

Pohybová analýza u chorob kyčelního kloubu

Gait Analysis in Patients with Hip Disorders

K. URBÁŠEK, J. POUL

Klinika dětské chirurgie, ortopedie a traumatologie, Fakultní nemocnice Brno

SUMMARY

Recent studies have shown that the evaluation of both conservative and surgical therapy cannot do without gait analysis. Orthopaedic textbooks, with some exceptions, deal in great detail with a thorough clinical examination of the patient but gait assessment is mentioned only marginally. More attention is paid to gait analysis in rehabilitation medicine. Motion and gait analysis laboratories equipped with optoelectronic cameras and force platforms were first developed for cerebral palsy children. Recently, several studies have been published on the use of these methods in disorders of hip and knee joints or spine diseases.

Key words: gait analysis, hip joint.

Práce vznikla s podporou grantové agentury IGA MZČR NT11 135 2010–2015

ÚVOD

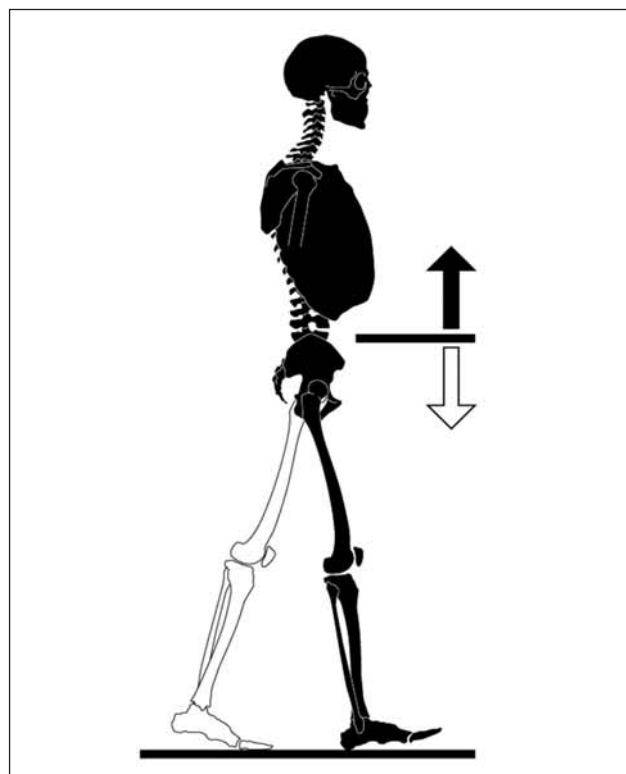
Recentní studie ukazují, že hodnocení výsledků jak konzervativní, tak i chirurgické terapie na pohybovém aparátu se neobejde bez hodnocení chůze. Běžné ortopedické ambulance jsou vybaveny pro klinické vyšetření vleže, v sedu a ve stoje, méně již však pro hodnocení chůze probanda. I pro pořízení jednoduchého videozáznamu je třeba toto vyšetření uskutečnit mimo ambulanci, např. na dostatečně dlouhé chodbě. Ortopedické učebnice až na výjimky (6, 7) podrobně rozebírají komplexní klinické vyšetření pacienta, chůze je obvykle zmíněna jen okrajově. Podstatně větší pozornost je věnována chůzi v rehabilitačním lékařství (41). Pohybová analýza v podmínkách laboratoře chůze vybavené optoelektronickým kinematickým kamerovým systémem a silovými plotnami (motion analysis) se začala v klinické praxi nejdříve rozvíjet u pacientů s dětskou mozkovou obrnou (3, 8, 10, 22, 23, 25, 31, 34–37, 39). V poslední době se objevila řada prací, které využívají této sofistikované metody i u chorob kyčelního a kolenního kloubu nebo páteře (2, 4, 9, 11, 12, 16, 17, 18, 25, 27, 30, 33, 40, 46, 49).

Základní funkce chůze

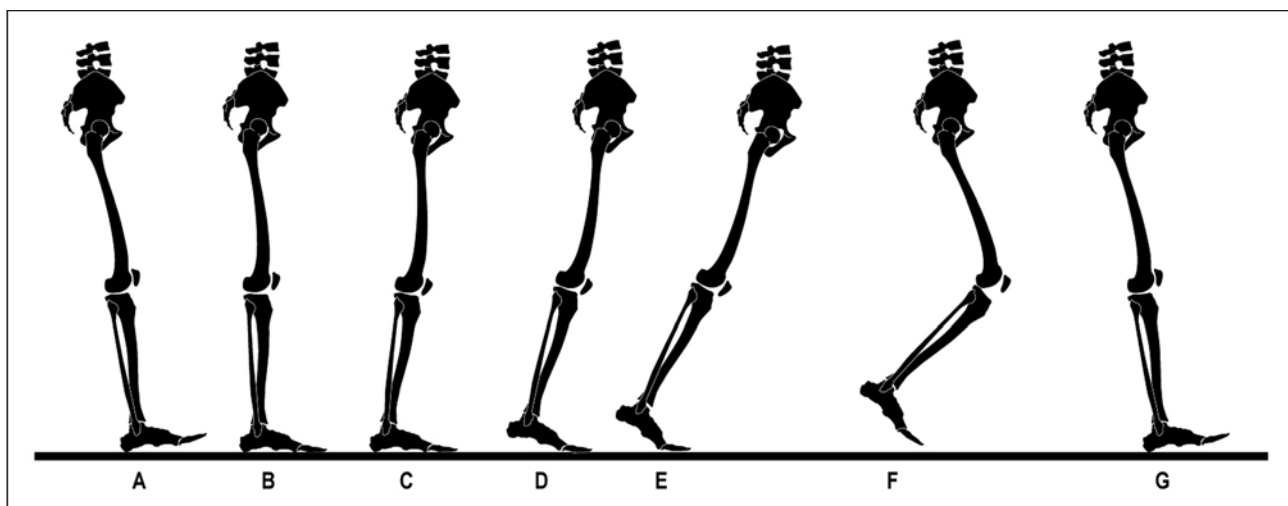
Chůze je základní formou lokomoce představovaná opakovanou sekvencí střídavého pohybu dolních končetin a celé horní poloviny těla s cílem přemístění probanda v prostoru při současném udržení stability. Dle funkce se rozlišují následující části těla:

1. pasažérská část (trup, hlava a horní končetiny),
2. lokomoční část (dolní končetiny), (obr. 1).

Pasažérská část vyvíjí svalovou činnost zejména k udržení posturální integrity. Hmotnost této části těla představuje obvykle 70 % hmotnosti celkové. Těžiště těla se



Obr. 1. Horní část je "pasažérská", dolní lokomoční.



Obr. 2. Detailní členění fází krokového cyklu. A – Iniciální kontakt (initial contact), první kontakt nohy s podložkou, B – zátěžová odpověď (loading response), plný kontakt nohy s podložkou spojený s částečným přenesením váhy, C – střed stojné fáze (mid stance), plný kontakt nohy s podložkou spojený s úplným přenesením váhy, D – terminální fáze stoje (terminal stance), pata se již zvedá nad podložku, E – předšvihová fáze (pre-swing), noha se odráží od podložky, F – střed švihů (mid swing), noha je ve středu oblouku švihů, G – konec švihů (terminal swing), noha se blíží k podložce před iniciálním kontaktem.

nachází před 10. hrudním obratlem. Rovnováha těla závisí na momentální poloze a pohybu dolních končetin podepírajících trup. Obě dolní končetiny spolu s pánví představují pohybovou část. V této jednotce je 11 hlavních kloubů (lumbosakrální spojení, kyčelní, kolenní, hlezenní, subtalární a metatarzofalangeální klouby). Dolní končetina jako multisegmentální jednotka alternativně podepírá bazi trupu ve fázi opory, zatímco ve švihové fázi se pohybuje dopředu. Pánev má dvě funkce: Představuje spojující článek obou dolních končetin a současně podepírá trup. Končetina ve fázi opory vykonává 4 hlavní funkce:

1. propulzivní funkce (generace pohybu dopředu),
2. vzpřimovací funkce,
3. minimalizace sil vznikajících při dopadu na končetinu (absorpce stresu),
4. minimalizace nutné svalové práce (zachování setrvačnosti pohybu).

