahu pohybu (Thelen, 2008). Kinesio tapingem zároveň korigujeme rozsah pohybu a napětí okolních svalových struktur kloubu, čímž ovlivňujeme nábor motorických jednotek (Cusick, 1997).

Díky schopnosti optimalizovat nebo substituovat aferentní informace nachází využití zejména u nestabilit kloubů, kde vznikají neadekvátní aferentní informace.

Kinesio tapingem můžeme také korekci postavení provést přímo tapem, kdy daný segment mechanicky nastavíme do centrovaného postavení, tím dosáhneme optimální propiocepce (Kase, 2003). Korekční techniky pracují na principu biofeedbacku. Proces probíhá skrze mechanickou stimulaci receptorů ve výchozí fyziologické poloze kloubu. Jakmile se segment dostane za hranici fyziologického nastavení, které je vymezeno tapem, dojde ke zvýšenému podráždění receptorů, což

vede k uvědomování si oblasti, následné reedukaci pohybu a zlepšení posturální kontroly (Footer, 2006; Murray, 2001).

## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

- **Cíl práce:** zjistit vliv aplikace Kinesio tapingu na chůzi pacientů s DMO.
- **Dílčí cíle:**
  1. Popsat patologický vzor chůze.
  2. Provést kinematickou analýzu chůze pacientů s DMO
  3. Analyzovat změny ve velikosti rozsahu pohybu pánve a kloubů dolních končetin před a po aplikaci kinesio tapu.
  4. Analyzovat změny časoprostorových charakteristik chůze před a po aplikaci kinesio tapingu.

- **Hypotézy:**

**H<sub>01</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>02</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>03</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální, frontální, transverzální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>04</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v sagitální, frontální, transverzální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>05</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl ve frekvenci kroků chůze před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>06</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v délce trvání dvou oporové a jedno oporové fáze krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>07</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v délce a šířce kroku během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>08</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v délce trvání dvoukroku před a po aplikaci kinesio tapu.“

**H<sub>09</sub>:** „Není statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze před a po aplikaci kinesio tapu.“

### **3 METODA VÝZKUMU**

Diplomová práce byla zaměřena na vliv Kinesio Tapingu na patologický vzor chůze pacientů s dětskou mozkovou obrnou. Měřením byly posuzovány biomechanické charakteristiky chůze před a po aplikaci kinesio tapu. Výstupními daty byly úhlové a časoprostorové charakteristiky krokového cyklu.

Všechny testované osoby a jejich zákonní zástupci byli seznámeni s průběhem měření a podepsali informovaný souhlas o průběhu měření s následným zpracováním dat (viz. příloha). Všem probandům byla odebrána anamnéza, zaměřena na neurologický stav a na ortopedické zákroky, které by mohly ovlivňovat biomechaniku chůze. Dále bylo provedeno neurologické vyšetření pro ozřejmění aktuálního stavu pacienta.

Měření probíhalo se souhlasem ředitelky Mgr. Blanky Vackové a zástupkyně vedoucího rehabilitace Mgr. Terezy Vaščíkové v březnu 2012 v prostorách tělocvičny denního stacionáře JITRO – občanské sdružení rodičů a přátel postižených dětí v Olomouci.

#### **3.1 Charakteristika testovaného souboru**

Testovaný soubor tvořilo 11 probandů s diagnózou dětské mozkové obrny a koordinační poruchy. Na základě provedení chůze bylo z tohoto souboru vybráno 7 probandů (2 ženy, 5 mužů), jejichž údaje byly použity pro určení vlivu aplikace Kinesio tapu. Průměrný věk testovaného souboru byl v době měření  $16,3 \pm 5,5$  roků, s průměrnou výškou  $154 \text{ cm} \pm 16,9 \text{ cm}$  a hmotností  $58,2 \text{ kg} \pm 26,2 \text{ kg}$ .

Testované osoby byly vybrány z občanského sdružení JITRO, kde navštěvují denní stacionář, jehož součástí je rehabilitační oddělení. Hlavními kritérii při výběru souboru byla přítomnost DMO s koordinační poruchou a schopnost chůze samostatné, nebo s pomůckou (chodítka). Skupina probandů zahrnovala jedince s formou postižení – spastická, dyskinetická, smíšená a s různým rozsahem – kvaduparetická, diparetická, triparetická forma. Konkrétní formy a rozsahy postižení probandů jsou specifikovány v anamnéze (viz. příloha).

##### **3.1.1 Anamnestické vyšetření**

Testované skupině probandů byla odebrána anamnéza a současně proveden kineziologický rozbor s neurologickým vyšetřením (viz. příloha).

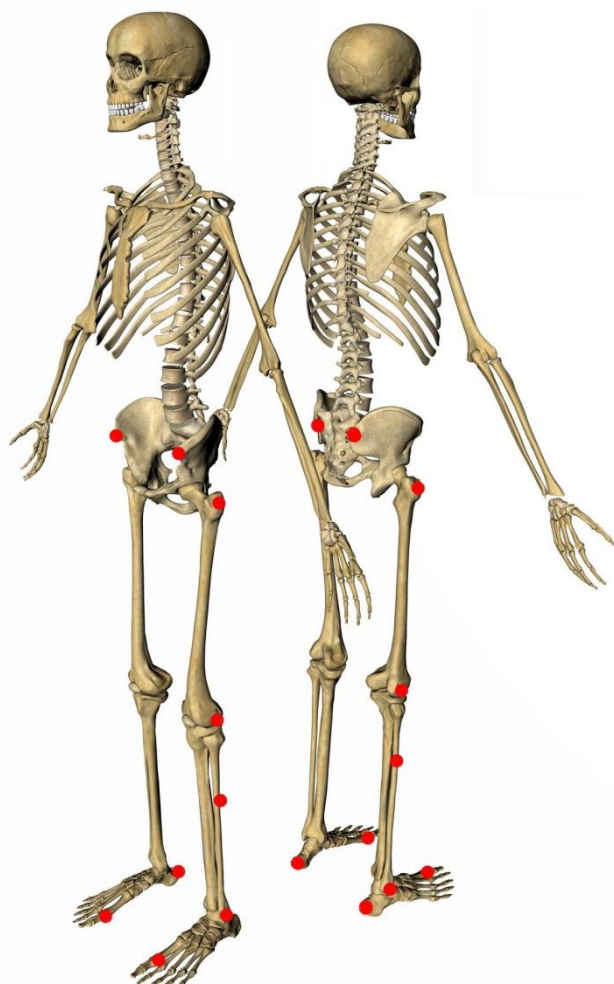
Anamnestické vyšetření sloužilo ke specifikaci postižení (forma, rozsah) a ke zjištění přidružených onemocnění. Dále byl zjišťován průběh těhotenství a porodu, zda byl v termínu, nebo jeho případné komplikace a které by mohly ovlivnit psychomotorický vývoj jedince. V anamnéze byly odebrány údaje, které se týkaly ortopedických zákroků související s diagnózou, např. prolongace šlach.

Po odebrání anamnézy bylo provedeno neurologické vyšetření zaměřené na reflexy (šlachookosticové reflexy, pyramidové iritační jevy) a mozečkové příznaky. Poté byla zjišťována přítomnost spasticity v oblasti dolních končetin. Kineziologický rozbor byl proveden vyšetřením trofiky svalů, kdy byl zjišťován klidový tonus a vyšetřením rozsahu pohybu dolních končetin. Dále byla použita aspekce stoje se zaměřením na postavení páteře, pánve a dolních končetin. Pozorována byla stabilita a symetrie stoje, přítomnost kontraktur v oblasti kyčle, kolene a hlezenního kloubu, deformity nohy a jiné patologie, které by mohly mít vliv na kvalitu chůze. Dále byla zjišťována úroveň bipedální lokomoce, zda je proband schopen samostatné chůze, nebo chůze s pomůckami.

### **3.2 Příprava probandů k měření**

Před začátkem měření bylo provedeno antropometrické měření vybraných segmentů těla. Data slouží k výpočtu středů kloubů pro pozdější kinematickou analýzu pohybu. Zjišťovanými údaji byly: hmotnost, výška, šířka kolene a kotníku, délka dolní končetiny (vzdálenost od trochanteru k zevnímu kotníku) a délka chodidla (od paty k nejdelšímu prstu). Poté byly na kůži probanda připevněny reflexní body, které slouží k označení vybraných anatomických struktur. Body jsme umístili do oblastí kostních eminencí, kde je projekce kostní struktury na povrch těla nejpřesnější. Použili jsme 16 reflexních značek podle modelu PlugInGait (viz. obr. 6).

**Obr. 6.** Umístění reflexních bodů podle modelu PlugInGait (převzato z <http://anatomy-3d.com/skeleton.html> a upraveno).



|    |                                                |
|----|------------------------------------------------|
| 1. | SIAS                                           |
| 2. | SIPS                                           |
| 3. | trochanter major femoris                       |
| 4. | epicondyl femoris lateralis                    |
| 5. | spojnice kolene a malleolus lateralis na bérce |
| 6. | malleolus lateralis                            |
| 7. | calcaneus                                      |
| 8. | hlavička 2. MTT                                |

### 3.3 Průběh měření

Měření bylo realizováno použitím optoelektrického systému Vicon MX systém (Vicon Motion Systems, Oxford, UK). Průběh chůze byl zaznamenán pomocí sedmi infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 120 Hz při plném rozlišení 1000 x 1000 pixelů) v prostorách tělocvičny na vymezeném úseku cca 10 m. Pro případ únavy byly na začátku a konci vytyčené trasy umístěny židle. K získání optimálních výchozích dat bez vedlejších artefaktů bylo nutné zastínění prostor. Po instalaci systému byla standardním způsobem provedena kalibrace snímaného prostoru.

Každý proband absolvoval 2-4 pokusy měření chůze (podle individuálních možností probanda) bez použití Kinesio tape, které byly zaznamenány. Poté byl aplikován Kinesio tape a následovalo druhé měření chůze, opět minimálně 2-4 pokusy.

Kinesio tape byl aplikován s mírným tahem (25 %) na přední stranu tibie, účelem byla korekce plantárního postavení a facilitace m. tibialis anterior. Druhý tape byl aplikován do oblasti abduktorů pro podpoření jejich funkce a sahal k vnitřnímu kondylu tibie pro korekci vnitřně rotačního postavení v kyčelním kloubu a valgózního postavení kolen s vnitřní rotací tibie.

Podle možností probandů byl měřený úsek chůze absolvován naboso bez pomůcek, v některých případech bylo nutné použití ortopedických pomůcek pro korekci postavení chodidla a pomůcek pro chůzi.

### 3.4 Zpracování dat

Pro analýzu chůze a statistické zpracování byly použity všechny pokusy chůze, kde nebyly přítomny výrazné výchylky rychlosti. Z každého pokusu byl pak pro vlastní analýzu vybrán dvoukrok. Vymezená sekvence byla dále zpracována pomocí programu Vicon Nexus. Programem byla nejdříve provedena statická kalibrace každého subjektu podle modelu PlugInGait a k označeným segmentům přiřazeny body odpovídající anatomickým strukturám. Dalším krokem bylo manuální označení začátku a konce krokového cyklu. Následně byla provedena filtrace dat, detekce začátku a konce krokového cyklu během dvou kroků a doplněny středy kloubů s dalšími doplňkovými body, určenými pro výpočet rotací segmentů. Výsledná data byla exportována do formátu c3d ke zpracování v programu Vicon Polygon. Výchozí parametry byly dále zpracovány v programu Microsoft Office Excel a upraveny pro statistické zpracování. Hodnoty úhlových parametrů byly vztaženy k hodnotám v klidovém stoji.

#### 3.4.1 Sledované parametry

Pro určení změn před a po aplikaci kinesio tapu jsme sledovali úhlové parametry chůze a časoprostorové charakteristiky chůze:

**AS\_PF1** první maximální hodnota plantární flexe, odpovídá fázi postupného zatěžování,

**AS\_DF** maximální hodnota dorzální flexe, odpovídá fázi terminálního stoje,

**AS\_PF2** druhá maximální hodnota plantární flexe, odpovídá konci stoné fáze,

|                |                                                                                   |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------|
| <b>AS</b>      | celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině,                      |
| <b>K_max1</b>  | první maximální hodnota flexe kolenního kloubu, odpovídá začátku stojné fáze,     |
| <b>K_min1</b>  | první maximální hodnota extenze kolenního kloubu, odpovídá fázi konečného stoje,  |
| <b>K_max2</b>  | druhá maximální hodnota flexe kolenního kloubu, odpovídá švihové fázi,            |
| <b>K_min2</b>  | druhá maximální hodnota extenze kolenního kloubu, odpovídá konci švihové fáze,    |
| <b>KS</b>      | celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině,                       |
| <b>K_F_max</b> | maximální hodnota addukce v kolenním kloubu, odpovídá švihové fázi,               |
| <b>K_F_min</b> | maximální hodnota abdukce v kolenním kloubu, odpovídá stojné fázi,                |
| <b>KF</b>      | celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině,                      |
| <b>H_F</b>     | maximální hodnota flexe v kyčelním kloubu, odpovídá švihové fázi,                 |
| <b>H_E</b>     | maximální hodnota extenze v kyčelním kloubu, odpovídá stojné fázi,                |
| <b>HS</b>      | celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině,                       |
| <b>H_F_max</b> | maximální hodnota addukce v kyčelním kloubu, odpovídá fázi postupného zatěžování, |
| <b>H_F_min</b> | maximální hodnota abdukce v kyčelním kloubu, odpovídá fázi počátečního švihu,     |
| <b>HF</b>      | celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu ve frontální rovině                       |
| <b>H_T_max</b> | maximální hodnota vnitřní rotace v kyčelním kloubu, odpovídá stojné fázi,         |
| <b>H_T_min</b> | maximální hodnota zevní rotace v kyčelním kloubu, odpovídá švihové fázi,          |
| <b>HT</b>      | celkový rozsah pohybu v kyčelním kloubu v transverzální rovině,                   |
| <b>PS</b>      | celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině,                                   |
| <b>PF</b>      | celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině,                                  |
| <b>PT</b>      | celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině,                               |



|                          |                                                                      |
|--------------------------|----------------------------------------------------------------------|
| <b>Frekvence</b>         | udává počet kroků za minutu,                                         |
| <b>Double Support</b>    | procentuelní zastoupení dvou oporové fáze během<br>krokového cyklu,  |
| <b>Single support</b>    | procentuelní zastoupení jedno oporové fáze během<br>krokového cyklu, |
| <b>Šířka kroku</b>       | [m],                                                                 |
| <b>Délka kroku</b>       | [m],                                                                 |
| <b>Doba trvání kroku</b> | [s],                                                                 |
| <b>Rychlost chůze</b>    | [m/s].                                                               |

### 3.4.2 Statistické zpracování dat

Naměřená data byla statisticky zpracována v programu STATISTICA (verze 10.0, Stat-Soft, Inc., Tulsa, OK, USA). Z naměřených dat byly vypočítány základní popisné charakteristiky (průměr, medián, směrodatná odchylka). K určení rozdílů jednotlivých parametrů chůze před a po aplikaci Kinesio tapu byl použit neparametrický párový Wilcoxonův test.

Hypotézy byly testované pro hladinu statistické významnosti  $p < 0,05$ .

## 4 VÝSLEDKY

### 4.1 Výsledky změn rozsahů pohybu

#### 4.1.1 Výsledky k hypotéze H<sub>01</sub>

Hypotéza **H<sub>01</sub>**: „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

Rozsah pohybu v hlezenním kloubu se po aplikaci kinesio tapu ve všech sledovaných parametrech zvýšil. V žádném ze sledovaných parametrů jsme nenalezli statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Největší rozdíl jsme zaznamenali u plantární flexe během fáze odrazu.

