

3 Dynamická funkce nohy při chůzi

Ivan Vařeka

Bipedální chůze (*Walking, W*) je základní způsob lidské lokomoce po dvou dolních končetinách. Chůze má tři hlavní části: **zahajovací fáze**, **cyklická fáze** a **fáze ukončení**. Během cyklické fáze vykonává dolní končetina opakované, cyklické pohyby, které lze popsat v rámci krokového cyklu. **Krokový cyklus** (*Gait Cycle, GC*) má dvě hlavní fáze – opornou a švihovou, které jsou určitými událostmi rozděleny na jednotlivá období. **Oporná fáze** (*Stance Phase, StP*) začíná **kontaktem paty** (*Heel Strike, HS, Initial Contact, IC*). První je **období postupného zatěžování** (*Loading Response, LR*) až do okamžiku **položení celé plochy** (*Foot Flat, FF*). Následuje **období střední opory** (*MidStance, MS*) končící okamžikem **odlepení paty** (*Heel Off, HO*). Pro pohyb vpřed je nejdůležitější **období aktivního odrazu** (*Active Propulsion, AP, Terminal Stance, TS*). Poslední je **období pasivního odlepení** (*Preswing, PS*) končící okamžikem **zvednutí špičky** (*Toe Off, TO*). **Fáze švihová** (*Swing Phase, SwP*) se dělí na **období zahájení švihu** (*Initial Swing, IS, Acceleration, A*), **období středního švihu** (*MidSwing, MSw*) a **období ukončení švihu** (*Terminal Swing, TSw, Deceleration, D*). Při srovnání krokových cyklů obou dolních končetin lze určit **fázi dvojí opory** (*Double Support, DS*) a **fázi jedné opory** (*Single Support, SS*). **Krok** (*Step, Sp*) je vzdálenost mezi místy dopadu pravé a levé paty, **dvojkrok** (*Stride, Sd*) je vzdálenost mezi místy dopadu paty jedné dolní končetiny na začátku a konci jejího krokového cyklu.

3.1 Kinematika krokového cyklu

Průběh pohybů v hlavních kloubech dolní končetiny je graficky znázorněn na obrázku 18.

Přestože jsou základní charakteristiky a principy lidské bipedální chůze společné, existuje poměrně velká interindividuální variabilita v jejich načasování a kvalitativním a kvantitativním vyjádření. Např. Pohl, Messenger a Buckley (2007) pomocí 3D kinematické analýzy zjistili, že korelace mezi okamžikem maximální pronace (resp. supinace) zánoží a vnitřní (resp. zevní) rotace bérce je poměrně velká při běhu ($r = 0,95$), ale výrazně nižší při chůzi ($r = 0,45$). Navíc během chůze dochází k maximální vnitřní rotaci bérce podstatně dříve než při běhu (u chůze v 17 % doby fáze opory, u běhu v 37 %) a při chůzi zůstává zánoží také déle pronované než při běhu. Z těchto nálezů vyplývá, že při chůzi je poměrně dlouhou dobu bérce rotován zevně zatímco zánoží ještě pokračuje v everzi. Autoři studie uvádějí, že příčinou může být např. vzájemný pohyb tibie a talu, který běžně není do analýzy zahrnován, nicméně již byl v roce 2004 prokázán Andrtem a jeho spolupracovníky pomocí intra-