Ligamentózní aparát je přizpůsoben více mobilitě než stabilitě. Kostí dolních končetin s výjimkou nohy jsou dlouhé a jejich kloubní konce zaokrouhlené. Proto je třeba ke stabilizaci kloubů práce svalů a vazivový aparát. Na klouby působí tři druhy sil:

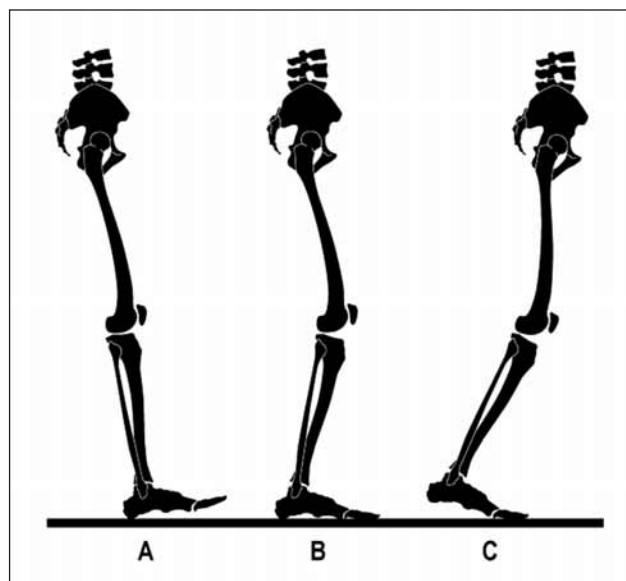
1. gravitační síla,
2. síly způsobené ligamentózní tenzí,
3. síly generované svalovou aktivitou.

Kyčelní kloub je stabilní v lehké hyperextenzi, dalšímu zvětšení extenze brání napjaté iliofemorální ligamentum. V této pozici nastává rovnováha mezi vektorem reakce opory (ground reaction force) a pevností ligament. Hlavní funkcí pohybového aparátu je přemísťování v prostoru. Primární silou je pohyb těžiště těla dopředu, který je zachycen končetinou při iniciálním kontaktu, ta se dostává do pozice heel rocker. Každý krokový cyklus, představovaný recipročním pohybem dolních končetin se rozděluje na fázi opory končetiny a fázi švihovou (obr. 2). Ve fázi opory hlezenní kloub a klouby

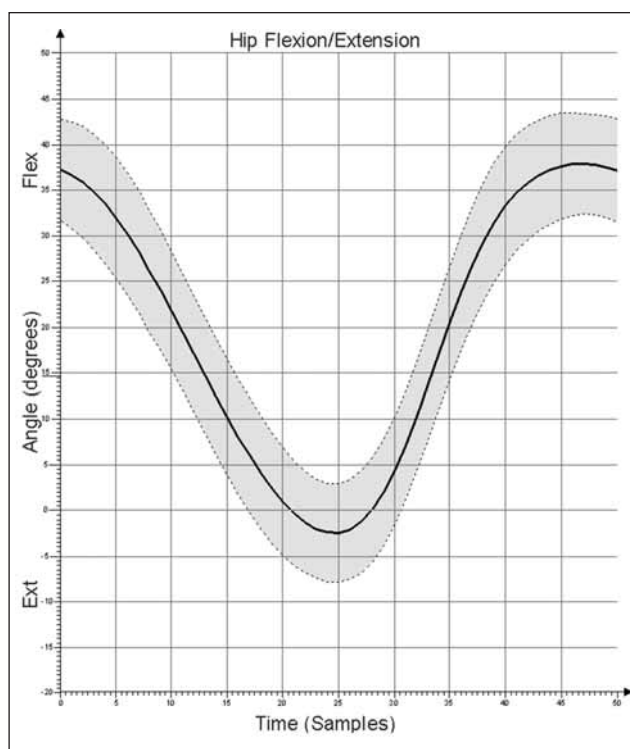
nohy slouží jako kolébka (rocker), která umožňuje plynulý pohyb těla dopředu (obr. 3). Při pohybu těla dopředu jedna končetina funguje jako mobilní opora, zatímco druhá končetina se během švihové fáze přemísťuje k místu další mobilní opory.

Kyčelní kloub v klinice

Kyčelní kloub představuje spojující článek lokomoční a pasažérské části těla. Pohyb se odehrává převážně v sagitální rovině, méně již ve frontální a transverzální rovině. V sagitální rovině při iniciálním kontaktu je kyčelní kloub lehce flektován, poté dochází k postupné



Obr. 3. Odvíjení nohy (rocker). A – 1. fáze (first rocker) je kontakt paty s podložkou, B – 2. fáze (second rocker) noha se opírá celou plochou o podložku, C – 3. fáze (third rocker) dochází k odrazu nohy od podložky. První 2 fáze jsou decelerační (absorpce energie), 3. fáze je akcelerační.

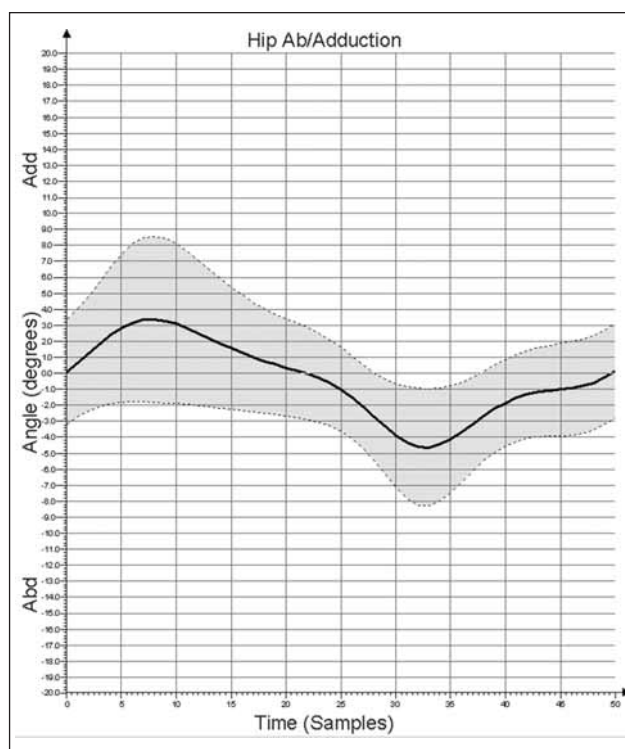


Obr. 4. Graf kinematiky kyčelního kloubu v sagitální rovině (hip flexion/extension) v průběhu celého krokového cyklu. Průměr (plná čára) \pm ISD (šedý pás). Osa x – fáze krokového cyklu v procentech. Osa y – pozice kyčelního kloubu ve stupních. Data zdravých jedinců normativní databáze.