**Hypotézu H<sub>01</sub> nemůžeme zamítnout.**

**Tabulka 1.** Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů hlezenního kloubu v sagitální rovině.

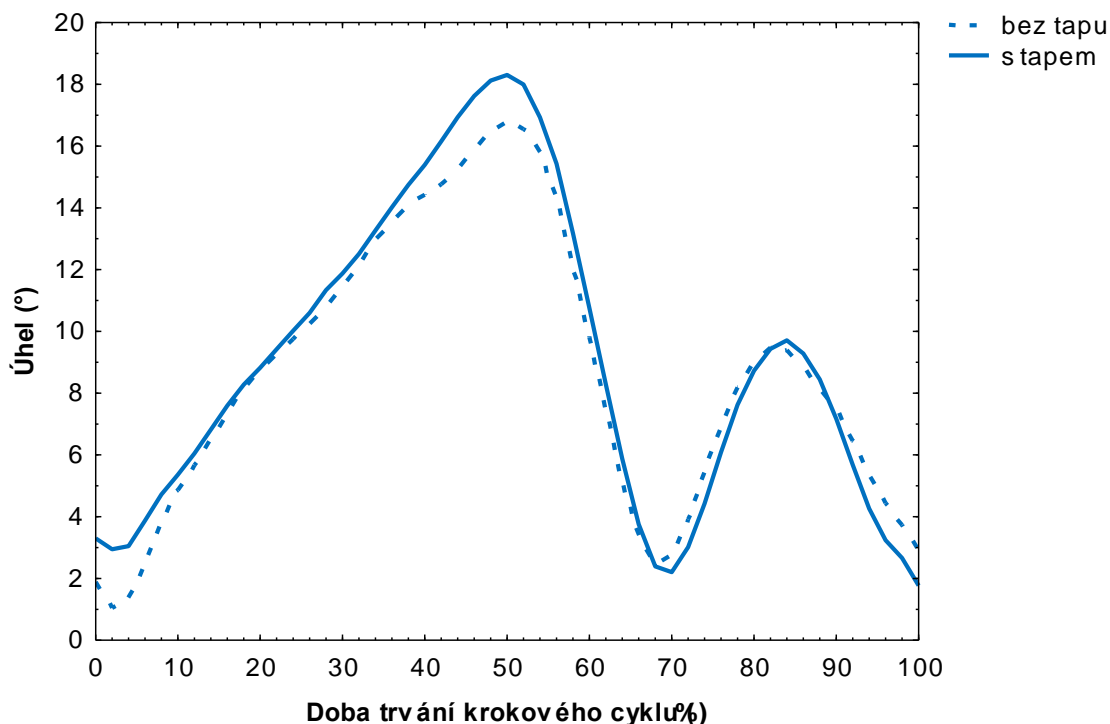
| Parametr (°) | Průměr bez tapu | SD bez tapu | Průměr s tapem | SD s tapem |
|--------------|-----------------|-------------|----------------|------------|
| AS_PF1       | 0,06            | 8,8         | 0,94           | 9,78       |
| AS_DF        | 20,24           | 7,5         | 20,82          | 8          |
| AS_PF2       | -1,3            | 9,52        | 26,06          | 7,3        |
| AS           | 25,02           | 9,52        | 26,06          | 7,3        |

**Tabulka 2.** Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry hlezenního kloubu v sagitální rovině.

| Parametr | Z    | p     |
|----------|------|-------|
| AS_PF1   | 1,04 | 0,300 |
| AS_DF    | 0,03 | 0,975 |
| AS_PF2   | 1,41 | 0,158 |
| AS       | 0,97 | 0,331 |

**Legenda k tabulce 1, 2:** AS\_PF1 – maximum plantární flexe během fáze postupného zatěžování, AS\_DF – maximum dorzální flexe během konečného stoje, AS\_PF2 – maximum plantární flexe na konci stojné fáze, AS – celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině, Z – hodnota statistického kritéria, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka.

**Graf 1.** Průběh pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině před a po aplikaci kinesio tapu.



**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

#### 4.1.2 Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

Hypotéza **H<sub>02</sub>**: „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

Celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině po aplikaci kinesio tapu zůstal téměř stejný. V žádném ze sledovaných parametrů jsme nenalezli statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Největší rozdíl jsme zaznamenali u flexe během fáze postupného zatěžování, kde se rozsah pohybu snížil.

Celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině se po aplikaci kinesio tapu nezměnil. V žádném ze sledovaných parametrů jsme nenalezli statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p < 0,05$ . Největší rozdíl jsme naměřili u addukce kolenního kloubu, která se po aplikaci kinesio tapu zvýšila.

**Hypotézu H<sub>02</sub> nemůžeme zamítnout.**

**Tabulka 3.** Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině.

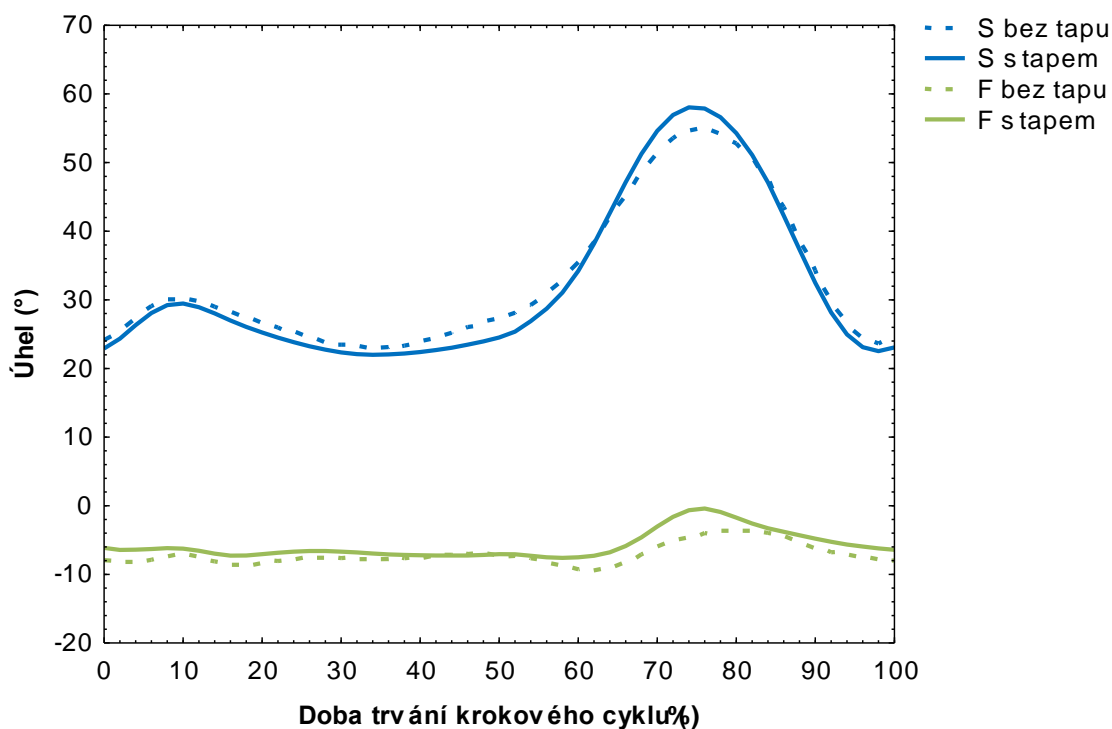
| Parametr (°) | Průměr bez tapu | SD bez tapu | Průměr s tapem | SD s tapem |
|--------------|-----------------|-------------|----------------|------------|
| K_max1       | 42,09           | 11,51       | 39,69          | 11,12      |
| K_min1       | 20,97           | 9,31        | 20,03          | 9,69       |
| K_max2       | 59,23           | 11,13       | 59,63          | 11,44      |
| K_min2       | 21,75           | 13,74       | 21,89          | 13,44      |
| KS           | 42,93           | 12,93       | 42,07          | 14,01      |
| K_F_max      | 3,84            | 11,45       | 5,6            | 11,19      |
| K_F_min      | -16,36          | 13,09       | -15,12         | 12,96      |
| KF           | 20,20           | 8,91        | 20,73          | 6,71       |

**Tabulka 4.** Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry kolenního kloubu v sagitální rovině.

| Parametr | Z     | p     |
|----------|-------|-------|
| K_max1   | 1,475 | 0,140 |
| K_min1   | 1,099 | 0,272 |
| K_max2   | 0,126 | 0,900 |
| K_min2   | 0,408 | 0,683 |
| KS       | 0,722 | 0,470 |
| K_F_max  | 1,538 | 0,124 |
| K_F_min  | 0,785 | 0,433 |
| KF       | 0,847 | 0,397 |

**Legenda k tabulce 3, 4:** K\_max1 – maximum flexe kolenního kloubu během stojné fáze, K\_min1 – maximum extenze kolenního kloubu během stojné fáze, K\_max2 – maximum flexe kolenního kloubu během švihové fáze, K\_min2 – maximum extenze kolenního kloubu během švihové fáze, KS – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu v sagitální rovině, K\_F\_max – maximum addukce kolenního kloubu, K\_F\_min – maximum abdukce kolenního kloubu, KF – celkový rozsah pohybu kolenního kloubu ve frontální rovině, Z – hodnota statistického kritéria, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka.

**Graf 2.** Průběh pohybu kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině.



**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

#### 4.1.3 Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

Hypotéza **H<sub>03</sub>**: „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu v kyčelním kloubu v sagitální, frontální, transverzální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu v sagitální a frontální rovině se po aplikaci kinesio tapu nezměnil. V žádném ze sledovaných parametrů jsme nenalezli statisticky významný rozdíl na hladině významnosti  $p < 0,05$ .

V rovině transverzální došlo ke zvýšení celkového rozsahu pohybu a zevní rotace, v případě vnitřní rotace došlo naopak ke snížení rozsahu. V žádném z parametrů nedosahovaly rozdíly hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ , nejvíce se této hladině přiblížila vnitřní rotace ( $p = 0,056$ ).

**Hypotézu H<sub>03</sub> nemůžeme zamítnout.**

**Tabulka 5.** Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině.

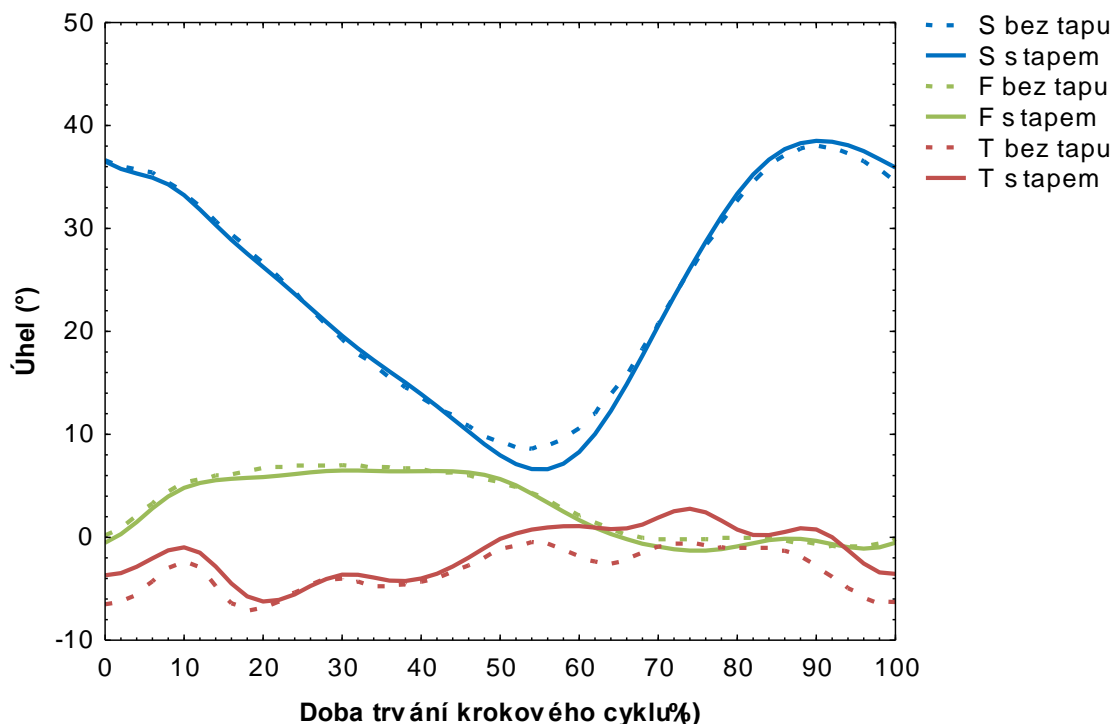
| Parametr (°) | Průměr bez tapu | SD bez tapu | Průměr s tapem | SD s tapem |
|--------------|-----------------|-------------|----------------|------------|
| H_F          | 39,66           | 8,33        | 39,42          | 8,6        |
| H_E          | 6,44            | 11,84       | 5,5            | 11,26      |
| HS           | 33,22           | 9,88        | 33,92          | 8,78       |
| H_F_max      | 8,98            | 6,17        | 8,49           | 6,75       |
| H_F_min      | -4,42           | 5,99        | -4,92          | 6,9        |
| HF           | 13,40           | 4,74        | 13,41          | 4,34       |
| H_T_max      | 4,99            | 19,42       | 7,55           | 20,61      |
| H_T_min      | -13,03          | 19,26       | -12,12         | 19,33      |
| HT           | 18,02           | 8,27        | 19,66          | 9,28       |

**Tabulka 6.** Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině.

| Parametr | Z     | p     |
|----------|-------|-------|
| H_F      | 0,094 | 0,925 |
| H_E      | 0,094 | 0,925 |
| HS       | 0,722 | 0,470 |
| H_F_max  | 0,534 | 0,594 |
| H_F_min  | 0,596 | 0,551 |
| HF       | 0,031 | 0,975 |
| H_T_max  | 1,915 | 0,056 |
| H_T_min  | 0,847 | 0,397 |
| HT       | 1,099 | 0,272 |

**Legenda k tabulce 5, 6:** H\_F – maximum flexe kyčelního kloubu, H\_E – maximum extenze kyčelního kloubu, HS – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, H\_F\_max – maximum addukce kyčelního kloubu, H\_F\_min – maximum abdukce kyčelního kloubu, HF – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v sagitální rovině, H\_T\_max – maximum vnitřní rotace kyčelního kloubu, H\_T\_min – maximum zevní rotace kyčelního kloubu, HT – celkový rozsah pohybu kyčelního kloubu v transverzální rovině, Z – hodnota statistického kritéria, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka.

**Graf 3.** Průběh pohybu kyčelního kloubu během krokového cyklu v sagitální, frontální a transverzální rovině.



**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

#### 4.1.4 Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>

Hypotéza **H<sub>04</sub>**: „Není statisticky významný rozdíl v úhlovém rozsahu pohybu pánve v sagitální, frontální, transverzální rovině během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

Rozsah pohybu pánve v rovině sagitální, frontální a transverzální se po aplikaci kinesio tapu zvýšil. V sagitální rovině je změna rozsahu významná na hladině významnosti  $p = 0,048$ .

**Hypotézu H<sub>04</sub> můžeme zamítnout pro testovou situaci v sagitální rovině. Pro jiné testové situace hypotézu nelze zamítnout.**

**Tabulka 7.** Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině.

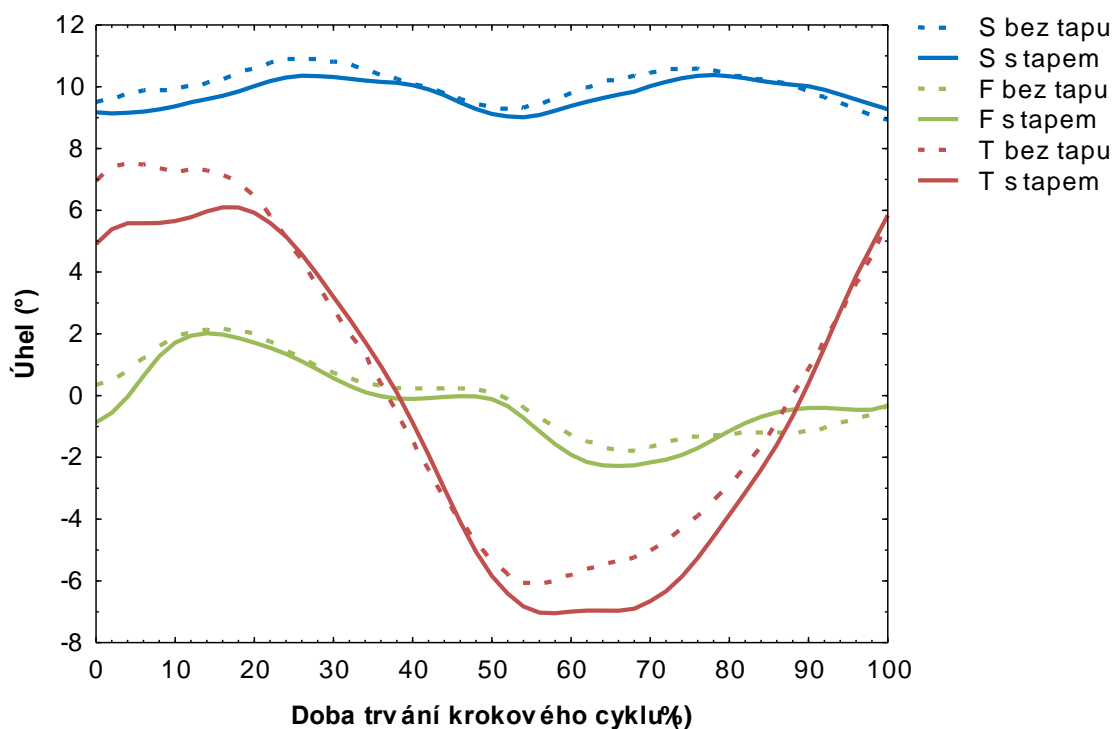
| Parametr (°) | Průměr bez tapu | SD bez tapu | Průměr s tapem | SD s tapem |
|--------------|-----------------|-------------|----------------|------------|
| PS           | 6,39            | 1,89        | 7,20           | 2,04       |
| PF           | 6,89            | 3,09        | 7,46           | 2,49       |
| PT           | 17,26           | 8,06        | 18,09          | 6,24       |

**Tabulka 8.** Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině.

| Parametr | Z     | p     |
|----------|-------|-------|
| PS       | 0,094 | 0,048 |
| PF       | 0,534 | 0,221 |
| PT       | 1,915 | 0,594 |

**Legenda k tabulce 7, 8:** PS – celkový rozsah pohybu pánve v sagitální rovině, PF – celkový rozsah pohybu pánve ve frontální rovině, PT – celkový rozsah pohybu pánve v transverzální rovině, Z – hodnota statistického kritéria, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka.

**Graf 4.** Průběh pohybu pánve během krokového cyklu v sagitální, frontální a transverzální rovině.



**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.



## 4.2 Výsledky změn časoprostorových charakteristik

Základní časoprostorové charakteristiky krokového cyklu jsou uvedeny v tabulce 9. Výsledky statistického porovnání (tabulka 10) jsou komentovány s využitím hypotéz H<sub>05</sub> - H<sub>09</sub>.

**Tabulka 9.** Základní statistické charakteristiky časoprostorových charakteristik chůze.

| Parametr              | Průměr bez tapu | SD bez tapu | Průměr s tapem | SD s tapem |
|-----------------------|-----------------|-------------|----------------|------------|
| Frekvence (kroky/min) | 93,84           | 36,23       | 75,56          | 2,26       |
| Double Support (%)    | 38,5            | 9,6         | 30,3           | 2,7        |
| Single Support (%)    | 52,3            | 6,7         | 55,5           | 11,6       |
| Šířka kroku (m)       | 0,170           | 0,006       | 0,169          | 0,008      |
| Délka kroku (m)       | 0,700           | 0,042       | 0,697          | 0,022      |
| Doba trvání kroku (s) | 1,302           | 0,394       | 1,593          | 0,048      |
| Rychlost chůze (m/s)  | 0,542           | 0,023       | 0,439          | 0,022      |

**Tabulka 10.** Výsledky statistického hodnocení časoprostorových charakteristik chůze.

| Parametr       | Z     | p     |
|----------------|-------|-------|
| Frekvence      | 0,094 | 0,048 |
| Double Support | 0,094 | 0,074 |
| Single Support | 0,722 | 0,209 |
| Šířka kroku    | 0,534 | 0,347 |
| Délka kroku    | 0,596 | 0,900 |
| Doba kroku (s) | 0,031 | 0,001 |
| Rychlost (m/s) | 1,915 | 0,001 |

**Legenda k tabulce 9, 10:** Z – hodnota statistického kritéria, p – hladina statistické významnosti, SD – směrodatná odchylka.

### 4.2.1 Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

Hypotéza **H<sub>05</sub>**: „Není statisticky významný rozdíl ve frekvenci kroků chůze před a po aplikaci kinesio tapu.“

Frekvence kroků během krokového cyklu se po aplikaci kinesio tapu snížila. Změna frekvence dosáhla hladiny statistické významnosti  $p = 0,047$ .

**Hypotézu H<sub>05</sub> zamítáme.**

### 4.2.2 Výsledky k hypotéze H<sub>06</sub>

Hypotéza **H<sub>06</sub>**: „Není statisticky významný rozdíl v délce trvání dvou oporové a jedno oporové fáze krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“

Doba dvou oporové fáze se po aplikaci kinesio tapu zkrátila, změna vykazuje tendence k rozdílu ( $p = 0,074$ ), avšak nedosahuje hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ .

Doba jedno oporové fáze se prodloužila, změna však nedosahuje hladiny statistické významnosti ( $p < 0,05$ ).

**Hypotézu  $H_06$  nemůžeme zamítnout.**

#### **4.2.3 Výsledky k hypotéze $H_07$**

Hypotéza  **$H_07$** : *„Není statisticky významný rozdíl v délce a šířce kroku během krokového cyklu před a po aplikaci kinesio tapu.“*

Šířka i délka kroku se po aplikaci kinesio tapingu významně nezměnila.

**Hypotézu  $H_07$  nemůžeme zamítnout.**

#### **4.2.4 Výsledky k hypotéze $H_08$**

Hypotéza  **$H_08$** : *„Není statisticky významný rozdíl v délce trvání dvoukroku před a po aplikaci kinesio tapu.“*

Doba dvou kroku během krokového cyklu se po aplikaci kinesio tapu prodloužila. Změna překročila hladinu statistické významnosti  $p = 0,001$ .

**Hypotézu  $H_08$  zamítáme.**

#### **4.2.5 Výsledky k hypotéze $H_09$**

Hypotéza  **$H_09$** : *„Není statisticky významný rozdíl v rychlosti chůze před a po aplikaci kinesio tapu.“*

Rychlost chůze se po aplikaci kinesio tapu snížila. Změna překročila hladinu statistické významnosti  $p = 0,001$ .

**Hypotézu  $H_09$  zamítáme.**

### 4.3 Kazuistiky

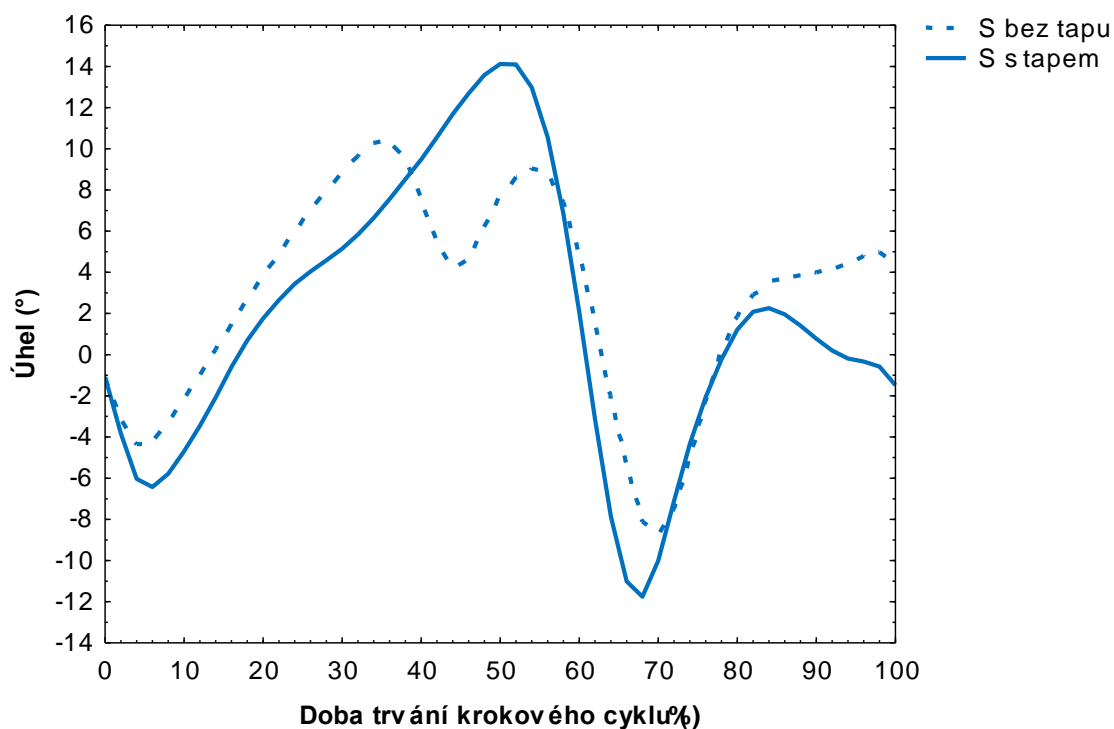
I když změny většiny hodnocených parametrů nedosahovaly hladiny statistické významnosti  $p < 0,05$ , v případě některých probandů jsme zaznamenali výraznější změny, kterými je nutné se zabývat.

#### 4.3.1 Proband 1

- *Pohyb v hlezenním kloubu*

Nejvýraznější změny pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině (graf 5) jsme zaznamenali v průběhu dorzální flexe během fáze postupného zatěžování. Po aplikaci kinesio tapu došlo k optimalizaci průběhu dorzální flexe během stejné fáze, která před aplikací neměla plynulý průběh. Zároveň došlo ke zvětšení rozsahu dorzální flexe.

**Graf 5.** Průběh pohybu v hlezenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 1.

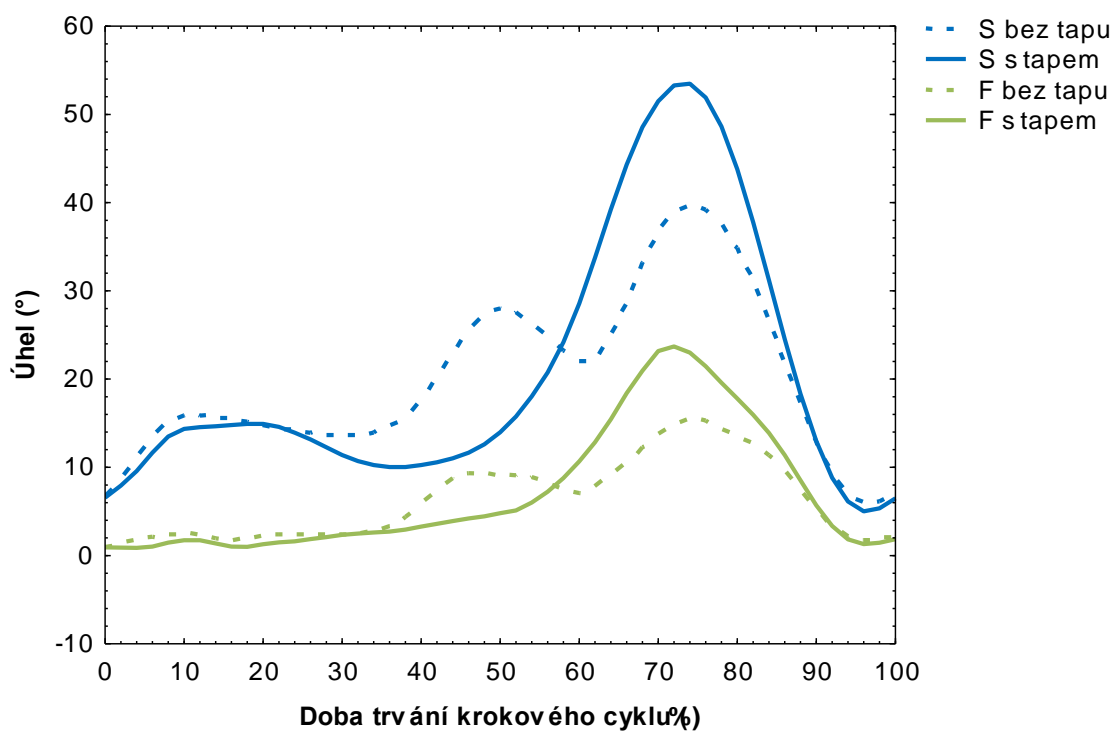


**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

- **Pohyb v kolenním kloubu**

V sagitální i frontální rovině došlo po aplikaci kinesio tapu ke změnám v timingu a optimalizaci pohybu. Před aplikací kinesio tapu byl průběh odrazu v obou rovinách narušen zpětnou regresí pohybu. Po aplikaci kinesio tapu došlo k odstranění této regrese, zároveň se v sagitální rovině zvýšila flexe kolene a v rovině frontální narostla addukce bérce.

**Graf 6.** Průběh pohybu v kolenním kloubu během krokového cyklu v sagitální a frontální rovině u probanda 1.

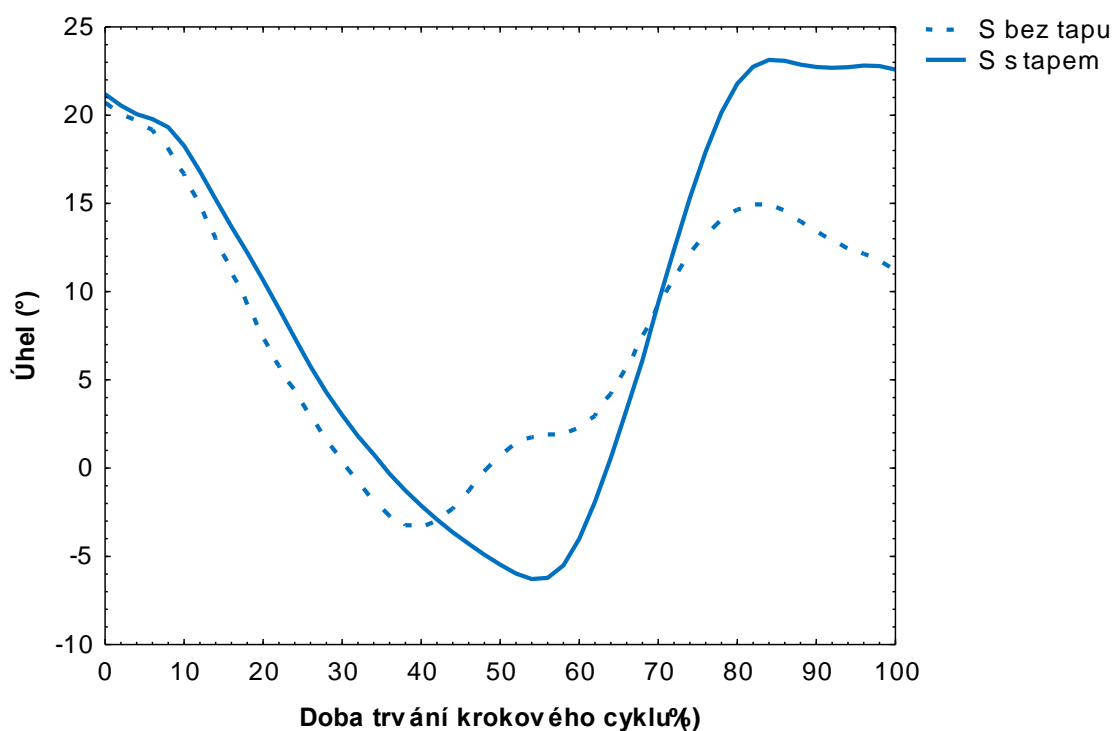


**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

- **Pohyb v kyčelním kloubu**

Změny pohybu v kyčelním kloubu v sagitální rovině jsme zaznamenali v průběhu extenze ve stejné fázi i flexe během švihové fáze. V případě extenze došlo ke zvětšení rozsahu a posunu maxima extenze ze 40 % krokového cyklu na 54 %. U flexe kyčelního kloubu došlo rovněž ke zvětšení rozsahu pohybu.