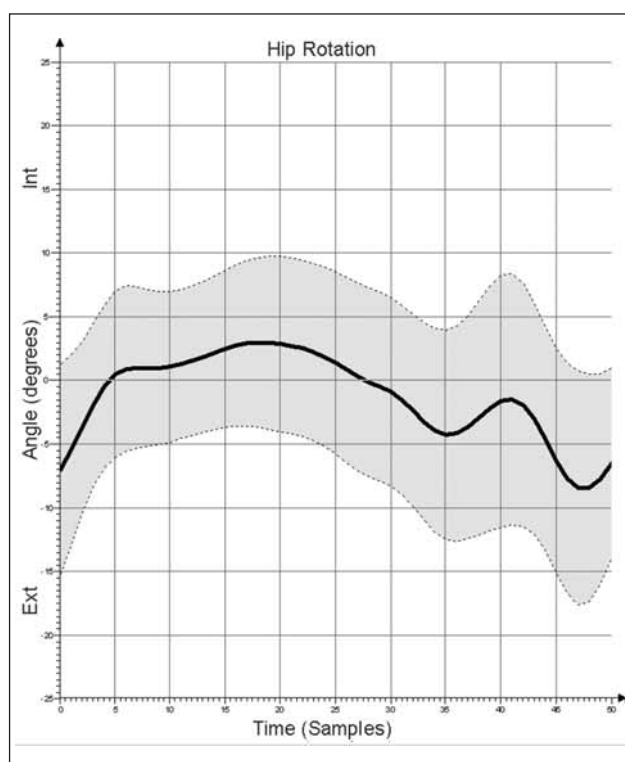
plné extenzi až hyperextenzi 10° – 15° s maximem při dopadu kontralaterální končetiny na podložku v terminální stojné fázi přibližně v 50 % krokového cyklu. K opětovné flexi dochází v předšvihové fázi, s dalším zvětšováním flexe až k maximu okolo 25° – 35° při následujícím iniciálním kontaktu (obr. 4). Ve frontální rovině dochází k inklinaci pánve ("lateral tilt") v závislosti na fázi krokového cyklu. V periodě iniciálního kontaktu je kyčelní kloub lehce addukován do 10° , následně ve fázi zátěžové odpovědi addukce klesá na 5° . Neutrálního postavení ve frontální rovině dosahuje ve střední až terminální stojné fázi. V předšvihové fázi se postavení kyčelního kloubu přesunuje do lehké abdukce 5° a dále do maxima až 10° v první třetině švihové fáze (obr. 5). Pohyby v transverzální rovině (rotační pohyby) jsou v rozsahu cca 10° a jsou dány zejména rotací pánve kolem stojící končetiny. Při iniciálním kontaktu se nachází kyčelní kloub v neutrálním rotačním postavení. Maximální vnitřní rotace nastává při konci fáze zátěžové odpovědi, maximální zevní rotace v předšvihové fázi (obr. 6). Svalová kontrola kyčelního kloubu je představována zejména abduktory a extenzory během stojné fáze a flexory ve švihové fázi. Adduktory se uplatňují v mezidobí mezi fázemi opory a švihů.

Odchytky funkce kyčlí v klinice

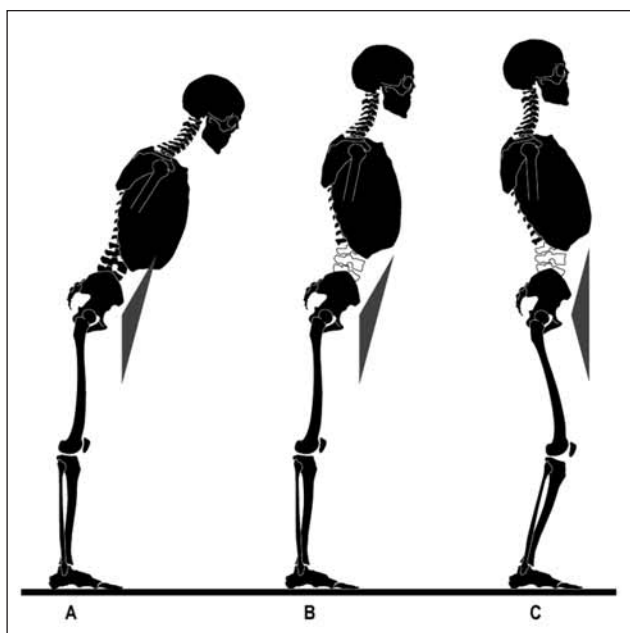
Patologická funkce kyčelního kloubu může vést k abnormálnímu postavení pánve a trupu. V sagitální rovině pohybu se může jednat o nedostatečnou extenzi nebo o omezenou flexi kyčelního kloubu. Nedostatečná extenze



Obr. 5. Graf kinematiky kyčelního kloubu ve frontální rovině (hip abduction/adduction) v průběhu celého krokového cyklu. Průměr (plná čára) \pm ISD (šedý pás). Osa x – fáze krokového cyklu v procentech. Osa y – pozice kyčelního kloubu ve stupních. Data zdravých jedinců normativní databáze.

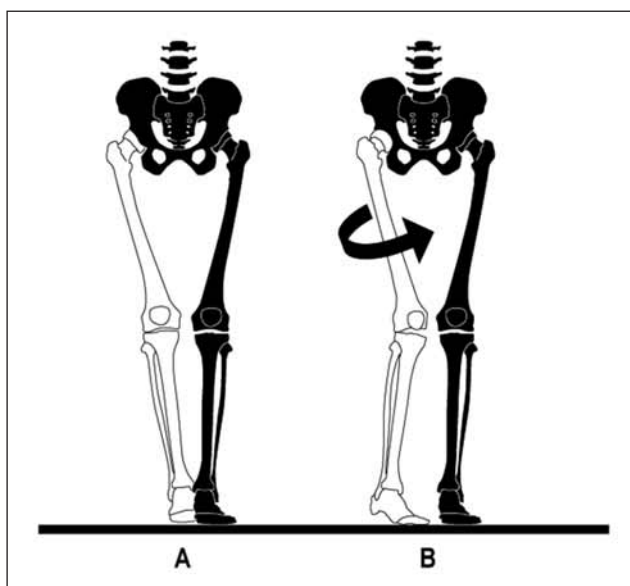


Obr. 6. Graf kinematiky kyčelního kloubu v transverzální rovině (hip rotation) v průběhu celého krokového cyklu. Průměr (plná čára) \pm ISD (šedý pás). Osa x – fáze krokového cyklu v procentech. Osa y – pozice kyčelního kloubu ve stupních. Data zdravých jedinců normativní databáze.



Obr. 7. Vliv flekční kontraktury kyčelního kloubu na postoj: A – flekční kontraktura vede k předklonu trupu, B – kompenzace zvětšením bederní lordózy, C – kompenzace pokrčením v kolenu.