**Graf 7.** Průběh pohybu v kyčelním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 1.



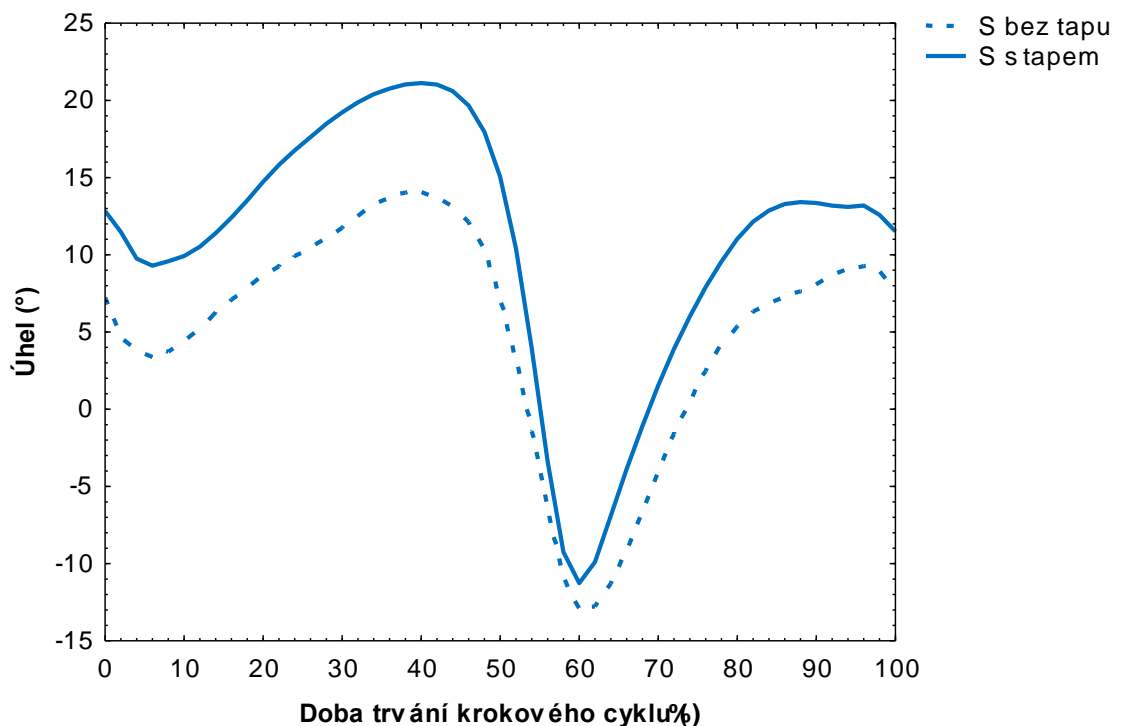
**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

#### 4.3.2 Proband 2.

- *Pohyb v hlezenním kloubu*

Rozsah pohybů dorzální flexe zůstal téměř nezměněn, ale došlo ke zvýšení rozsahu plantární flexe během odrazu. Další výraznou změnou je celkový posunu křivky směrem do dorzální flexe. Tzn., došlo ke korekci výchozího postavení hlezenního kloubu z plantární flexe do dorzální flexe.

**Graf 8.** Průběh pohybu v hlezenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 2.

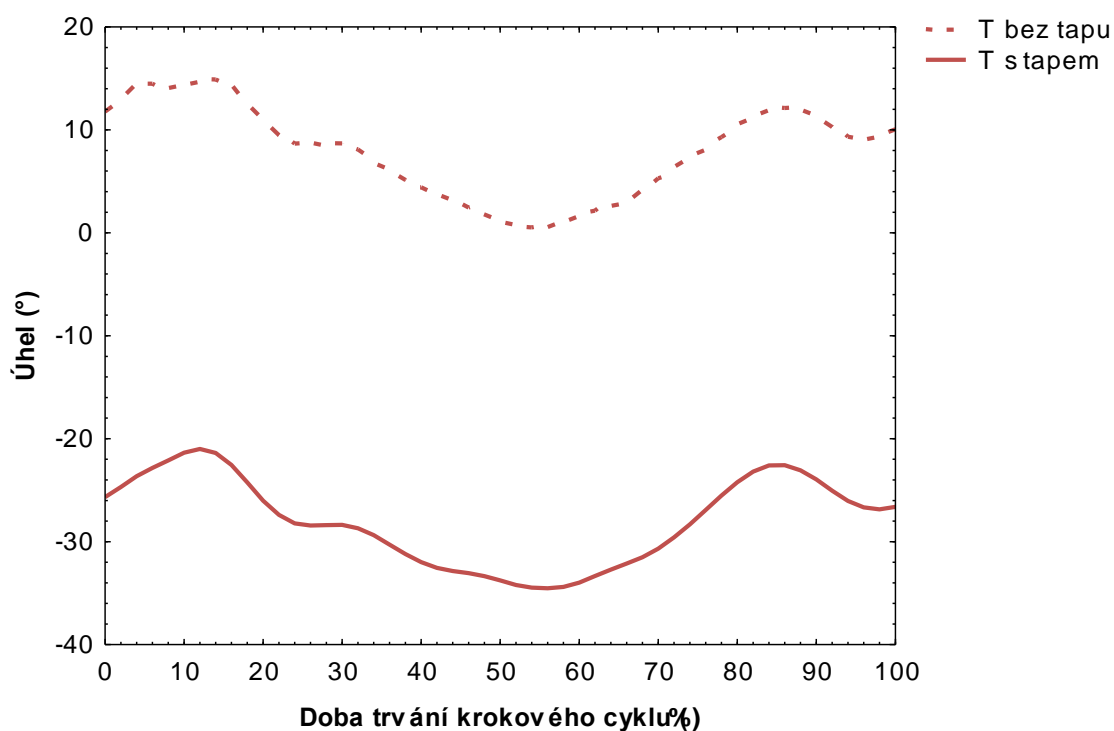


**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

- **Pohyb v kyčelním kloubu**

U probanda došlo k největším změnám průběhu pohybu v transverzální rovině. Rozsah pohybů v transverzální rovině zůstal téměř nezměněn, ale došlo k celkovému posunu křivky směrem do zevní rotace. Tzn., došlo ke korekci výchozího postavení kyčelního kloubu z vnitřně rotačního postavení více do zevně rotačního.

**Graf 9.** Průběh pohybu v kyčelním kloubu během krokového cyklu v transverzální rovině u probanda 2.

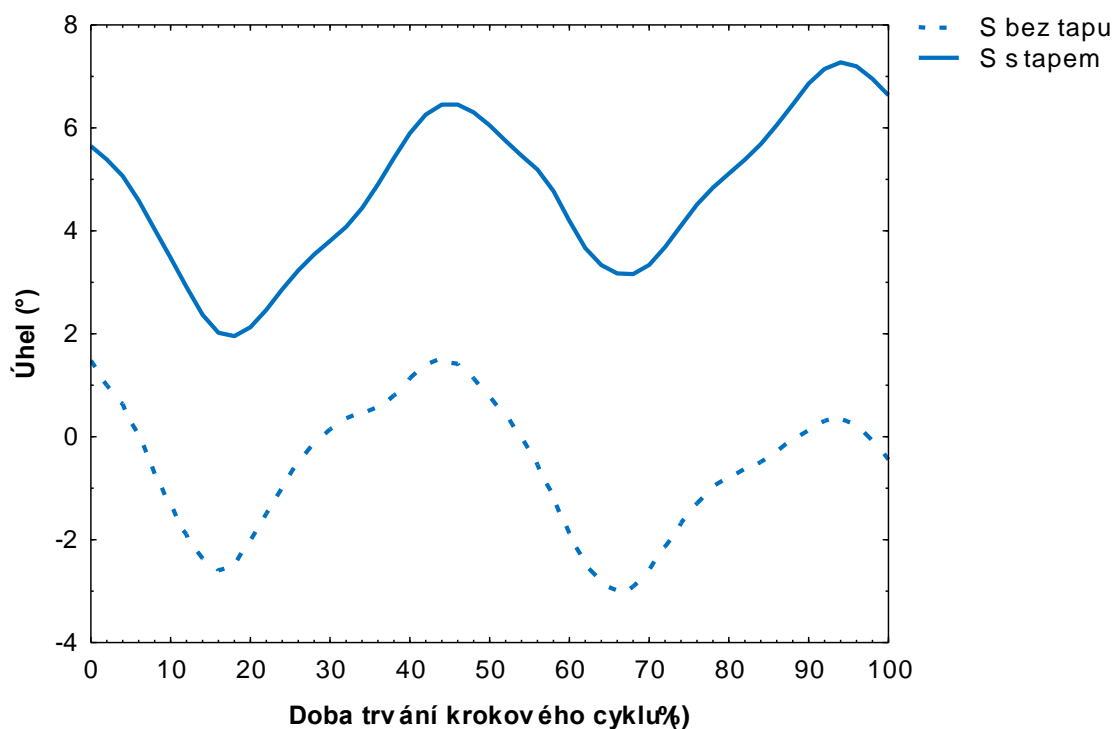


**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.

- **Pohyb pánve**

Největší změny pohybu pánve jsme zaznamenali v sagitální rovině. Rozsah pohybů zůstal téměř nezměněn, opět došlo k celkovému posunu křivky, tzn. korekci výchozího postavení. Pánev se z původního anteverzního postavení dostala více do retroverze.

**Graf 10.** Průběh pohybu pánve během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 2.



**Legenda ke grafu 1-10:** S – pohyb v sagitální rovině, F – pohyb ve frontální rovině, T – pohyb v transverzální rovině.



## 5 DISKUZE

Dětská mozková obrna se řadí k nejčastějším neurovývojovým onemocněním. Incidence onemocnění podle epidemiologických výzkumů kolísá mezi 1-5 na 1000 živě narozených dětí (Dungl, 2005). Výskyt přesně koreluje s gestačním věkem novorozence, kdy se počet postižených dětí zvyšuje s větší prematuritou (Hagberb 2001). Incidence dále závisí na porodní hmotnosti, nižší hmotnost zvyšuje riziko onemocnění (Pharoah, 1996), stejně tak se zvyšuje riziko onemocnění i u vícečetných těhotenství (Dungl, 2005). Rozhodujícím faktorem pro prevenci výskytu onemocnění se stává moderní medicína a novorozenecká péče o tuto rizikovou skupinu dětí.

Stále se zlepšující prenatální péče umožňuje včasnou diagnostiku onemocnění a společně s cílenou terapií, incidenci a prevalenci DMO snižuje. Na stranu druhou, moderní medicína paradoxně incidenci také zvyšuje. Díky dokonalé perinatální a postnatální péči se rodí děti stále mladšího gestačního věku s velmi nízkou porodní hmotností. Zároveň se zvyšuje i výskyt méně závažných neurologických poruch jako je opožděný psychomotorický vývoj, nebo poruchy soustředění (Herrgard, 1993; Keller, 1998).

Největším rizikovým faktorem výskytu DMO je předčasný porod. Z tohoto hlediska je důležité si uvědomit, že centrální nervová soustava se vyvíjí v závislosti na čase podle biologicky a geneticky determinovaných programů. Stupeň vývoje pak přesně koreluje s gestačním věkem a to jak intrauterinně tak extrauterinně v kojeneckém věku (Poláček, 1981; Říčan, 1991).

V praxi se zachraňují novorozenci od 28. týdne těhotenství, kteří jsou schopni přežít jen díky inkubátoru. Centrální nervová soustava takového novorozence není však zcela vyvinutá a připravená na vstup do své funkce. V posledním trimenonu totiž dochází k myelinizaci drah, která přímo souvisí s vývojem postury. Postura v 30. postkoncepčním týdnu je charakteristická extenčním držením v kořenových kloubech. Postupnou myelinizací drah, hlavně drah subkortikálních, se postavení po 34. týdnu mění. Dochází k inhibici extenčního držení, proximální klouby se dostávají do flexe a abdukce, na distálních segmentech můžeme vidět také mírnou flexi. Nástup semiflekčního držení končetin tedy koresponduje s vyzríváním subkortikálních drah. Posledním stupněm je myelinizace dráhy kortikospinální, která má inhibiční vliv na postavení proximálních kloubů ve smyslu flexe a abdukce. Teprve ve 40. postkoncepčním týdnu jsou dráhy zcela myelinizovány (Vlach, 1979; Vojta, 1993).

Předčasně narozené dítě nemá proces myelinizace drah zcela dokončen, další vývoj tak musí proběhnout extrauterinně. Taková centrální nervová soustava je značně fragilní a ovlivnitelná, proto snadno podléhá negativním podnětům. Další vývoj s myelinizací drah pak může probíhat patologicky. Postižení může vzniknout i u centrální nervové soustavy s ukončeným vývojem a to přímým poškozením tkáně, např. mechanicky. V obou případech se po pár týdnech objevuje postižení motoriky a posturální reaktivity (Kraus, 2005). Vojta (1995) tento stav označil jako centrální koordinační poruchu (CKP).

Vojta (1995) však také poukazuje na skutečnost, že CKP je pouze potenciálním stavem patologického vývoje, kterému lze díky včasné intervenci zabránit. Centrální nervová soustava v raném věku má totiž obrovskou schopnost plasticity (Nudo, 2003), proto u novorozenců nemůžeme zpočátku diagnostikovat stav poškození. Centrální nervová soustava se v tomto období stále vyvíjí a podléhá různým změnám, může tak dojít k úplné nápravě, nebo naopak progresi poruchy (Kraus, 2005, Dungal, 2005). Změny pohybových vzorů a svalové aktivity dynamicky kopírují přirozený neurální vývoj až do úplné maturace mozku. (Lauer, 2010). Tím se vysvětluje postupná ztráta některých funkcí v pozdějším věku (Bax, 2005).

Změny najdeme především v muskuloskeletálním systému. Nejvíce zřetelné jsou změny svalového tonu a motoriky v období kojeneckého věku a raného dětského věku. Proto jakýkoli patologický stav psychomotorického vývoje do 3 let označujeme jen jako CKP. Některé poškození se totiž může manifestovat až v pozdějším věku, kdy poškozená část mozku vstupuje do své funkce. Například poškození horní končetiny je patrné až od 4. měsíce, kdy se začíná vyvíjet úchop. Z tohoto důvodu můžeme definitivně diagnostikovat stav poškození jako je DMO teprve až po 3. roku života (Kraus, 2005).

Společným znakem DMO je porušení hrubé motoriky. Podkladem pro vznik deficitu volní hybnosti a postury jsou abnormální neurofyziologické mechanismy. Na rozdíl od centrálních lézí míšního motoneuronu získaných v dospělosti mají léze vyvíjejícího se mozku a kortikospinálních drah spojitost se specifickými abnormalitami neurální konektivity. Změny míšních okruhů, které se podílejí na reciproční inervaci, vedou při volních pohybech k porušení vztahu mezi agonistou a antagonistou.

V oblasti kortikospinálních drah dochází k neobvyklému větvení a přeskupení motorických axonů. Podrobné zkoumání patologií kortikálních projekcí může pomoci vysvětlit abnormální způsoby aktivace svalů pozorované během volných pohybů. Kortikospinální projekce u pacientů s DMO je odlišná. Objevuje se větší excitabilita drah a ztráta specifity kortikálních projekcí. Reakcí je pak abnormální motorický výstup s malou schopností pohybu a koordinace.

U pacientů s DMO je vždy porucha v základních modelech posturálního vývoje. Nikdy není dokončena jejich plná zralost. Dále je přítomna porucha ve svalových synergiích, které umožní člověku volní cílený pohyb (Kraus, 2005; Marešová, 2011).

Změny svalové aktivity pacientů s DMO můžeme pozorovat už při obyčejném stoji (Ferdjallah, 2002). Posturální kontrola a vyrovnávání perturbací je narušeno zvýšenou koaktivací, prodloužením reakční doby, změněným nábořem svalů a tím i timingu, objevuje se nepřetržitá aktivita svalstva dolních končetin a posturálního svalstva, podobnou situaci můžeme vidět i při chůzi (Prosser, 2010). Zvýšená aktivita svalstva udržující posturu a svalstva dolních končetin brání správnému alignmetu segmentů vůči sobě a vytváří funkčně rigidní hrudník. Tato situace je značně nevýhodná, omezuje volný pohyb a tím i možnost vyrovnávat zevní perturbace (Woollacott, 2008). Proto už samotný stoj, díky snížené stabilitě, může být u některých jedinců velkým problémem, tuto skutečnost pozorujeme i na výchylnkách průmětu těžiště (COP), (Donker, 2008).

U pacientů se zhoršenou stabilitou, např. po cévní mozkové příhodě, pozorujeme pravidelně se opakující výchylnky COP dominantně anterioposteriorním směrem. S postupným zlepšováním stability během rehabilitace se trajektorie výchylnky COP mění je méně pravidelná a ve více směrech. Nárůst výchylnky všemi směry je zdůvodněn postupným zvyšováním stupňů volnosti, které pacient s omezenou posturální funkcí není zpočátku schopen zvládnout a tak se výchylnky soustředí do jedné roviny (Roerdink, 2006).

Podobnou strategii vidíme i u dětí s DMO. Během posturálně náročnější situace jako je chůze, ale dochází k zmenšení výchylnky COP i COM. Omezení exkurzí a variability výchylnky těžišť je výsledkem excesivní aktivity posturálního svalstva, kterou se snaží děti s DMO omezit stupeň volnosti tak aby byly schopné udržet vzpřímený postoj, odolávat gravitaci a zároveň vykonávat pohyb vpřed. Nepřetržitá aktivita svalů je známkou kompenzačních mechanismů snížené posturální kontroly,

kdy řídicí systém v zájmu zvýšení stability omezí počet stupňů volnosti. Zároveň však dochází i k omezení schopnosti kontroly výchylek COM během dynamického pohybu (Hsue, 2009).

Prosser (2010) jako primární nedostatek hybnosti pacientů s DMO označuje špatnou posturální kontrolu trupového svalstva, která narušuje veškerou koordinaci pohybu. Omezená posturální motorika může být zapříčiněna poškozením nervových center, nebo výsledkem kompenzačních mechanismů zapříčiněných již nějakou primární poruchou, jako je zvýšený svalový tonus (vyvolaný odpor proti protažení) nebo deficitem neuromuskulární aktivace. Tato špatná posturální kontrola může dále způsobit sekundární změny v pohybovém aparátu a to kompenzací posturální stability jinými svaly, které primárně tuto funkci nezastávají, následkem je pokles efektivity pohybu (Nicholson, 2001).

Změny nalezneme i v hrubé motorice, narušeny jsou především schémata pohybových vzorů jako je např. chůze. Patologie se projeví zejména ve změnách svalových synergií trupového a pánevního svalstva, ale i na periferních částech jako je koleno či hlezenní kloub (Laurel, 2007). Výsledkem poškození je narušení celého pohybového stereotypu chůze. Vzhledem k tomu, že bipedální lokomoce patří k základním potřebám člověka (Woollacott, 2008), neschopnost chůze se tak stává jedním z hlavních impairmentů pacientů s DMO (Prosser, 2010).

Při hodnocení a srovnávání kvality hrubé motoriky, jako je stereotyp chůze, pacientů s DMO a se zdravými není podstatným aspektem věk dětského pacienta, ale doba, kterou ovládá vybranou pohybovou aktivitu. U jedinců s menší pohybovou zkušeností můžeme pozorovat zvýšenou aktivitu svalů během celého krokového cyklu. Tento rozdíl je patrný i u zcela zdravé populace. Jedinci, kteří začali vertikalizovat později vykazují na EMG záznamu větší amplitudu (Sutherland, 1988). Rozdíl ve svalové aktivitě se pak mezi zdravým probandem a probandem s psychomotorickou poruchou ještě více prohlubuje.

Ale i při výběru probandů se stejně dlouhou dobou schopnosti chůze, není zkušenost s pohybovou aktivitou stejná. Už od prvních počátků se chůze stává pro dítě nepostradatelným prvkem, umožňuje mobilitu a tak ji zařazují do běžných pohybových aktivit. U dětí po DMO je situace jiná. Díky svému postižení nemohou zařadit chůzi do pohybových stereotypů, procvičování chůze je omezeno jen na dobu rehabilitace, nebo domácího cvičení, zkušenosti s chůzí jsou pak diametrálně odlišné od zdravých dětí.

Hlavní limitací pacientů s DMO ve srovnání se zdravou skupinou je tedy samotná zkušenost s daným pohybem.

Další diskutabilním bodem při srovnávání stereotypu chůze pacientů s DMO se zdravými jedinci je rychlost chůze, která je u pacientů s DMO výrazně menší. Rychlost chůze významně ovlivňuje míru aktivity svalstva trupu a dolních končetin. Z EMG studií (van Hedel, 2006) vyplývá, že při rychlejší chůzi stoupá velikost amplitudy. Tento efekt je patrný zejména na distálních segmentech, např. v oblasti gastrosoleálního komplexu při odrazu stojné končetiny (Perry, 1992). Ale i opačný případ, snížení rychlosti chůze, je provázen zvýšenou aktivitou, která se tentokrát projevuje na proximálním svalstvu (Nymark, 2005).

Při srovnání fyziologického vzoru chůze s patologickým vzorem u pacienta s DMO je průběh krokového cyklu provázen zvýšenou svalovou aktivitou. Na EMG záznamu je patrná excesivní svalová aktivita (Unnithan, 1996). Ta je způsobena prodlouženým výboji z nervosvalové ploténky motorických jednotek, které způsobí kontrakci svalu v rámci jednoho svalu (Woollacott, 1998; Ferdjallah, 2002). Výsledkem je celková zvýšená aktivita posturálních svalů jak při stožení, tak při chůzi. Tento fakt pak ovlivňuje a sťažuje běžnou lokomoci a to sebou přináší i další následky. U pacientů s DMO je až 80 % krokového cyklu provázeno zvýšenou svalovou aktivitou, zatímco u zdravých dětí se na krokovém cyklu podílí svalová aktivita jen ze 39 % (Prosser, 2010). Zvýšené svalové úsilí má dopad na kardiovaskulární aparát, svalovou energetiku, chůze se stává méně efektivní a tak brzy přichází i svalová únava, nepřirozenou svalovou aktivitou je narušena i kinematika a biomechanika pohybu.

Studie Prosser (2010) bylo EMG vyšetřením zjištěna zvýšená koaktivace trupového svalstva, zejména mezi m. rectus abdominis a m. erectores spinae, která je až 20krát větší ve srovnání se zdravými dětmi. Zvýšenou koaktivaci nalezneme i mezi proximálními svaly dolních končetin, m. rectus femoris a m. semitendinosus.

Zvýšená aktivita některých svalů je vázána na fázi kroku. Vyšší aktivita m. erectores spinae se objevuje hlavně ve fázi iničiálního kontaktu až do fáze středního stožení, zatímco aktivita m. rectus abdominis je zvýšená po celou dobu krokového cyklu. Pokud se zaměříme na proximální svaly dolních končetin, zjistíme, že zvýšená aktivita m. gluteus maximus je vázána na stojnou a švihovou fázi, kdežto přechodová fáze mezi nimi je provázena normální aktivitou. M. gluteus medius a m. semitendinosus se

zapojují více mezi fází středního stoje a předšvihové fáze. Zatímco aktivita m. rectus femoris je zvýšena během celého krokového cyklu s výjimkou krátké doby okolo fáze počátečního kontaktu (Prosser, 2010).

Změny krokového cyklu můžeme vidět i v rozsahu pohybu. Rozsah pohybu je u pacientů s DMO limitován především spasticitou a kontrakturami. Nejčastěji se objevují kontraktury v oblasti flexorů, adduktorů a vnitřních rotátorů kyčelního kloubu s následným omezením extenze, abdukce a zevní rotace (Noonan, 2004). V oblasti kolenního kloubu to jsou flekční kontraktury a na periferii nacházíme kontraktury Achillových šlach s fixací postavení v plantární flexi (Stamer, 2000). Kontraktury v oblasti kloubů dolních končetin představují stabilní limitaci rozsahu pohybu, zatímco spasticita svalů vytváří plastický odpor, tedy jde o dynamické omezení pohybu. Spastický sval reaguje na protažení svalu, a proto je omezení pohybu vázáno jen na některé fáze krokového cyklu (Crenna, 1998).

Spasticitou jsou nejvíce ohroženy svalové skupiny zadní strany bérce, zadní a přední strany stehna. Lýtkové svaly během krokového cyklu procházejí dvěma fázemi protažení. Během stojné fáze, kdy tibie progreduje vpřed a během švihové fáze, kdy je nutné provést dorzální flexi, aby nedocházelo k přepadávání špičky. Svaly anteriorní strany stehna procházejí dvěma fázemi protažení. Ve fázi postupného zatěžování, kdy dochází k flexi kolene, která je spojena s přenesením hmotnosti a při odrazu palce. K protažení ischiocrurálních svalů dochází zejména ve středním stoji, kdy je nutná extenze kolene a na konci švihové fáze, která je spojena s flexí kyčle a extenzí kolene (Crenna, 1998). Protažení svalů v těchto kritických fázích vyvolá kontrakci daných svalů. Výsledný efekt je zcela opačný než původní pohybový záměr. Z tohoto důvodu jsou rozsahy pohybu omezeny především do extenze v kyčelním a kolenním kloubu a do dorzální flexe.

K podobnému závěru jsme došli i při našem měření. Rozsahy pohybu během krokového cyklu u pacientů s DMO ve srovnání se zdravými jsou mírně omezeny, v některých případech jsou však shodné s fyziologickým rozsahem.

Analýzou pohybu jsme zjistili, že celkový rozsah pohybu hlezenního kloubu není výrazněji omezen, dosahuje stejných hodnot jako u zdravého dítěte a to 25°. Z grafu, který znázorňuje průběh pohybu, ale můžeme vyzorovat posun křivky směrem do dorzální flexe. Tomu odpovídá i změna velikostí maximální DF, která se místo 10° zvýšila na 20° a maximální plantární flexe, která dosahuje jen -1° místo -15°. Tyto

údaje však neodpovídají předpokladu omezené DF vlivem spasticity lýtkového svalstva. Příčinou rozporu ve výsledcích může být fakt, že většina probandů v průběhu svého onemocnění podstoupila prodloužení Achillových šlach. Po tenotomii dochází k poklesu svalového tonu v oblasti gastrosoleálního komplexu a zvýšení rozsahu DF. V některých případech se objeví insuficience lýtkového svalstva. Paradoxně je pak omezena PF místo DF.

Z výsledků měření jsme určili největší omezení v oblasti kolenního kloubu. Rozsah pohybu je snížen z  $55^\circ$  na  $43^\circ$  a opět můžeme vidět posun křivky a to směrem k flexi. Maximum flexe, kterého koleno dosahuje během švihové fáze, se nezměnilo ( $60^\circ$ ), ale došlo k výraznému omezení extenze během iniciálního kontaktu a středního stoje z  $5^\circ$  na  $20^\circ$ . Limitace je dána především flekčními kontrakturami v oblasti kolenního kloubu a spasticitou ischiocrurálních svalů.

Podobný nálezn jsme zjistili i u kyčelního kloubu. Rozsah pohybu v sagitální rovině je zcela fyziologický ( $35^\circ$ ) a křivka pohybu se přesouvá více do flexe s maximem  $40^\circ$  místo  $25^\circ$ , z toho plyne limitace extenze. Pohyby v rovině frontální a transverzální taktéž dosahují fyziologického rozsahu s posunem křivky směrem do addukce a vnitřní rotace. Příčinou opět mohou být kontraktury flexorů kyčelního kloubu, hlavně m. iliopsoas a adduktorů, které mají i vnitřně rotační komponentu pohybu.

Graf průběhu pohybu pánve vypovídá o větším anteriorním naklopení pánve, než je tomu u zdravých jedinců. Rozsahy v sagitální a frontální rovině jsou v normě. Rotace pánve v transversální rovině je naopak zvýšena z  $10^\circ$  na  $18^\circ$ . Větší rozsah pohybu může být následkem omezené extenze kyčelního a kolenního kloubu, která krok zkracuje. Zvýšená rotace pánve během iniciálního kontaktu a konečného stoje krok naopak prodlužují.

Pokud se podíváme na průběhy křivek znázorňujících pohyb jednotlivých kloubů, zjistíme, že výskyt minimálních a maximálních hodnot je téměř totožný s fyziologickým krokovým cyklem. To by mohlo vypovídat o normálním, nebo minimálně změněném timingu svalů v průběhu stereotypů chůze.

Z naší kinematické analýzy pohybu dětských pacientů s DMO tedy vyplývá, že rozsah pohybu během krokového cyklu není nějak zvlášť limitován, výraznější omezení jsme určili pouze v oblasti kolenního kloubu. Problémem, který nejspíš ovlivňuje stereotyp chůze je patologické postavení, ze kterého pohyb vychází.

Nejčastější podobou postury pacienta s DMO je flekční a valgózní postavení kolen, flekční a addukční držení kyčlí a anteriorní naklopení pánve. Takové nefyziologické postavení kloubů produkuje patologickou aferenci.

Abnormální postavení kloubů je pravděpodobně následkem neúplné maturace. Vlivem nezralosti centrální nervové soustavy přichází z periferie zcela neadekvátní senzomotorické informace, což má za následek vznik chybného biofeedbacku s vývojem neadekvátních pohybových strategií, které vedou k abnormální svalové aktivitě a patologickému rozsahu pohybu. Tento funkční nedostatek se projeví ve statických i dynamických podmínkách (Shumway-Cook, 1995). Jinými slovy, systém posturální kontroly není schopen efektivně zajistit stabilní polohu a pohyb těla v prostoru, jelikož postrádá přísun adekvátních aferentních informací. Systém pak na základě špatné integrace sensorických vstupů generuje patologické pohybové vzory (Footer, 2006).

Jednou z cest jak dosáhnout zlepšení posturální kontroly je dodání kvalitních aferentních informací, prostřednictvím správného feedbacku (Harris, 1974). Optimálního sensorického inputu můžeme dosáhnout přenastavením segmentů do správné výchozí polohy. Působení gravitační síly v této poloze pak normalizuje tonus svalů, optimalizuje nábor motorických jednotek, tím řídí generaci svalové síly a timing svalů, výsledkem je fyziologický pohybový stereotyp (Butler, 1992). Správný alignment, který zajišťuje optimální aferenci a následnou reedukaci pohybového stereotypu, je dán středním postavením kloubu.

Takové ideální postavení kloubu s optimální aferencí však můžeme zajistit pouze během terapie a krátkou dobu po ní, po delší době se efekt terapie ztrácí. Segmenty se opět vrací do své původní decentrované pozice, ve které jsou po většinu času. Proto se pro zvýšení efektivity terapie začala využívat fixace, která zajišťovala střední postavení kloubu i po terapeutickém zákroku (Footer, 2006).

Jednou z možností je aplikace termoplastických ortéz, která dítěti umožní kontrolu pohybových stereotypů i bez přítomnosti terapeuta. Rigidita ortéz z biomechanického hlediska znamená omezení stupňů volnosti, což sebou přináší jednodušší kontrolu pohybu (Butler, 1992). Na druhou stranu rigidita představuje limitaci pohybu, tzn. menší variabilitu, která souvisí s omezeným přísunem senzomotorických informací a zkušeností pro progresi vývoje motorické kontroly.



Alternativou rigidních ortéz, kdy nedochází k těmto nežádoucím účinkům, je dynamická fixace umožňující pohyb. Příkladem jsou dynamické výztuže z lycry, které svým kontaktem schopny zajistit potřebnou stabilitu a korekci pohybu a svou flexibilitou umožňují variabilitu pohybu, která je podstatná pro motorické učení (Attard, 2004; Knox, 2003). Dynamické ortézy se využívají hlavně u dětí s ataxiemi, athetozami a hypotonií, kdy dochází ke zlepšení proximální stability, redukcí mimovolních pohybů a optimalizaci aferentních informací (Knox, 2003; Nicholson, 2002). Využívají se i při parézách pro zvýšení svalové aktivity (Maguire, 2010). Výsledkem je zlepšení pohybových funkcí, které se týkají cílených pohybů (Knox, 2003; Jaraczewska, 2006) a nebo postury (Blair, 1995). Také dynamické výztuže mají však své nevýhody. Musí být zhotoveny na míru klienta, pokud se tedy jedná o dítě v období růstu, je tato situace finančně náročná. Možnou náhradou dynamických ortéz by mohl být Kinesio taping, který má podobné vlastnosti (Footer, 2006).