(flekční kontraktura) kyčelního kloubu má za následek předklon trupu, zvětšenou bederní lordózu nebo pokrčení kolenních kloubů. Bederní lordóza představuje kompenzační mechanismus. Páteř se snadno vyrovná s fixovanou flexí v kyčli nepřesahující 15°. Dalším kompenzačním mechanismem je pokrčení v kolenních kloubech s cílem udržení posturální stability ovšem za cenu zvýšených nároků na práci m. quadriceps femoris a zkrácení délky kroku opačné končetiny (obr. 7). Mezi příčiny nedostatečné extenze kyčelního kloubu se řadí: Flekční kontraktura, kontraktura iliotibiálního traktu, spasticita



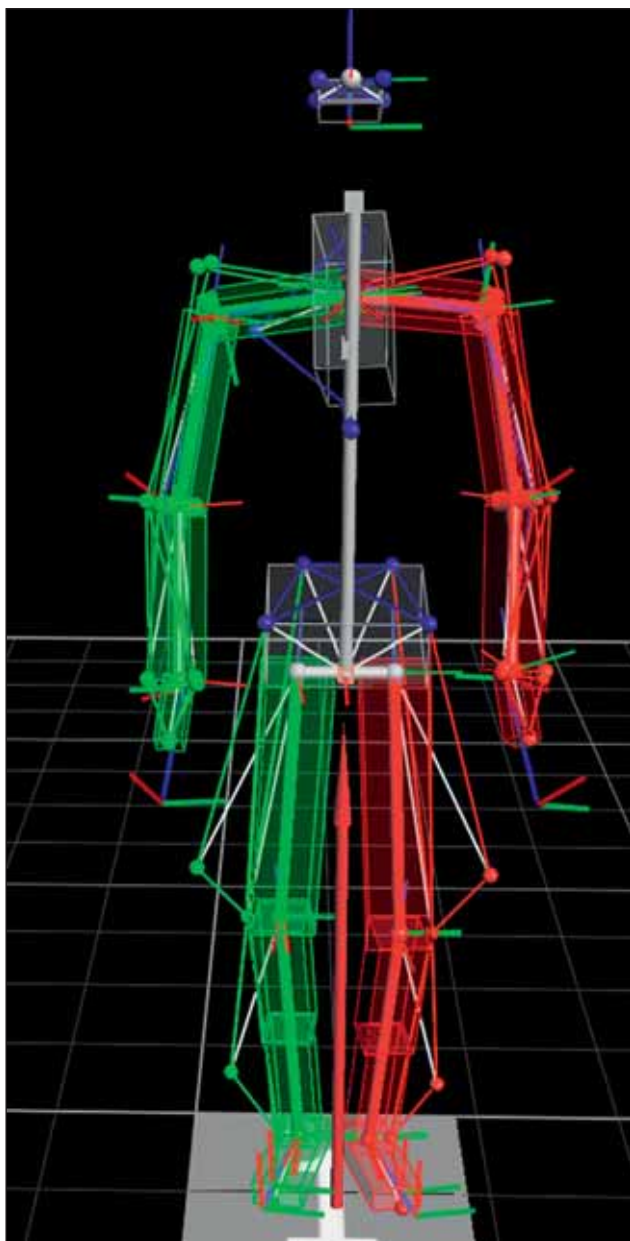
Obr. 8. A – addukční postavení pravé dolní končetiny, B – fenomén "pseudoaddukce", flexe v kolenním kloubu a vnitřní rotace končetiny vyvolá dojem addukce.

flexorů kyčelního kloubu, bolest a v neposlední řadě artrodéza kyčle. Nedostatečná flexe kyčelního kloubu se projevuje zejména ve švihové fázi a omezuje pohyb končetiny dopředu. Příčinou je oslabení flexorů kyčelního kloubu, jako důsledek obrny, ale může být i iatrogenní po kompletním protěti m. iliopsoas. Mezi kompenzační mechanismy patří sklon pánve dozadu způsobený stahem břišních svalů a kyčelních extenzorů, cirkumdukce končetiny a naklonění trupu na opačnou stranu. V rovině frontální patří mezi úchytky nadměrná addukce končetiny, často spojená s valgozitou kolenního kloubu. Zvětšená addukce ve švihové fázi brání pohybu končetiny dopředu. Od nadměrné addukce je nutno odlišit tzv. pseudoaddukci, vznikající vnitřní rotací kyčle a flexí kolenního kloubu (obr. 8). Mezi příčiny fixované addukce patří slabost nebo obrna abduktorů kyčelního kloubu, kontraktura adduktorů nebo jejich spasticita a též kontralaterální kontraktura abduktorů kyčle. Naproti tomu nadměrná abdukce může být zapříčiněna kontrakturou tractus iliotibialis, která vyvolává abdukci v extenzi a mizí ve flexi kyčle, výrazným zkratem ipsilaterální končetiny a též kontralaterální addukční kontrakturou. I obliquita pánve vyvolaná strukturální skoliózou může vést k nadměrné abdukci, resp. addukci. V transversální rovině je nadměrná zevní rotace vyvolávána skrze aktivity m. gluteus maximus a ostatních zevních rotátorů kyčle. K zevní rotaci vedou často deformity nohy jako je pes equinus a pes equinovarus. Vnitřní rotace je ovlivňována zejména skrze m. semimembranosus a m. semitendinosus, oba svaly se svojí polohou uplatňují jako vnitřní rotátory kyčle. Vnitřní rotaci může vyvolávat též kontraktura m. tensor fasciae latae a tractus iliotibialis. Vnitřně rotační postavení dolní končetiny, zejména u pacientů s hemiparetickou formou dětské mozkové obrny, je často kompenzováno zevní rotací pánve s cílem dosažení paralelního postavení osy nohy se směrem chůze (foot progress angle). Vzniká i jako kompenzační mechanismus při obrně m. quadriceps femoris, stability kolena je dosaženo ve fázi opory opřením o laterální kompartment kolena vnitřně rotované končetiny spojeného s napnutím laterálního kolaterálního vazů. Nadměrná vnitřní rotace může být dána rovněž akcentovanou antetorzi krčku femuru.

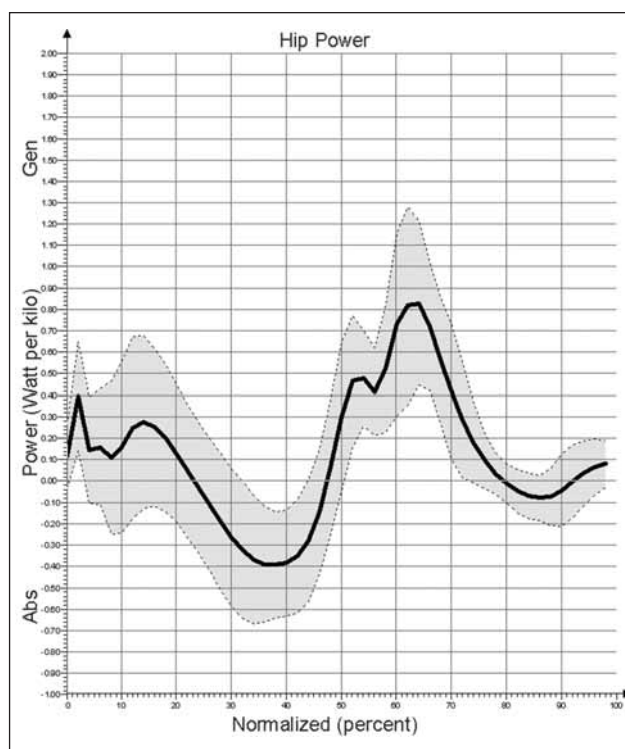
Možnosti optoelektronické analýzy chůze

Klasickou metodou hodnocení je pohybová analýza pohledem. Využívá se k tomu kromě přímého pozorování i videozáznamu, který je možno opakovaně přehrávat, resp. při přehrávání i zpomalit. Sofistikovanou metodou je již pohybová analýza v laboratoři chůze (motion analysis laboratory). Optoelektronický kinematický systém nejčastěji snímá pohyb prostřednictvím 4 nebo více kamer rozmístěných v prostoru, které snímají pohyb luminiscenčních terčůk připevněných na standardních místech těla vyšetřovaného probanda. Kamery jsou vybaveny infračervenými stroboskopy. Emitovaný infračervený paprsek dopadá na luminiscenční terč a odráží se zpět a je přijat čipem kamery. Detektory kamer jsou vybaveny uzávěrkou na každém pixelu, díky tomu je dosaženo vysokého rozlišení a přesnosti detekce bodů