Terapeutickým Kinesio tapingem můžeme dosáhnout zlepšení posturální kontroly na základě proprioceptivní a taktilní stimulace. Aplikace kinesio tapu přispívá ke stabilizaci kloubu a koordinaci pohybu. Díky optimalizaci délky svalových vláken, dochází k regulaci svalového tonu, čímž dosáhneme správného alignmentu, který následně ovlivní směr vektoru působících sil (Cusick, 1997). Předpokladem pro zlepšení posturální kontroly při aplikaci kinesiotapu je tedy senzomotorická facilitace se zlepšením alignmentu (Footer, 2006).

Působení Kinesio tapingu na zlepšení stability kloubu a na koordinaci pohybu je doložen řadou studií. Příkladem jsou práce, kdy byl klinicky dokázán kladný účinek proprioceptivního tapingu, který se používá k řešení nestabilit v oblasti ramenního kloubu (Morrissey, 2000), nebo hlezenního kloubu (Halseth, 2004). Kinesio taping používáme k facilitaci svalu, která sekundárně vede ke zvýšení svalové síly (Maguire, 2010) a rozsahu pohybu (Murray, 2000). Zároveň metodu můžeme použít i pro inhibici svalové aktivity (Lisa, 2010), nebo k redukcii spasticity (Karadag-Saygi, 2010), která je pro děti s DMO největší limitací pohybu.

Předmětem práce bylo zjistit, zda-li aplikace kinesio tapu má vliv na pohybový stereotyp chůze pacientů s DMO. Optimalizací svalového tonu a korekcí polohy kloubů jsme chtěli dosáhnout změny v patologickém vzoru chůze. Při aplikaci tapů jsme vycházeli z teoretických poznatků předešlých studií, které popisují patologický stereotyp chůze.

Kinematickou analýzou pohybu jsme hodnotili změny v rozsahu pohybu a v časoprostorových charakteristikách chůze. Měřením jsme analyzovali pohyb pánve a kloubů dolní končetiny (hlezení, kolenní, kyčelní koloub) před a po použití kinesio tapu.

Z výsledků vyplývá, že po aplikaci kinesio tapu nedošlo v úhlových parametrech chůze ke statisticky významným změnám. I když změny rozsahu pohybu v rámci skupiny nedosahovaly hladin požadované statistické významnosti, nemůžeme konstatovat, že aplikace kinesio tapu nemá žádný efekt na rozsah pohybu. Podíváme-li se na výsledky individuálně, můžeme u některých jedinců zaznamenat výrazné změny (viz. kazuistiky).

Velikost maximálních a minimálních hodnot se u jednotlivých kloubů zvyšují. U probanda 1 došlo v hlezenním kloubu ke zvýšení dorzální flexe během stojné fáze o  $5^\circ$  a plantární flexe během odrazu také o  $5^\circ$ , celkový rozsah pohybu se tak zvýšil o  $10^\circ$ . V kolenním kloubu se zvýšila maximální flexe ze  $40^\circ$  na  $54^\circ$  a abdukce bérce o  $8^\circ$ . Změny rozsahu se týkaly i kyčelního kloubu, kde se zvýšila hodnota flexe v průběhu švihové fáze o  $8^\circ$ .

Zvýšení rozsahu pohybu během určitých fází kroku vypovídá o zlepšení kvality chůze. Plantární flexe společně s flexí kolene během fáze postupného zatěžování slouží k tlumení nárazu. Zvýšení těchto rozsahů by mohlo znamenat větší schopnost absorpce energie po kontaktu paty s podložkou. Další změnou byl větší rozsah dorzální flexe a extenze kyčle během stojné fáze, která souvisí s délkou kroku. Čím větší jsou rozsahy pohybu, tím větší bude i délka kroku. Parametry, ve kterých došlo u jedince k výraznějšímu zlepšení, byla také dorzální flexe, flexe kolenního a flexe kyčelního kloubu během švihové fáze. Ze zvýšení těchto rozsahů můžeme usuzovat, že došlo ke zlepšení clearance švihové končetiny. Dolní končetina po aplikaci tapu změnila své postavení při švihu, dostává se více do flekčního držení a tím i výše nad podložku. To může být způsobeno samotnou aktivitou svalů během švihové fáze, která zvedá dolní končetinu do větší flexe, ale i dynamikou odrazu v průběhu stojné fáze.

Kinesio tapingem došlo u jednotlivce i k úpravě průběhu pohybu. A to u hlezenního kloubu během stojné fáze a kolenního kloubu během švihové fáze. Průběh pohybu před aplikací tapu nebyl fyziologický. Dorzální flexe hlezenního kloubu při stojné fázi a průběh flexe v koleni při švihové fázi, byly narušeny krátkou regresí pohybu zpět. Po aplikaci kinesio tapu došlo k nápravě stereotypu, pohyb neměl

kolísavý průběh (viz. proband 1). Ze změn průběhu pohybu lze usuzovat, že došlo k úpravě timingu svalů

Další změna nastala ve výchozím postavení kloubů. Z grafů znázorňující průběh pohybu je patrné, že došlo k posunu pohybu hlezenního kloubu směrem do dorzální flexe o 4°. Kyčelní kloub se dostává více do zevní rotace a to dokonce až o 34°. Pánev se posouvá o 5° více do anteriorního naklonění (viz. proband 2). Kinesio tapingem tak došlo ke korekci patologického postavení kloubů, které je zdrojem neadekvátních aferentních informací. Ty jsou pak zgenerátorem chybných pohybových stereotypů.

Důvodem pro změny v rozsahu pohybu celé sledované skupiny nejsou statisticky významné, i když v některých případech došlo k výrazným změnám, může být nehomogenní charakter testovaného souboru. Svou roli bude pravděpodobně hrát i forma a stupeň postižení s klinickými projevy.

Do testovaného souboru jsme se snažili vybrat jedince s podobnou formou onemocnění (spastická forma), rozsah postižení byl už však různorodý. Testovaný soubor zahrnoval tři typy postižení, jednalo se o diplegickou, hemiplegickou a kvadruspastickou formu. Rozsah poškození následně ovlivnil klinický obraz probanda. Velikost rozsahu léze se projeví zejména na motorických schopnostech jedince, v našem případě to byla schopnost vertikalizace a bipedální lokomoce. Vybraná skupina probandů tak obsahovala jedince s individuálními motorickými schopnostmi. Někteří byli schopni zcela samostatné chůze s minimálním deficitem. Jiní však pro lokomoci využívali pomůcek, aby chůzi vůbec mohli realizovat, např. ortopedická obuv pro korekci postavení hlezenního kloubu, nebo chodítka.

Kvalita chůze byla dále ovlivněna chirurgickými výkony, jako jsou tenotomie a prolongace šlach adduktorů, flexorů kolen a Achillových šlach. Tyto operační výkony jsou určeny k řešení kontraktur a k následné korekci postavení kloubů. Probandi, kteří podstoupili tyto zákroky s pozitivním výsledkem, měli větší rozsah pohybu dorzální flexe hlezenního kloubu a extenze kolene. Zmírnilo se tak držení hlezenních kloubů v plantární flexi, které se projevilo větším kontaktem chodidla s podložkou.

Velká variabilita stereotypu chůze je také způsobena individuální stavbou CNS a tím i funkční odlišností jedinců (Zezuláková, 1995). Motorické programy člověka jsou do jisté míry předem geneticky determinovány. Mají sice společný pohybový rámeček, ale detailní pohybový program s provedením pohybu je pro každého jedince jiný.

Motorické chování jednotlivce je tak zcela individuální, proto i průběh chůze každého probanda je jiný.

Konkrétní podoba pohybového stereotypu závisí na přísunu aferentních informací, které přicházejí z vnějšího ale i vnitřního prostředí. Exteroceptivní, a proprioceptivní podněty společně s detekcí sensorických vjemů (zrak, sluch, vestibulární aparát) stimulují funkci nervové soustavy a podporují vývoj senzomotoriky. Nedostatek inputů u jedince způsobí sensorickou deprivaci. Pokud dojde k absenci aferentních informací v raném věku během období, kdy dochází k největšímu rozvoji psychomotoriky, nalézáme u dítěte chudý pohybový repertoár s psychomotorickou retardací.

Pro vznik správných pohybových stereotypů je důležitá variabilita informací, která v tomto případě redukované motoriky chybí. Navíc se přidává patologická aferentace, která vyplývá ze špatného nastavení segmentů. Neadekvátní sensorický vstup pak produkuje patologické pohybové vzory, které se opakováním fixují do pohybového programu.

Při hodnocení výsledků tak musíme zohlednit individualitu pohybu. Pokud už jen motorické chování dvou nepoškozených centrálních nervových soustav může být zcela odlišné, pak při současném výskytu patologie se rozdíly musí prohlubovat a přibývá variací motorických programů pohybového stereotypu.

Změny v oblasti časoprostorových parametrů celé skupiny byly statisticky významné. Hladiny statistické významnosti dosahovala změna ve frekvenci chůze ( $p = 0,048$ ), rychlosti chůze ( $p = 0,001$ ) a v době trvání kroku ( $p = 0,001$ ). Frekvence chůze po aplikaci tapingu se snížila z 94 kroků/min na 76 kroků/min, rychlost chůze se zpomalila z 0,54 m/s na 0,44 m/s a doba trvání jednoho kroku se prodloužila z 1,3 s na 1,6 s. Z výsledků je tedy patrné, že došlo k celkovému zpomalení provedení krokového cyklu. Další změna byla zaznamenána v procentuelním zastoupení dvou oporové a jedno oporové fáze krokového cyklu, avšak ani jedna z nich nedosahovala hladiny statistické významnosti. Po aplikaci kinesio tapu došlo k prodloužení jedno oporové fáze na 56 %, která před použitím tapu zabírala 52 % krokového cyklu. Dvou oporová fáze se zkrátila z 38% na 30 % krokového cyklu.

Tyto časové změny pohybového stereotypu a změny v rozsahu pohybu po aplikaci Kinesio tapingu si můžeme vysvětlit pomocí Bernsteinovy teorie o omezování a uvolňování DOF, tzv. freezing a freeing fenomén (Berthouze, 2004).

Teorie vychází z principu redundance motorických pohybových vzorů, tedy existence několika různých variant pohybu (rozdílná trajektorie, rychlost), které mohou vést k vykonání stejného pohybového záměru. Tato nadbytečnost zaručuje flexibilitu a adaptabilitu pohybu, ale na úkor obtížnějšího řízení motoriky a kontroly. Tento problém je vyřešen pomocí omezení DOF (freezing), redukce DOF vede ke zjednodušení kontroly pohybu. Spasticitu u dětí s DMO lze také považovat za určitý způsob mechanismu, kterým se snaží organismus snížit počet DOF (Vařeka, 2000). S postupným zvládnutím dané motorické úrovně dochází k pozvolnému uvolňování DOF (freeing fenomén). Tento freeing můžeme pozorovat jako zvýšení rozsahu pohybu v kloubech, nebo zpomalení chůze.

Větší rozsah pohybu stejně tak jako pomalejší rychlost chůze totiž vyžadují náročnější kontrolu pohybu. Aplikací kinesio tapu stimulujeme mechanoreceptory v oblasti kloubů a svalů, tím dosáhneme lepší posturální kontroly, která dovolí freeing. Motorický projev se stává variabilnějším, rozsah pohybu se zvyšuje a rychlost provedení se snižuje.

Bernsteinovým principem o DOF si můžeme objasnit i změny v době trvání jedno oporové a dvou oporové fáze. Dvou oporová fáze je nejstabilnější částí z krokového cyklu, opěrná báze je v tomto okamžiku největší, naopak jedno oporová fáze představuje labilní část kroku, jedná se o stoj na jedné noze s úzkou bází. Zkrácení doby dvou oporové a prodloužení jedno oporové fáze kroku indikuje zvýšení stability. Tento stav vypovídá o zvládnutí motorické úrovně, kdy došlo k uvolnění DOF.

Ke zlepšení posturální kontroly i v tomto případě změny jedno a dvou oporové fáze mohla opět přispět stimulace mechanoreceptorů, které představují aferentní input a nahrazují zpětnou kontrolu pohybu. Druhou teorií zlepšení kontroly motoriky je, že kinesio tape částečně nahrazuje freezing fenomen. Kinesio tape představuje určitou redukci DOF a tím přispívá k větší stabilitě.

V naší práci u většiny parametrů nebyl po aplikaci kinesio tapu zaznamenán statisticky významný rozdíl. Přesto některé výsledky některých probandů naznačují, že metoda Kinesio tapingu má požadovaný efekt na změnu kvality pohybového stereotypu chůze. Důležitým aspektem pro zvýšení terapeutického účinku kinesio tapu je doba aplikace. V našem případě byl tape aplikován jen na krátkou dobu, kdy probíhala analýza chůze. Abychom dosáhli větší efektivity, je důležité aplikovat

kinesio tape na delší dobu. Optimální je doba tří dnů, kdy účinek kinesio tapu přetrvává i dva dny po jeho odstranění (Slupik, 2007). Z tohoto hlediska se doba aplikace tapu v naší práci ukázala nedostačující.

Pro dosažení lepších výsledků terapie je dále nutné blíže specifikovat skupinu pacientů s DMO, u které je aplikace kinesio tapu efektivní. Ve studii Karadag-Saygi (2010), kde byl aplikován kinesio tape na plantární flexory, se ukázalo, že v případě spasticity dosáhneme lepších výsledků jen v kombinaci s botulotoxinem. U spastické formy je tedy nutné nejdříve inhibovat svalovou aktivitu a teprve pak můžeme kinesio tapem dosáhnout požadované korekce. Z tohoto důvodu se jako vhodnější skupina pro aplikaci Kinesio tapingu zdá být ataktická forma.

## ZÁVĚR

Základem pro efektivní aplikaci metody Kinesio tapingu, u pacientů s DMO je pochopení principu jejího účinku. Princip působení je založen na teoretickém podkladě fyziologie cévního a lymfatického systému a na neurofyziologii řízení motoriky. Dosavadní studie týkající se této problematiky jsou pro vyslovení obecných závěrů nedostatečné.

Předložená práce byla zaměřena na změny pohybového stereotypu chůze u dětí s DMO po aplikaci kinesio tapu. Použitím optoelektrické metody byly posuzovány úhlové a časoprostorové charakteristiky krokového cyklu.

Z výsledků práce vyplývá:

1. Optoelektrická metoda (systém Vicon MX) je vhodnou metodou pro analýzu patologického stereotypu chůze dětských pacientů s DMO. Systém žádným způsobem nezatěžuje probanda. Jeho použití nenarušuje průběh pohybového stereotypu, který je možno považovat za přirozenou chůzi probanda. Nevýhodou systému Vicon MX je jeho finanční dostupnost a časová náročnost, která souvisí s instalací kamer a s přípravou probanda před samotným měřením.

2. Aplikací kinesio tapu lze ovlivnit úhlové parametry chůze pacientů s DMO. Dochází ke zvýšení rozsahu pohybu a ke korekci výchozího postavení segmentu a k úpravě průběhu pohybu.

3. Hlavní změny při aplikaci kinesio tapu byly nalezeny v oblasti časoprostorových parametrů chůze. Došlo k celkovému zpomalení provedení krokového cyklu, změnilo se procentuelní zastoupení dvou oporové fáze, která se zkrátila a jedno oporové fáze, která se prodloužila. Tyto změny lze vysvětlit lepší kontrolou a koordinací pohybu, která vede k dynamické stabilizaci segmentů.

4. Při aplikaci kinesio tapu je nutné pohlížet k individuálním charakteristikám měřeného pacienta, kterými jsou zejména tíže a forma postižení.

Použitím kinematické analýzy jsme prokázali, že aplikací Kinesio tapingu lze ovlivnit patologický pohybový stereotyp chůze. Pro zvýšení efektivity terapie by bylo vhodné specifikovat skupinu pacientů s DMO, pro které má metoda Kinesio tapingu větší přínos.

## SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- ABEL, M. F. et al. Neuromuscular disorders, *American Academy of Orthopaedic surgeons, Orthopaedic Knowledge 7*, chapter 22, 2003.
- ADAMS, J. M., PERRY, J., Gait analysis: Clinical decision making. In ROSE, J., GAMBLE, J. G., *Human walking*, 3. vyd. Baltimore: Williams & Wilkins, 2006.
- ALEXANDER, C. M. et al. Does tape facilitate or inhibit the lower fibres of trapezius? *Manual Therapy*. 2003, vol. 8, no. 1.
- ARTIEDA, J. et al. Reciprocal inhibition between forearm muscles in spastic hemiplegia, *Neurology*. 1991, vol. 41, p. 286-289.
- ATTARD, J., RITHALIA, S. A review of the use of Lycra pressure orthoses for children with cerebral palsy, *International Journal of Therapy Rehabilitation*. 2004, vol. 11, p. 120-125.
- BAX, M. et al. Proposed definition and classification of cerebral palsy, *Developmental Medical Child Neurology*, 2005, vol. 47, n 8.
- BEDNAŘÍK, J. *Klinická neurologie*, Praha: Triton, 1. vydání, 2010.
- BERTHOUZE, L., LUNGARELLA, M. Motor skill acquisition under environmental perturbations: on the necessity of alternate freezing and freeing of degrees of freedom. *Adaptational Behaviour*. 2004, vol. 12, no. 1, p. 47-64.
- BLAIR, E. et al. The study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy, *Developmental Medical Child Neurology*. 1995, vol. 37, p. 544-554.
- BOYD, R. N., GRAHAM, H. K. Botulinum toxin A in the management of children with cerebral palsy: indication and outcomes, *European Journal of Neurology*. 2001, vol. 4, suppl. 6.
- BRAGG, R. W. et al. Failure and fatigue characteristics of adhesive athletic tape. *Medicine and Science in Sport and Exercise*. 2002, vol. 34, no. 3.
- BUTLER, P. B., MAJOR, E. R. The learning of motor control: Biomechanical consideration, *Physiotherapy*. 1992, vol. 78, p. 6-11.
- CALLAGHAN, M. J. et al. The effect of patellar taping on knee joint proprioception, *Journal of Athletic Training*, 2002, vol. 37, no. 1.



- CHANG, C. H. et al. Long-Term Follow-up of Surgery for Equinovarus Foot Deformity in Children With Cerebral Palsy, *Journal of Pediatric Orthopaedics*. 2002, vol., 22, issue 6.
- CONSTANTINO, M. et al. *Therapeutic taping for musculoskeletal condition*. 1. vyd. Churchill Livingstone, 2010.
- CRENNA, P. Spasticity and spastic gait in children with cerebral palsy, *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. 1988, vol. 22, no. 4, p. 571-578.
- CUSICK, B. Lower extremity management for children with CNS dysfunction: Developmental and closed-chain biomechanics: casting, orthotic and taping implications, course materials, 1997.
- DAVIS, R. B. et al. Gait characterization via dynamic joint stiffness, *Gait and Posture*. 1996, vol. 4, issue 3.
- DONKER, S. F. et al. Children with cerebral palsy exhibit greater and more regular postural sway than typically developing children, *Experimental Brain Research*. 2008, vol. 184, p. 363-370.
- DUNGL, P. et al. *Ortopedie*, 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2005.
- EDIN, B. B. Cutaneous afferents provide information about knee joint movements in humans, *Journal of Physiology*, 2001, vol. 531, no. 1.
- EHLER, 2003
- FERDJALLAH, M. et al. Analysis of postural control synergies during quiet standing in healthy children and children with cerebral palsy, *Clinical Biomechanics*. 2002, vol. 17, p. 203-210.
- FLANDERA, S. *Tejpování a kinezio-tejpování, Prevence a korekce poruch pohybového aparátu pro maséry a fyzioterapeuty*. 1. vydání, Praha: Poznání, 2010.
- FOOTER, C. B. et al. The effect of therapeutic taping on gross motor function in children with cerebral palsy, *Pediatric Physical Therapy*. Copyright © 2006 Lippincott Williams & Wilkins and Section on Pediatrics of the American Physical Therapy Association.
- FRIGO, C. et al. Moment-angle relationship at lower limb joints during human walking at different velocities, *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1996, vol. 6, n. 3.

- GAGE, J. R. et al. An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy, *Journal of Paediatric Orthopaedics Part B*, Philadelphia: Lippincott: Williams & Wilkins, 2001.
- GAGE, J. R., *Gait analysis in cerebral palsy*, 1. vyd. Oxford: Mac Keith Press, 1991.
- GAGE, J. R., Gait analysis, An essential tool in the treatment of cerebral palsy, *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 1993, March, n. 288.
- GARCÍA-MURO, F. Treatment of myofascial pain in shoulder with Kinesio Taping. A case report. *Manual Therapy*. 2010, vol. 15.
- GERICKE, R. E. et al. *Medical Taping Concept*. bez nakladatele, 2008.
- GRAHAM, H. K. et al. Botulinum toxin type A management of spasticity in the context of orthopaedic surgery for children with spastic cerebral palsy, *European Journal of Neurology*. 2001, November, vol. 8.
- GRIGG, P. Peripheral neural mechanisms in proprioception, *Journal of Sports Rehabilitation*. 1994, vol. 3.
- HAGBERG, B. et al. Changing panorama of cerebral palsy in Sweeden. VII. Prevalence and origin in the birth period 1991-1994, *Acta Paediatrica Scandinavica*. 2001, vol. 90, n. 5.
- HALSETH, T. et al. The effect of kinesio taping on proprioception at the ankle, *Journal of Sport Science and Medicine*. 2004, vol. 3, p. 1-7.
- HARRIS, F. A. et al. Electronic sensory aids as treatment for cerebral-palsied children, *Physical Therapy*. 1974, vol. 54, p. 354-365.
- HOST, H. Scapular taping in the tretment of anterior shoulder impingement, *Physical Therapy*. 1995, vol. 75.
- HERRGARD, E. et al. Neurodevelpomental profile at 5 years of children born at  $\leq 32$  weeks gestation, *Dvelopmental Medical Child Neurology*. 1993, vol. 35, p. 1083-1096.
- HSUE, B. J. et al. The dynamic balance of children with cerebral palsy and typical developing during gait, Part 1: spatial relationship between COM and COP trajectories, *Gait Posture*. 2006, vol. 29, p. 465-470.
- INMAN, V. T. et al., *Human walking*, Baltimore, MD, Williams and Wilkins Company, 1981.

- JARACZEWSKA, E., LONG, C. Kinesio Taping in stroke: Improving functional use of upper extremity in hemiplegia, *Top Stroke Rehabilitation*. 2006, vol. 13, n. 3, p. 31-42.
- KADABA, M. P. et al., Repeatability of kinematic, kinetic and electromyographic data in normal adult gait, *Journal of Orthopaedic Research*. 1989, vol. 7, issue, 6.
- KAŇOVSKÝ, P. et al. *Spasticita. Mechanismy, diagnostika a léčba*, 1. vyd. Praha: Maxdorf, 2004.
- KARADEG-SAYGI, E. et al. The role of Kinesiotaping combined with botulinum toxin to reduce plantar flexor spasticity after stroke, *Top Stroke Rehabilitation*. 2010, vol. 17, n. 4, p. 318-322.
- KASE, K. *Body-adhesive tape. kazuistika pacienta*, 1999.
- KASE, K. et al. *Clinical therapeutic applications of kinesio taping method*. 2. vydání, Tokyo: Japan, Ken Ikai Co. Ltd., 2003.
- KASE, K. *Advances kinesio taping technique Tokyo*. Kinesio Taping Association, 1998.
- KASE, K. et al. *Changes in the volume of the peripheral blood flow*. Unpublished data. 1997. Dostupné na WWW: <http://www.kinesiotaping.com/content.asp?CustComKey=13776&CategoryKey=13777&pn=Page&DomName=kinesiotaping.com>.
- KAYA, E. et al. Kinesiotaping compared to physical therapy modalities for the treatment of shoulder impingement syndrome. *Clinical Rheumatology*. 2010, vol. 30, no. 2.
- KELLER, H. et al. Neuromotor ability in 5- to 7-year old children with very low or extremely low birthweight, *Developmental Medical Child Neurology*. 1998, vol. 40, p. 661-666.
- KNOX, V. The use of lycra garments in children with cerebral palsy a report of descriptive clinical trial, *Brain Journal Occupational Therapy*. 2003, vol. 68, p. 71-77.
- KOLÁŘ, P. et al., *Rehabilitace v klinické praxi*, Praha: Galén, 1. vydání, 2009.
- KRANZL, A. *Normal 3D kinematics from MAC system*. 2011, Dostupné na <http://www.clinicalgaitanalysis.com/data/kinematics.jpg>.
- KRAUS, J. et al. *Dětská mozková obrna*, 1. vydání, Praha: Grada Publishing, 2005.
- LAUER, R. T. et al. A time-frequency based electromyographic analysis technique for use in cerebral palsy, *Gait Posture*. 2007, vol. 26, p. 420-427.

- LAUER, R. T. et al. Age and electromyographic frequency alterations during walking in children with cerebral palsy, *Gait Posture*. 2010, vol. 31, issue 1.
- LEVENS, A. S. et al. Transverse rotation of the segments of lower extremity in locomotion, *The Journal of Bone Joint Surgery*. 1948, vol. 30, issue 4.
- LISA, B. et al. Is there effect on decreasing muscle tone with medial tape applied to the m. Rectus Femoris in students with positive modified Thomas Test? *Evidence Based Practise*. 2010, III-2.
- LUNDBORG, G. et al. Effects of stretching the tibial nerve of the rabbit. A preliminary study of the intraneural circulation and the barrier function of the perineurium, *The Journal of bone and joint surgery British volume*. 1973, vol. 55, issue 2.
- MAGUIRE, A. et al. Hip abductor control in walking following stroke – the immediate effect of cane, taping and Thera Togs on gait, *Clinical Rehabilitation*. 2010, vol. 34, p. 37-45.
- MAREŠOVÁ, E. et al. *Dětská mozková obrna. Možnosti a hranice včasné diagnostiky a terapie*, 1. vydání Praha: Galén, 2011.
- MILLER, F. et al. Complications in cerebral palsy treatment, *Developmental Medical Child Neurology*. 1995, vol. 42, suppl. 25.
- MORRISSEY, D. Proprioceptive shoulder taping, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2000, vol. 4.
- MURRAY, H. M. et al. Effect of Kinesio taping on posture and presence of upper extremity pain, *KTUS-DoCol*, 2010, vol. 4.
- MURRAY, M. P. et al., Walking patterns of normal men, *The Journal of Bone Joint Surgery*. 1964, vol. 46, issue 2.
- MURRAY, M. P. et al. The vertical pathways of the foot during level walking, Range of variability in normal men, *Physical Therapy*. 1966, vol. 46, n. 6.
- NELSON, K. B. et al. Potentially asphyxiating conditions and spastic cerebral palsy in infants of birth weight, *American Journal Obstetric Gynecology*. 1998, vol. 179.
- NEVŠÍMALOVÁ, S. et al. *Neurologie*. Praha: Galén, 1. vydání 2010.
- NICHOLSON, J. H. et al. Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments, *Developmental Medical Child Neurology*. 2001, vol. 43, p. 384-391.

- NOONAN, k. j. et al. Hip function in adults with severe cerebral palsy, *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2004, vol. 86, p. 2607-2613.
- NUDO, R. J. Adaptive plasticity in motor cortex: implications for rehabilitation after brain injury, *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2007, vol. 41, suppl. 7-10.
- NYMARK, J. R. et al. Electromyographic and kinematic nondisabled gait differences at extremely slow overground and treadmill walking speeds, *Journal of Rehabilitation Research Development*. 2005, vol. 42, p. 523-534.
- OLNEY, S. J. et al. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait, *Physical Therapy*. 1990, vol. 70, n. 7.
- OPAVSKÝ, J. *Neurologické vyšetření v rehabilitaci pro fyzioterapeuty*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003.
- PATRICK, J. H. et al. Orthopaedic assesment of gait disorders, in BRONSTEIN. A. M. et al. *Clinical disorders of balance, posture and gait*, 2. vydání, London: Arnold, 2004.
- PERRY, J. *Gait analysis. Normal and pathological function*. 1. vydání, Thorofare N. J.: Slack Incorporated, 1992.
- PERRY, J. H. et al. Gait analysis of triceps surae in cerebral palsy. A Preoperative and postoperative clinical and electromyographic study, *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 1974, vol. 56-A, n. 3.
- PHAROAH, P. O. D. et al., The changing epidemiology of cerebral palsy. *Archives of Disease in Childhood - Fetal Neonatal Ed*, 1996, vol. 75.
- POLÁČEK, K et al. *Fyziologie a patologie novorozence*. Praha: Avicentrum, 1981.
- PROSSER, L. A. et al. Trunk and hip muscle activation patterns are different during walking in young children with and without cerebral palsy, *Physical Therapy*. 2010, vol. 90, n. 7.
- RIEMANN, B. L. et al. The sensorimotor system, Part I: The physiologic basis of functional joint stability. *Journal of Athletic Training*. 2002, vol. 37, n. 1.
- REIMANN, B. L. et al. The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. *Journal of Athletic Training*. 2002, vol. 37, no. 1.
- ROERDINK, M. et al. Dynamical structure of center-of-pressure trajectories in patients recovering from stroke, *Experimental Brain Research*. 2006, vol. 174, p. 256-269.

- ROODA, J., GRAHAM, H. K. Classification of gait patterns in spastic hemiplegia and spastic diplegia: a basis for management algorithm, *European Journal of Neurology*. 2001, vol. 8, suppl. 5.
- ŘÍČAN, P., VÁGNEROVÁ, M. *Dětská klinická psychologie*. Praha: Avicentrum, 1991.
- SCHLEIP, R. Fascial plasticity, *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2003, vol. 7, no. 1.
- SHIM, A. et al. The use of elastic adhesive tape to promote lymphatic flow in the rabbit hind leg. *Yonsei Medical Journal*., 2003, vol. 44. no. 6.
- SHUMWAY-COOK, A. WOOLLACOTT, M. H. *Motor control: theory and practical applications*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995.
- SIMONEAU, G. G. et al. Changes in ankle joint proprioception resulting from strips of athletic tape applied over the skin. *Journal of Athletic Training*. 1997, vol. 32, no. 2.
- SMETANA, V. et al. *Ortopedické operační léčení dětí postižených dětskou mozkovou obrnou*, *Československá pediatrie*. 1993, roč. 48, č. 11.
- SLUPIK, A. et al. Effect of kinesio taping on bioelectrical activity of vastus medialis muscle, *Orthopedy, Traumatology, Rehabilitation*. 2007, vol. 9, no. 6, p. 644-651.
- SODERBERG, G. L. *Kinesiology: Application to pathological motion*. Lippincott: Williams & Wilkins, 2. vydání, 1996.
- SUTHERLAND, D. et al. *The Development of Mature Walking*. London, United Kingdom: Cambridge University Press, 1988.
- ŠÚROVÁ, S. *Kinesiotaping, terapeutické využití kineziotapu*. bez nakladatele, 2009.
- THELEN, M. D. et al. The clinical efficiency of kinesio tape for shoulder pain: A randomized, double-blinded, clinical trial, *Journal of Orthopaedic, Sports Physical Therapy*. 2008, vol. 38, n. 7.
- TREW, H. et al. *Human movement. An introduction text*. 3. vydání, New York: Churchill Livingstone, 1997.
- TROJAN, R. et al. *Centrální mechanismy řízení motoriky – teorie, poruchy a léčebná rehabilitace*, 2. vydání, Praha: Avicenum, 1991.
- UNNITHAN, V. B. et al. Co-contraction and phasic activity during gait in children with cerebral palsy, *Electromyography Clinical Neurology*. 1996, vol. 36. p. 487-494.