v prostoru. Přesnost je dále zajištěna frekvencí snímání kamer pohybující se většinou v rozmezí 60–120 za vteřinu. Na získaná data je aplikován matematický model. Zobrazení dat vyšetřovaného jedince prostřednictvím matematického modelu se nazývá skeleton (obr. 9). Ve skeletonu jsou, v závislosti na použitém modelu jednotlivé segmenty dolní končetiny (pánev, stehno, bérce a noha) popřípadě celého těla (hlava, hrudník) znázorněny jako úsečky nebo trojrozměrné objekty. Pohyb v jednotlivých kloubech (hlezno, koleno, kyčel) je dán vzájemnou pozicí přiléhajících segmentů, eventuálně je zobrazena pozice segmentu vůči prostoru (pánev, hrudník, hlava). Úhly mezi osami segmentů jsou vypočítávány v reálném čase a ve všech třech základních rovinách. Součástí systému jsou standardně dvě nebo více silových ploten. Vybavení laboratoře chůze může být doplněno např. o telemetrickou elektro-

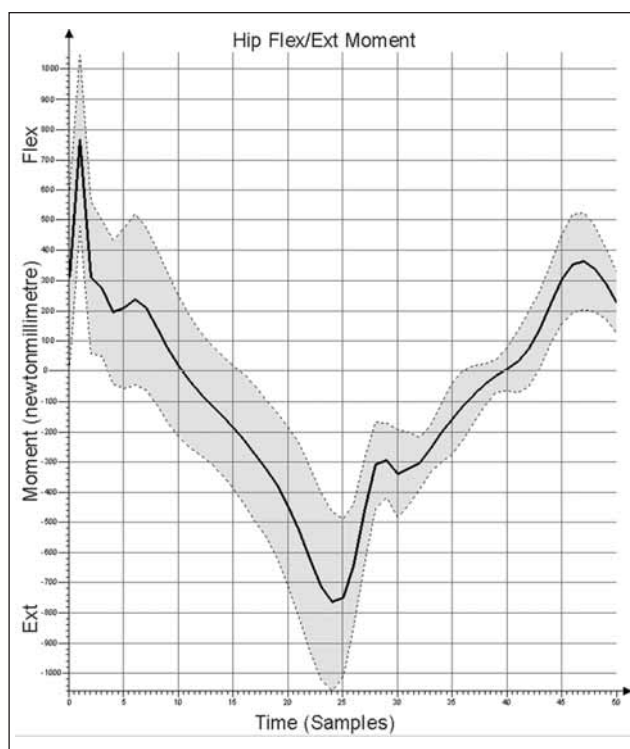


Obr. 9. Skeleton. Zobrazení jednotlivých segmentů po aplikaci matematického modelu (Vicon Full Body Model).

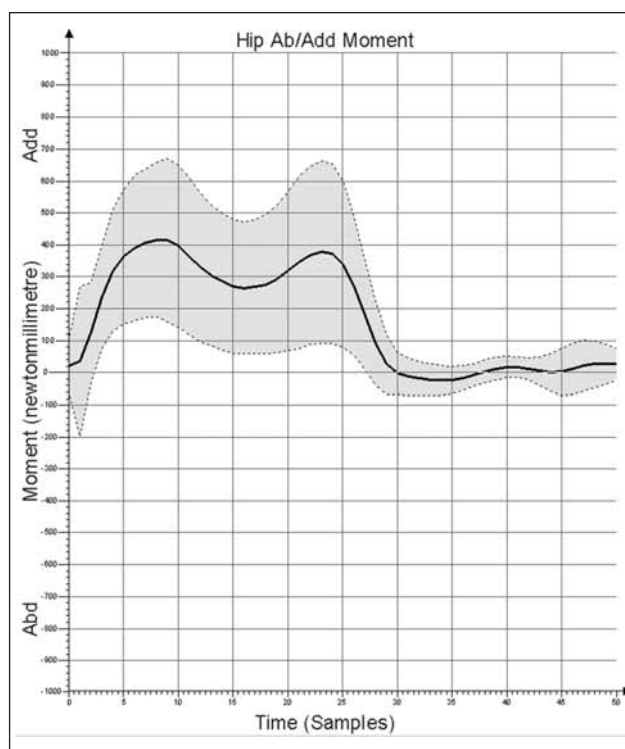


Obr. 10. Graf generované/absorbované síly v kyčelním kloubu (hip power) v průběhu celého krokového cyklu. Průměr (plná čára) \pm 1SD (šedý pás). Osa x – fáze krokového cyklu v procentech. Osa y – síla (W/kg). Data zdravých jedinců normativní databáze.

myografii (EMG). Data ze silových ploten jsou klíčová pro výpočet kinetických parametrů. Elektromyografie, registrující změny elektrické aktivity svalů, následně zobrazuje informace o zapojování kosterního svalstva v průběhu chůze. Výstupní data jsou jednak kinematická (definují zachycený pohyb) a kinetická (určují silové momenty a síly působící v jednotlivých kloubech). Kinematická data na rozdíl od dat zjištěných pouhým pozorováním (observační pohybová analýza) představují zcela přesné a přitom uchovatelné záznamy o pohybu jednotlivých segmentů končetin v libovolném úseku krokového cyklu. Kinetické parametry jsou vypočítány ze směru a velikosti vektoru reakční síly opory končetiny při kontaktu se silovou plotnou (ground reaction force) a z polohy jednotlivých kloubů a segmentů vůči tomuto vektoru. Přímé měření sil v kloubech je možné jen v kadaverózních studiích. Síla je vektorová fyzikální veličina, která vyjadřuje míru působení těles nebo polí. V našem případě se uplatňuje gravitační síla a síla působení svalů a vazů. Moment síly je definován jako součin síly a kolmé vzdálenosti osy od daného bodu, v našem případě součin kolmé vzdálenosti konkrétního kloubu od vektoru reakce opory a velikosti této reakční síly (jednotka Nm). Výkon (power) je mechanická práce vykonaná za jednotku času, v našem případě práce generovaná (při koncentrické kontrakci) ev. absorbovaná (při excentrické kontrakci) konkrétní svalovou skupinou působící na určitý kloub v libovolné fázi krokového cyklu (jednotka W), (obr. 10). V pohybové analýze jsou tyto veličiny přepočítány s ohledem na hmotnost jedince



Obr. 11. Graf momentu síly v kyčelním kloubu v sagitální rovině (hip sagittal moment) v průběhu celého krokového cyklu. Průměr (plná čára) \pm 1SD (šedý pás). Osa x – fáze krokového cyklu v procentech. Osa y – velikost momentu síly (Nmm). Data zdravých jedinců normativní databáze.



Obr. 12. Graf momentu síly v kyčelním kloubu ve frontální rovině (hip frontal moment) v průběhu celého krokového cyklu. Průměr (plná čára) \pm 1SD (šedý pás). Osa x – fáze krokového cyklu v procentech. Osa y – velikost momentu síly (Nmm). Data zdravých jedinců normativní databáze.

a normovány na jeden kilogram jeho hmotnosti. Kinetické parametry kyčelního kloubu v sagitální rovině: Ve fázi iniciálního kontaktu vzniká silný extenzorový moment síly. Těžiště těla je gravitací a dopřednou setrvačností směřováno dopředu a dolů, a tím je kyčelní kloub směřován do flexe, neboli vektor reakce opory směřuje ventrálně od kyčelního kloubu a pro udržení posturální stability je kompenzován aktivitou kyčelních extenzorů (extenzorový moment síly). Extenzorový moment přechází ve flexorový (crossing over) cca v 10 % krokového cyklu na konci fáze zátěžové odpovědi. Před odrazem stojné nohy od podložky dochází k aktivaci flexorů částečně zajišťujících dopředný pohyb. V druhé polovině švihové fáze narůstá aktivita extenzorů, uplatňující se jako brzda setrvačného pohybu švihové končetiny (obr. 11). Kinetika kyčelního kloubu ve frontální rovině je charakterizována silným abduktorovým momentem ve fázi opory končetiny o podložku. Ve fázi jednotné opory (single support) je fyziologicky patrný značný abduktorový moment. Tzn. kontrakce abduktorů vyrovnává vektor síly reakce opory směřující mediálně od kyčelního kloubu, a tím stabilizuje kontralaterální stranu pánve a zabraňuje jejímu nadměrnému poklesu. Abduktorový moment trvá prakticky po celou dobu opory (obr. 12).

Limitace pohybové analýzy: Hlavní limitací a možným zdrojem nepřesností jak kinematických, tak kinetických dat z oblasti kyčelního kloubu je samotné určení centra kloubu, které je na rozdíl od kolenního a talocrurálního kloubu určeno nepřímou pouze z pozice markerů umístě-

ných na předních horních (SIAS) a zadních horních (SIPS) pánevních spinách, na základě předchozích CT studií. Vzhledem k určité interindividuální variabilitě tvaru pánve a změně pozice acetabula zejména po redirekčních operacích na pánevním kruhu, zákonitě dochází k určitým aproximacím v určení centra kyčelního kloubu.

Dosavadní klasické studie chorob kyčelního kloubu se opírají zejména o vyhodnocení klinických parametrů a radiologických nálezů. Funkce kloubu je hodnocena dle rozsahu pohybu, bolesti eventuálně různými skórovacími systémy. Podstatně menší pozornost je obvykle věnována chůzi a jejím odchylkám. Je to ostatně dáno tím, že vyšetřování v ambulanci v omezeném prostoru neumožňuje, aby pacient ušel delší dráhu. Vyšetření v laboratoři chůze díky optické analýze chůze propojené se silovými plotnami, umožňuje velmi sofistikovaně odchylky chůze hodnotit a analyzovat. Veškerá získaná data lze uchovat a zpětně hodnotit. Každá laboratoř musí disponovat vlastní kontrolní skupinou zdravých jedinců ideálně vytvořených pro každou věkovou skupinu zvlášť.

Pohybová analýza u morbus Legg-Calvé-Perthes

Snad nejlépe s výjimkou prací z okruhu dětské mozkové obrny (3, 8 10, 20, 21, 22, 23, 25, 29, 31, 32, 34–37, 39) jsou propracovány studie s využitím pohybové analýzy u Leggovy-Calvého-Perthesovy choroby. Jednou z prvních studií je práce analyzující funkci abduktorů kyčle u dospělých pacientů po prodělané chorobě (26).

U pacientů se špatným klinickým výsledkem byl zjištěn menší abduktorový moment při měření izokinetickou dynamometrií a větší abduktorový moment při chůzi. V další studii bylo zjištěno, že po proběhlé chorobě pouze 30 % probandů vykazovalo normální parametry chůze (42, 43). V této studii byli probandí rozděleni dle funkce kyčelního kloubu ve frontální rovině na 3 skupiny:

1. norma – lehký pokles pánve na stranu švihové končetiny a lehká addukce oporné končetiny,
2. Trendelenburgovo kulhání – výrazný pokles pánve na stranu švihové končetiny a naklonění trupu nad stojnou končetinu ve fázi opory,
3. Duchennovo kulhání – pokles pánve nevýrazný, ale naklonění trupu nad stojnou končetinu ve fázi opory.

Další autoři propracovali tento koncept ještě dále (38). Dle integrálu abduktorového momentu kyčelního kloubu, při probíhajícím onemocnění, rozdělili postižené kyčelní klouby na tři skupiny:

1. unloading group – odlehčení kyčelního kloubu s Duchennovým kulháním,
2. normální zatížení kyčelního kloubu,
3. overloading group – přetěžování kyčelního kloubu s poklesem pánve na stranu švihové končetiny a addukcí stojné končetiny.

Starší děti preferovaly na postižené straně zátěž v adukčním postavení během fáze jednotné opory, měly více postižené kyčle dle rtg a vzorem chůze je přetěžovaly. Kromě toho je možno hodnotit tzv. časově-prostorové parametry (spatio-temporal parameters), jako rychlost chůze nebo délku kroku (38). V další studii nebylo prokázáno, že by abdukční ortéza přispívala ke snížení zátěže kyčelního kloubu (14).

Pohybová analýza u jiných chorob kyčelního kloubu

Snad nejvíce prací z tohoto okruhu je věnováno problematice funkčních výsledků chirurgické terapie spojené s náhradou kyčelního kloubu. Srovnání hodnocení TEP kyčle pomocí dotazníku WOMAC a pohybovou analýzou prokázalo v obou metodách zlepšení pooperačních nálezu oproti stavu před operací, nicméně mezi sebou obě metody nekorelovaly. Autoři to vysvětlují nedostatečností WOMAC analýzy (18). Nálezy z pohybové analýzy ukázaly, že i rok po náhradě kyčelního kloubu není dosaženo obvyklé kvality chůze (1). Studie pacientů po oboustranné náhradě kyčelního kloubu ukázala, že vzdor značnému zlepšení místního klinického nálezu jsou stále patrné značné deviace od normální chůze (45). Další studie prokázala, že abnormální chůze u pacientů s pokročilou koxartrózou je více dána slabostí svalů než bolestí (48). Práce věnovaná vlivu rozdílné délky končetin udává, že při rozdílu délky nad 20 mm je návrat normální pohybové funkce značně zpožděn (49). U pacientů po jednostranné TEP kyčelního kloubu dochází k asymetrické kinetice i kinematice kyčelního kloubu (40). Obdobná studie popisuje postupné zlepšování této asyme-

trie, nicméně normálních hodnot nebývá dosaženo (17). Několik prací bylo věnováno změnám kvality chůze u femoroacetabulárního impingementu (FAI), (15, 16, 47). Rozdíly oproti kontrolní skupině byly zaznamenány v kinematické analýze (menší flexe v kyčelním kloubu, menší abdukce), nikoliv však v kinetice. V oblasti vývojového vykloubení kyčelních kloubů byly pohybovou analýzou studovány případy po periacetabulární osteotomii dle Ganze s nálezem podstatného klinického zlepšení, ale stále s přetrvávajícím abnormálním vzorem chůze (24). Pohybová analýza u pacientů po náhradě TEP pro vysokou luxaci prokázala, že kvalitou výsledku se tyto neliší od výsledků TEP pro primární osteoartrózu (19). Jiní autoři na základě pohybové analýzy u pacientů ošetřených Pembertonovou osteotomií vyvozují, že na kyčelní kloub působí větší axiální síly než u kontrolní skupiny (13). Studie pohybové analýzy u případů coxa vara adolescentium (CVA) s ukončeným růstem prokázala korelaci mezi špatnými klinickými výsledky a parametry chůze (44). Funkční výsledky flekčně-rotací osteotomie u této choroby prokázaly značné zlepšení po operaci, vyjádřené jako gait deviation index (5). Funkční výsledky po fixaci *in situ* (pinning) vyjádřené mean gait profile score ukázaly značné rozdíly mezi léčenou a zdravou stranou (28).