- VAN HEDEL, H. J. et al. Modulation of leg muscle activity and gait kinematics by walking speed and bodyweight unloading, *Gait Posture*. 2006, vol. 24, p. 35-45.
- VAŘEKA, I. Alternativní pohled na původ a povahu motorických vzorů, *Sborník abstraktů: 1. absolventská koncepce Katedry fyzioterapie Fakulty tělesné kultury*. 2006.
- VÉLE, F. et al. *Kineziologie: Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*, 2. přepracované a rozšířené vydání, Praha: Triton, 2006.
- VICENZINO, B. et al. Initial effect of elbow taping on pain-free grip strength and pressure pain threshold, *Journal of Orthopaedics, Sport Physical Therapy*. vol. 33, n. 7.
- VLACH, V. *Vybrané kapitoly z kojenecké neurologie*. Praha: Avicentrum, 1979.
- VOJTA, V. *Mozkové hybné poruchy v kojeneckém věku*. Praha: Grada-Avicentrum, 1993.
- VOJTA, V. et al. *Vojtův princip*. Praha: Grada Publishing, 1995.
- WHITTLE, W. M., *Gait Analysis an Introduction*, 4. vyd. Oxford: Butterworth-Heinemann, 2007.
- WINTER, D. A., *Biomechanics and motor control of human movement*, 3. vydání, New Jersey: Wiley, 2005.
- WINTERS, T. F. et al. Gait patterns in spastic hemiplegia in children and young adults, *The Journal of Bone and Joint Surgery, American volume*. 1987, vol. 69-A, n. 3.
- WOOLLACOTT, M. H. et al. Development of postural responses during standing in healthy children and children with spastic diplegia, *Neuroscience Biobehavioral Reviews*. 1998, vol. 22, p. 583-589.
- WOOLLACOTT, M. H., CRENNNA, P. Postural control in standing and walking in children with cerebral palsy, in HADDERS-ALGRA, M., CARLBERG, E. B. *Postural control: A key issue in developmental disorders*. London, United Kingdom: Mac Keith Press, 2008.
- WOOLLACOTT, M. H., et al. Development of balance and gait control, in BRONSTEIN. A. M. et al. *Clinical disorders of balance, posture and gait*, 2. vydání, London: Arnold, 2004.

- YASUKAWA, A. et al. Pilot study: Investigating the effect of kinesio taping in an acute pediatric rehabilitation setting, *The American Journal of Occupational Therapy*. 2006, vol. 60, no. 1.
- ZEZULÁKOVÁ, J. Polohové reakce ve vývoji nedonošených novorozenců do předpokládaného termínu porodu. *Neurologické Listy*. 1995, vol. 1, p. 31-37.



## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

|                  |                      |
|------------------|----------------------|
| COM              | center of mass       |
| COP              | center of pressure   |
| DF               | dorzální flexe       |
| DMO              | dětská mozková obrna |
| DOF              | degrees of freedom   |
| EMG              | elektromyografie     |
| F <sub>REA</sub> | reakční síla         |
| KC               | krokový cyklus       |
| lig.             | ligamentum           |
| m.               | musculus             |
| obr.             | obrázek              |
| PF               | plantární flexe      |
| tzn.             | to znamená           |
| viz.             | lze vidět            |

## SEZNAM OBRÁZKŮ

|                                                                                              |    |
|----------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Obr. 1.</b> Fáze krokového cyklu.....                                                     | 13 |
| <b>Obr. 2.</b> Kinematika hlezenního kloubu v sagitální rovině .....                         | 18 |
| <b>Obr. 3.</b> Kinematika kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině .....              | 19 |
| <b>Obr. 4.</b> Kinematika kyčelního kloubu v sagitální, frontální, transverzální rovině..... | 20 |
| <b>Obr. 5.</b> Kinematika pánve v sagitální, frontální, transverzální rovině.....            | 21 |
| <b>Obr. 6.</b> Umístění reflexních bodů podle modelu PlugInGait.....                         | 38 |

## SEZNAM TABULEK

|                                                                                                                                                |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Tabulka 1.</b> Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů hlezenního kloubu v sagitální rovině.....                            | 42 |
| <b>Tabulka 2.</b> Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry hlezenního kloubu v sagitální rovině.....                              | 42 |
| <b>Tabulka 3.</b> Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině. ....                | 44 |
| <b>Tabulka 4.</b> Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry kolenního kloubu v sagitální rovině.....                               | 44 |
| <b>Tabulka 5.</b> Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině. .... | 46 |
| <b>Tabulka 6.</b> Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry kyčelního kloubu v sagitální, frontální a transverzální rovině. ....   | 46 |
| <b>Tabulka 7.</b> Základní statistické charakteristiky úhlových parametrů pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině. ....            | 48 |
| <b>Tabulka 8.</b> Výsledky statistického hodnocení pro úhlové parametry pánve v sagitální, frontální a transverzální rovině. ....              | 48 |
| <b>Tabulka 9.</b> Základní statistické charakteristiky časoprostorových charakteristik chůze. ....                                             | 49 |
| <b>Tabulka 10.</b> Výsledky statistického hodnocení časoprostorových charakteristik chůze. ....                                                | 49 |

## SEZNAM GRAFŮ

|                                                                                                                        |    |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Graf 1.</b> Průběh pohybu hlezenního kloubu v sagitální rovině před a po aplikaci kinesio tapu.....                 | 43 |
| <b>Graf 2.</b> Průběh pohybu kolenního kloubu v sagitální a frontální rovině. ....                                     | 45 |
| <b>Graf 3.</b> Průběh pohybu kyčelního kloubu během krokového cyklu v sagitální, frontální a transverzální rovině..... | 47 |
| <b>Graf 4.</b> Průběh pohybu pánve během krokového cyklu v sagitální, frontální a transverzální rovině.....            | 48 |
| <b>Graf 5.</b> Průběh pohybu v hlezenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 1.....             | 51 |
| <b>Graf 6.</b> Průběh pohybu v kolenním kloubu během krokového cyklu v sagitální a frontální rovině u probanda 1.....  | 52 |
| <b>Graf 7.</b> Průběh pohybu v kyčelním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 1.....              | 53 |
| <b>Graf 8.</b> Průběh pohybu v hlezenním kloubu během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 2.....             | 54 |
| <b>Graf 9.</b> Průběh pohybu v kyčelním kloubu během krokového cyklu v transverzální rovině u probanda 2. ....         | 55 |
| <b>Graf 10.</b> Průběh pohybu pánve během krokového cyklu v sagitální rovině u probanda 2. ....                        | 56 |

## SEZNAM PŘÍLOH

|                                                                          |    |
|--------------------------------------------------------------------------|----|
| <b>Příloha 1.</b> Informovaný souhlas probanda. ....                     | 86 |
| <b>Příloha 2.</b> Anamnestické a kineziologické vyšetření probandů. .... | 87 |

## PŘÍLOHY

### Příloha 1. Informovaný souhlas probanda.

## INFORMOVANÝ SOUHLAS ZÁKONNÉHO ZÁSTUPCE S MĚŘENÍM

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Tř. Míru 115  
771 11 Olomouc

Zákonný zástupce ..... (ne)plnoletého probanda  
..... souhlasí s provedením videokinematické analýzy  
chůze a s terapeutickým ošetřením prostřednictvím kinesio tapu pro zpracování  
diplomové práce s názvem: Vliv Kinesio tapingu na pohybový stereotyp pacientů s  
DMO. Práci vypracovává Bc. Tereza Valíková pod vedením Prof. RNDr. Miroslava  
Janury, Dr.

Byl/a jsem srozumitelně informován/a s průběhem měření a souhlasím s jeho  
provedením. Dále souhlasím s nahlédnutím do zdravotnické dokumentace v rozsahu  
nutném a s anonymním použitím zpracovaných dat.

V Olomouci dne: .....

Podpis .....

## **Příloha 2. Anamnestické a kineziologické vyšetření probandů.**

### **I. K.**

rok narození: 1985

- **Diagnóza:**

DMO s mozečkovou, extrapyramidovou složkou, mentální deficit.

- **Osobní anamnéza související s diagnózou:**

Od 8. měsíce gravidity EPH gestóza, rovněž APE.

Porod v 39. týdnu.

- **Kineziologický rozbor:**

Výška: 165 cm, hmotnost: 105 kg.

Stoj i bipedální lokomoci zvládá samostatně.

Asymetrické držení trupu s odklonem osy páteře do pravé strany. Páteř v sagitální rovině s lehce vyhlazenou L lordózou.

Pánev držena ve středním postavení s mírným poklesem k pravé straně. Dolní končetiny hypotonické. Ve stoji výrazně dominantní pravá končetina. Naznačena valgozita kolen s lehkým semiflekčním držením.

Bilaterálně zkrácení hamestrings.

- **Neurologické vyšetření:**

Myotatické reflexy: hyperreflexie s naznačenou polyklonální odpovědí nohy při reflexu Achilovy šlachy.

Pyramidové spastické jevy: pozitivní.

Adiadochokineza končetin, taxe při zavřených očích nesvede, při otevřených hrbě nepřesná, rušena athetoidními hyperkinezami.

### **K. S.**

rok narození: 2004

- **Diagnóza:**

LMR, nerovnoměrný psychomotorický vývoj s faciální dystrofií, porucha pozornosti, oslabení jemné i hrubé motoriky, deficit ve sluchové i zrakové percepci.

- **Osobní anamnéza související s diagnózou:**

Porod 1 týden po termínu primigravidity.

Psychomotorický vývoj opožděn již v prvních měsících. Sed v 8. měsíci, chůze ve 2 letech. Rehabilitace probíhá od 1. roku.

- **Kineziologický rozbor:**

Výška: 120 cm, hmotnost: 21 kg.

Stoj i chůzi zvládá samostatně.

Konstituční astenie. Osa páteře ve frontální rovině bez odchylek, v sagitále viditelná plošší křivka zad, vrchol Th kyfózy kaudalizován.

Pánevní držení v antevertzi. Dolní končetiny bez výraznější patologie, na akrech zřetelné pedes plani. Ve stoji dominuje pravá končetina. Preference semiflekčního držení v kolenních kloubech.

- **Neurologické vyšetření:**

Myotatické reflexy: hyporeflexie, povšechná hypotonie svalstva.

Pyramidové spastické jevy: nevybaveny.

#### **D. Ř.**

rok narození: 1999

- **Diagnóza:**

Mentální insuficience - LMR, výrazné koordinační nedostatky s omezením jemné motoriky. Těžká dysfázie, dyslálie.

- **Osobní anamnéza související s diagnózou:**

Etiologicky nevyjasněno.

Těhotenství bez patologie, porod včasný. Psychomotorický vývoj do věku 2 let zcela normální, Poté známky retardace motoriky, komunikace, neobratnost, zpomalení psychomotorického tempa.

- **Kineziologický rozbor:**

Výška: 175 cm, hmotnost: 75 kg.

Stoj i chůzi zvládá samostatně.

Osa trupu symetrická. Pánevní vodorovná s rotací do levé strany. Dolní levá končetina držena ve vnitřní rotaci a addukci. Lehká valgozita kolen, snížení podélné klenby bilaterálně.

Při chůzi nestabilita a únavnost.

- **Neurologické vyšetření:**

Myotatické reflexy: hyporeflexie.



Pyramidové spastické jevy: nevybaveny.

#### **D. Š.**

rok narození: 1998

- **Diagnóza:**

DMO, spastická diparetická forma s tetradistribucí a levostrannou prevalencí, expresivní afázie.

- **Osobní anamnéza související s diagnózou:**

Předčasný porod ve 29. týdnu, nezralost, hypotrofie novorozence, podezření na RDS.

2002 tenotomie lýtkového svalstva na levé dolní končetině s následnou vertikalizací a umožněním samostatné chůze s nášlapem na celé chodidlo.

- **Kineziologický rozbor:**

Výška: 150 cm, hmotnost: 40 kg.

Stoj i chůzi zvládá samostatně.

Asymetrie osového aparátu, rotace trupu do pravé strany. Pánev držena ve středním postavení s poklesem na levé straně a s rotací celé pánve i pánevního pletence k levé straně.

Dolní končetiny konstitučně asymetrické. Ve stoji preferuje pravou dolní končetinu. Hypotrofie levé dolní končetiny, nejvíce v oblasti lýtky. Výrazný zkrat hamstringů bilaterálně se semiflekčním držením v kolenních kloubech, větší deficit na levé končetině. Nemožnost dosáhnout plné extenze, jen při současné extenzi kyčle lze dosáhnout téměř plné extenze kolene. Na obou akrech patrné pes planovalgus.

- **Neurologické vyšetření:**

Myotatické reflexy: hyperreflexie.

Pyramidové spastické jevy: pozitivní.

#### **J. B.**

rok narození: 1997

- **Diagnóza:**

DMO, spastická diparéza, mentální deficit s autistickými prvky.

- **Osobní anamnéza související s diagnózou:**

Předčasný porod primigravidity v 31. týdnu, gestační nezralost, po porodu kříšen.  
4/2002 tenotomie adduktorů dolních končetin

- **Kineziologický rozbor:**

Výška: 154 cm, hmotnost: 65 kg.

Schopen sedu se vzpřímeným držením trupu s tendencí úklonu vlevo, pánev v antevertzi sešikmena rovněž na levou stranu

Stoj a chůzi zvládá jen s pomocí chodítka

Páteř v oblasti Th segmentech se zvýšenou kyfózou, která v L úseku přechází do hyperlordózy, osa páteře se ve frontální rovině uklání na levou stranu.

Pánev v antevertzi s poklesem k levé straně.

Dolní končetiny drženy v semiflexi kyčlí i kolen s addukcí a vnitřní rotací v kyčelním kloubu, více vlevo. Akra dolních končetin mají tendenci se stáčet do inverze a plantární flexe.

Výrazné zkrácení adduktorů a m. triceps surae. Deficit plné extenze kolenních kloubů, semiflexe 30°, více vlevo.

Mobilita zajištěna invalidním vozíkem, pro bipedální lokomoci využívá chodítka.

- **Neurologické vyšetření:**

Myotatické reflexy: na horních končetinách normální, na dolních končetinách výbavnost zvýšena.

Pyramidové spastické jevy: nevybaveny

Spasticita horních i dolních končetin nepřítomna, klonus patel či nohou nevybaven.

## M. V.

rok narození: 1995

- **Diagnóza:**

DMO, spastická diparetická forma s akcentací vpravo.

- **Osobní anamnéza související s diagnózou:**

Průběh porodu nezjištěn

2007 prolongace v oblasti achilovy šlachy, dx.

- **Kineziologický rozbor:**

Výška: 155 cm, hmotnost: 50 kg.

Schopena samostatné chůze.

Ve stoji patrná anteverze pánve, rotace pánve doprava a celkové semiflekční držení trupu.

Patologie více zřetelní vpravo. PDK bez možnosti izolovaných pohybů. Coxa valga vpravo, zvýšené napětí adduktorů kyčle vpravo. V oblasti flexorů kolen přítomny kontraktury se semiflekčním držením kolene. Celková hypotrofie pravé dolní končetiny.

Akra směřují do vnitřní rotace, opět více vpravo. Patrné kontraktury Achillovy šlachy vpravo. Chůze jen s došlapem na předonoží pravé končetiny, nelze dosáhnout úplné korekce equinozity.

- **Neurologické vyšetření:**

Myotatické reflexy: s rozšířenou zónou výbavnosti.

Pyramidové spastické jevy: pozitivní na PDK.

## **K. K.**

rok narození 1993

- **Diagnóza:**

Mentální retardace (LMD), epilepsie, skolióza.

- **Osobní anamnéza související s diagnózou:**

Porod v 37. týdnu těhotenství, intrauterinní asfyxie, ikterus, v 5. roce nález epileptického ložiska vpravo.

Zpomalené psychomotorické tempo, zhoršená motorická koordinace s poruchou grafomotoriky.

- **Kineziologický rozbor:**

Výška: 155 cm, hmotnost: 68 kg.

Schopna samostatné chůze.

Na páteři patrná dextroskolióza v L úseku, sinistroskolióza v Th úseku a posun vrcholu kyfózy do oblasti Th 8, oploštění kyfózy v horních Th segmentech.

Pánev držena vodorovně. V oblasti kolen patrná valgozita. Na akrech těžký stupeň pedes plani a pedes transvezoplani s digiti supraducti. Chodidla se stáčí špičkami dovnitř.

Deficit v labilních polohách. Neadekvátní rovnováha, nezvládá náročnější posturální situace jako je sólo stoj. Stoj při zúžené bazi, např na špičkách zvládá, ale jen po krátkou dobu.

Chůze lehce dystaktická.

- **Neurologické vyšetření:**

Myotatické reflexy: hyperreflexie.

Pyramidové spastické jevy: nevybaveny.