Současný stav z hlediska validity výstupů

Vyšetření v laboratořích chůze při patologiích kyčelního kloubu nepřináší dosud zcela standardní výstupy. Někteří autoři se soustředili jen na kinematiku, jiní do hodnocení zahrnuli i kinetické parametry a konstrukci různých indexů, které mají objektivizovat deviaci od normální chůze. Snad nejdále je propracována metodika zpracování u dětí se spastickou formou dětské mozkové obrny. Vyšetření v laboratoři chůze představuje určitou formu měření, v tomto případě měření parametrů pohybu a sil vznikajících při chůzi. V klinické medicíně je obecně měření naprosto nepostradatelné. V tomto případě je výstupem obrovská spousta dat, záleží pak na volbě vybraných parametrů a statistických metod. Variabilita v interpretaci závěrů může být dána stavem pacienta (jeho momentální kondicí), technickým vybavením laboratoře chůze a kvalitou jeho obsluhy. Přes výše uvedené slabiny této metody je třeba vidět nepopíratelné přínosy:

1. součástí záznamu je videozobrazení dvěma i více kamerami, které je možno dlouhodobě uchovávat;
2. vlastní záznam z optické analýzy je též uchovatelný, většinou na externích paměťových médiích a je možno jej kdykoliv později reanalyzovat.

Samozřejmě klinický dopad tohoto vyšetření, snad s výjimkou dětské mozkové obrny, je stále limitován jak z hlediska indikace léčby, tak i hodnocení jejího výsledku. Tyto studie pomáhají zejména pochopit složitý funkční obraz rozdílných patologických stavů kyčelních kloubů a jejich vliv na jednotlivé etáže pohybového aparátu.

Literatura

- AGOSTINI, V., GANIO, D., FACCHIN, K., CANE, L., MOREIRA CARNEIRO, S., KNAFLITZ, M.: Gait parameters and muscle activation patterns at 3, 6 and 12 months after total hip arthroplasty. *J. Arthroplasty*, 29: 1265–1272, 2014.
- AIONA, M., DO, K. P., EMARA, K., DOROCIÁK, R., PIERCE, R.: Gait patterns in children with limb length discrepancy. *J. Pediatr. Orthop.*, 35: 280–284, 2015.
- BELL, K. J., OUNPUU, S., DELUCA, P. A.: Natural progression of gait in children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.* 22: 677–682, 2002.
- BRUDERER-HOFSTETTER, M., FENNER, V., PAYNE, E., ZDENEK, K., KLIMA, H., WEGENER, R.: Gait deviations and compensations in pediatric patients with increased femoral torsion. *J. Orthop. Res.*, 33: 155–162, 2015.
- CASKEY, P. M., MCMULKIN, M. L., GORDON, A. B., POSNER, M. A., BAIRD, G. O., TOMPKINS, B. J.: Gait outcomes of patients with severe slipped capital femoral epiphysis after treatment by flexion-rotation osteotomy. *J. Pediatr. Orthop.*, 34: 668–73, 2014.
- DUNGL, P. a kol.: Ortopedie. Praha, Grada 2005.
- DUNGL, P. a kol.: Ortopedie. Praha, Grada 2014.
- GAGE, J. R., NOVACHECK, T. F.: An update on the treatment of gait problems in cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop. B*, 10: 265–274, 2001.
- GALLI, M., CIMOLIN, V., RIGOLDI, C., CASTORI, M., CELLETI, C., ALBERTINI, G., CAMEROTA, F.: Gait strategy in patients with Ehlers-Danlos syndrome hypermobility type: a kinematic and kinetic evaluation using 3D gait analysis. *Res. Dev. Disabil.*, 32: 1663–1668, 2011.
- GOLDBERG, M. J.: Measuring outcomes in cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.*, 11: 682–685, 1991.
- GORDON, A. B., MCMULKIN, M. L., TOMPKINS, B., CASKEY, P., BAIRD, G. O.: Gait findings in the adolescent subject with a stiff hip. *J. Pediatr. Orthop.*, 33: 139–144, 2013.
- HARA, D., NAKASHIMA, Y., HAMAI, S., HIGAKI, H., IKEBE, S., SHIMOTO, T., HIRATA, M., KANAZAWA, M., KOHNO, Y., IWAMOTO, Y.: Kinematic analysis of healthy hips during weight-bearing activities by 3D-to-2D model-to-image registration technique. *Biomed. Res. Int.*, 2014: 457573, Epub. Nov. 23, 2014.
- CHANG, C. F., WANG, T. M., WANG, J. H., HUANG, S. C., LU, T. W.: Adolescents after Pemberton osteotomy for developmental dysplasia of the hip displayed greater joint loading than healthy controls in affected and unaffected limbs during gait. *J. Orthop. Res.*, 29: 1034–1041, 2011.
- KARIMI, M., SEDIGH, J., FATOYE, F.: Evaluation of gait performance of a participant with Perthes disease while walking with and without a Scottish-Rite orthosis. *Prosthet. Orthop. Int.*, 37: 233–239, 2013.
- KENNEDY, M. J., LAMONTAGNE, M., BEAULÉ, P. E.: Femoroacetabular impingement alters hip and pelvic biomechanics during gait. *Walking biomechanics of FAI*. *Gait Posture*, 30: 41–44, 2009.
- KOKMEYER, D., STRZELINSKI, M., LEHECKA, B. J.: Gait consideration in patients with femoroacetabular impingement. *Int. J. Sports Phys. Ther.*, 9: 827–838, 2014.
- KOPEC, K., KUSZ, D., SOBOTA, G., NOWAK, K., MIERZWIŃSKI, M., NOWAK, M.: Gait analysis in patients after unilateral hip arthroplasty. *Orthop. Traumatol. Rehabil.*, 17: 39–50, 2015.
- LINDEMANN, U., BECKER, C., UNNEWEHR, I., MUCHE, R., AMININ, K., DEJNABADI, H., NIKOLAUS, T., PUHL, W., HUSCH, K., DREINHOFER, K. E.: Gait analysis and WOMAC are complementary in assessing functional outcome in total hip replacement. *Clin. Rehabil.*, 20: 413–420, 2006.
- MARANGOZ, S., ATILLA, B., GÖK, H., YAVUZER, G., ERGIN, S., TOKGÖZÖĞLU, A. M., ALPASIAN, M.: Gait analysis in adults with severe hip dysplasia before and after total hip arthroplasty. *Hip Int.*, 20: 466–472, 2010.
- NIKLASCH, M., DÖDERLEIN, L., KLOTZ, M. C., BRAATZ, F., WOLF, S. I., DREHER, T.: Asymmetric pelvic and hip rotation in children with bilateral cerebral palsy: Uni- or bilateral femoral derotation osteotomy? *Gait Posture*, 41: 670–675, 2015.
- NOONAN, K. J., HALLIDAY, S., BROWNE, R., O BRIEN, S., KAYES, K., FEINBERG, J.: Interobserver variability of gait analysis in patients with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.*, 23: 279–287, 2003.
- NOVACHECK, T. F., STOUT, J. L., TERVO, R.: Reliability and validity of the Gillette Functional Assessment Questionnaire as an outcome measure in children with walking disabilities. *J. Pediatr. Orthop.*, 20: 75–81, 2000.
- NOVACHECK, T. F., TROST, J. P., SCHWARTZ, M. H.: Intramuscular psoas lengthening improves dynamic hip function in children with cerebral palsy. *J. Pediatr. Orthop.*, 22: 158–164, 2002.
- PEDERSEN, E. N., ALKJAER, T., SOBALLE, K., SIMONSEN, E. B.: Walking pattern in 9 women with hip dysplasia 18 months after periacetabular osteotomy. *Acta Orthop.*, 77: 203–208, 2006.
- PERRY, J.: Normal and pathologic gait. In: BUNCH, W. H.: *Atlas of Orthotics*, St Louis, C. V. Mosby 1985, 76–111.
- PLASSCHAERT, V. F., HOREMANS, M. L., DE BOER, L. M., HARLAAR, J., DIEPSTRATEN, A. F., ROEBROECK, M. E.: Hip abductor function in adults treated for Perthes disease. *J. Pediatr. Orthop. B*, 15: 183–189, 2006.
- RAO, S., DIETZ, F., YACK, H. J.: Kinematics and kinetics during gait in symptomatic and asymptomatic limbs of children with myelomeningocele. *J. Pediatr. Orthop.*, 32: 106–112, 2012.
- SANGEUX, M., PASSMORE, E., GOMEZ, G., BALAKUMAR, J., GRAHAM, H. K.: Slipped capital femoral epiphysis, fixation by single screw in situ: A kinematic and radiographic study. *Clin. Biomech. (Bristol)*, 9: 523–530, 2014.
- SIMON, A. L., ILHARREBORDE, B., MEGROT, F., MALLET, C., AZARPIRA, R., MAZDA, K., PRESEDO, A., PENNECOT, G. F.: A descriptive study of lower limb torsional kinematic profiles in children with spastic diplegia. *J. Pediatr. Orthop.*, 36: 576–582, 2015.
- SIMONSEN, E. B., TEGNER, H., ALKJAER, T., LARSEN, P. K., KRISTENSEN, J. H., JENSEN, B. R., REMVIG, L., JUUL-KRISTENSEN, B.: Gait analysis of adults with generalised joint hypermobility. *Clin. Biomech. (Bristol)*, 27: 573–577, 2012.
- SCHUTTE, L. M., NARAYANAN, U., STOUT, J. L.: An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture*, 11: 25–31, 2000.
- SCHWARTZ, M. H., ROZUMALSKI, A., TRUONG, W., NOVACHECK, T. F.: Predicting the outcome of intramuscular psoas lengthening in children with cerebral palsy using preoperative gait data and the random forest algorithm. *Gait Posture*, 37: 473–479, 2013.
- STIEF, F., BÖHM, H., EBERT, C., DÖDERLEIN, L., MEURER, A.: Effects of compensatory trunk movements on knee and hip joint loading during gait in children with different orthopedic pathologies. *Gait Posture*, 39: 859–864, 2014.
- SVEHLIK, M., SLABY, K., SOUMAR, L., SMETANA, P., KOBESOVÁ, A., TRC, T.: Evolution of walking ability after soft tissue surgery in cerebral palsy patients: what can we expect? *J. Pediatr. Orthop. B*, 17: 107–113, 2008.
- SVEHLIK, M., ZWICK, E. B., STEINWENDER, G., KRAUS, T., LINHART, W. E.: Dynamic versus fixed equinus deformity in children with cerebral palsy: how does the triceps surae muscle work? *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 91: 1897–1903, 2010.
- SVEHLIK, M., STEINWENDER, G., KRAUS, T., SARAPH, V., LEHMANN, T., LINHART, W. E., ZWICK, E. B.: The influence of age at single-event multilevel surgery on outcome in children with cerebral palsy who walk with flexed knee gait. *Dev. Med. Child. Neurol.*, 53: 730–735, 2011.
- SVEHLIK, M., KRAUS, T., STEINWENDER, G., ZWICK, E. B., SARAPH, V., LINHART, W. E.: The Baumann procedure to correct equinus gait in children with diplegic cerebral palsy: long-term results. *J. Bone Jt. Surg. B-94*: 1143–1147, 2012.
- SVEHLÍK, M., KRAUS, T., STEINWENDER, G., ZWICK, E. B., LINHART, W. E.: Pathological gait in children with Legg-Calvé-Perthes disease and proposal for gait modification to decrease the hip joint loading. *Int. Orthop. (SICOT)*, 36: 1235–1241, 2012.

39. TERVO, R., AZUMA, S., STOUT, J.: Correlation between physical functioning and gait measures in children with cerebral palsy. *Dev. Med. Child Neurol.*, 44: 185–190, 2002.
40. TSAI, T. Y., DIMITRIOU, D., LI, J. S., WOO NAM, K., KWON, Y. M.: Assymetric hip kinematics during gait in patients with unilateral total hip arthroplasty: In vivo 3-dimensional motion analysis. *J. Biomech.*, 48: 555–559, 2015.
41. VÉLE, F.: Kineziologie. Praha, Triton 2007.
42. WESTHOFF, B., PETERMANN, A., HIRSCH, M. A., WILLERS, R., KRAUSPE, R.: Computerised gait analysis in Legg-Calvé-Perthes disease-analysis of the frontal plane. *Gait Posture*, 24: 196–202, 2006.
43. WESTHOFF, B., ZILKENS, CH., REITH, A., JELINEK, E., MARTINY, F., WILLERS, R., KRAUSPE, R.: Correlation of functional outcome and x-ray findings after Perthes disease. *Int. Orthop.(SICOT)*, 35: 1833–1837, 2011.
44. WESTHOFF, B., RUHE, K., WEIMANN-STAHLSCHMIDT, K., ZILKENS, C., WILLERS, R., KRAUSPE, R.: The gait function of slipped capital femoral epiphysis in patients after growth arrest and its correlation with the clinical outcome. *Int. Orthop.*, 36: 1031–1038, 2012.
45. WINIARSKI, S., ALEKSANDROWICZ, K., JARZAB, S., POZOWSKI, A., RUTKOWSKA-KUCHARSKA, A.: Assessment of gait after bilateral hip replacement. Case study. *Orthop. Traumatol. Rehabil.*, 16: 197–208, 2014.
46. WRETENBERG, P., HUGO, A., BROSTRÖM, E.: Hip joint load in relation to leg length discrepancy. *Med. Devices (Auctl.)*, 1: 13–18, 2008.
47. YOO, W. J., CHOI, I. H., CHO, T. J., CHUNG, C. Y., PARK, M. S., LEE, D. Y.: Out-toeing and in-toeing in patients with Perthes disease: role of the femoral hump. *J. Pediatr. Orthop.*, 28: 717–722, 2008.
48. ZENI, J. Jr., POZZI, F., ABUJABER, S., MILLER, L.: Relationship between physical impairments and movement patterns during gait in patients with end-stage hip osteoarthritis. *J. Orthop. Res.*, 33:382–389, 2015.
49. ZHANG, Y., HE, W., CHENG, T., ZHANG, X.: Total hip arthroplasty: Leg length discrepancy affects functional outcomes and patients gait. *Cell. Biochem. Biophys.*, 72: 215–219, 2015.

Korespondující autor:

MUDr. Karel Urbášek

KDCHOT, FN Brno

Jihlavská 20

625 00 Brno

E-mail:karelurbasek@email.cz