kortikálních značek. Dalším faktorem mohou být rozdílné funkční typy nohy (viz 4.3), které nebyly v metodice této práce zohledněny. Je také poukazováno na možnou metodologickou chybu při srovnávání okamžiku maximální pronace zánoží s okamžikem maximální flexe kolene. Průběh křivky flexe/extenze kolene má poměrně jednoznačné vrcholy a deprese s poměrně strmými přechody. Naopak pronační/supinační křivka zánoží má v období střední opory často několik nevysokých vrcholů a mělkých depresí (bimodální průběh). Bylo proto navrženo používání hodnocení *maximální pronační fáze* (MPP), které tento metodologický problém částečně řeší. Nicméně i tak zůstává resupinace významně opožděná za extenzi kolene a to především u jedinců s výraznějším bimodálním průběhem křivky pronace/supinace. De Wit a De Clerq (2000) uvádějí, že při zvyšující se rychlosti běhu se tato diskrepance snižuje. Jiní autoři ovšem vliv rychlosti běhu na snižování zpoždění resupinace oproti extenzi kolene (či zevní rotaci bérce) nepotvrdili. Reálná variabilita je podložena strukturálně (biomechanika ovlivněná např. antevertním úhlem krčku, průběhem osy subtalárního kloubu výškou, hmotností, somatotypem, pohlavím atd.) i průběhem motorického vývoje (viz 8.4). Každý člověk je svou chůzí do jisté míry jedinečný natolik, že je analýza chůze v současnosti využívána k identifikaci osob (viz 5). Navíc existuje i zřetelná intraindividuální variabilita vlivem jak řady vnitřních faktorů (např. únava, psychický stav), tak i faktorů zevních (osvětlení, kvalita povrchu atd.). Rozdílné výsledky různých experimentálních prací mohou být také způsobeny rozdílnou metodikou či chybou měření. Neustále se vyvíjejí také názory na funkci nohy formulované pomocí paradigmat, která se navzájem někdy velmi liší (viz 4.3.8). To vše je třeba zohlednit při četbě následujícího textu. I přes snahu o didaktické členění textu není rozdělení na kinematiku a kinetiku zcela důsledné a některé informace se opakují tak, aby vynikly souvislosti.

3.1.1 Oporná fáze

3.1.1.1 Období postupného zatěžování

OPORNÁ FÁZE krokového cyklu začíná v okamžiku dopadu paty na podložku obdobím postupného zatěžování (obrázek 19). **Hlezenní kloub** je na počátku v dorziflexi či neutrální poloze a zahajuje pasivní *plantární flexi*, při které je na podložku pokládána ploska nohy. V supinovaném **subtalárním kloubu** dochází k *pronaci*, která je vyvolána iniciální kontaktem na laterálním výběžku hrbolu patní kosti, přičemž vektor reakční síly podložky směřuje zevně od osy subtalárního kloubu. V **transverzotarzálním kloubu** naopak probíhá relativní *supinace* předonoží okolo longitudinální osy vzhledem k výrazně pronujícímu zánoží. Vzhledem k podložce sice předonoží také pronuje, ale ne tolik jako zánoží. Tuto relativní supinaci předonoží vzhledem k zánoží umožňuje pohyb

kolem dlouhé osy transverzotarzálního kloubu. To potvrzují i některé výsledky 3D kinematické analýzy (Leardini, Benedetti, Berti, Bertinelli, Nativo & Giannini, 2007). V jiné studii (Pohl, Messenger & Buckley, 2007) ale nebyla zjištěna významná korelace pohybů zánoží a předonoží ve frontální rovině, naopak byla zjištěna vysoká pozitivní korelace mezi pronací zánoží a abdukci (resp. supinací a addukcí) při chůzi i běhu (viz výše). Pohyby kolem šikmé osy transverzotarzálního kloubu se během krokového cyklu liší od pohybů kolem longitudinální osy. Nejsou ale zmiňovány pro zjednodušení výkladu a také proto, že v poslední době je paradigma dvouosého transverzotarzálního kloubu opouštěno (viz 1.3.5). K supinaci kolem podélné osy transverzotarzálního kloubu přispívá také aktivita svalů brzdících pasivní plantární flexi – *m. tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* a *m. extensor hallucis longus*.

Pronace v subtalárním kloubu zároveň vyvolává tzv. *pantovým mechanismem* (viz 1.3.4.1) *addukci talu* a *vnitřní rotaci bérce*. To je v souladu s pohybem do *flexe* v **kolenním kloubu**, který byl před dopadem paty v téměř plné extenzi. Již zmíněné experimentální práce z poslední doby ale ukazují, že ani pohyby v koleni nejsou během chůze tak těsně svázány s rotací bérce a kalkaneu, jak se dříve v rámci Rootova paradigma předpokládalo. Jedním z možných vysvětlení snad může být to, že při flexi v koleni převažuje zpočátku rotace kolem osy procházející kondylu femuru a až později se přidává smykový pohyb kondylů vzad. Právě asymetrický pohyb kondylů femuru vzad je spojen s vnitřní rotací bérce, resp. zevní rotací femuru, protože zevní kondyl femuru se během flexe v koleni pohybuje více vzad než kondyl vnitřní (Kapandji, 1987). To by mohlo vysvětlit případné zpoždění vnitřní rotace tibie vzhledem k flexi v koleni. Nicméně v literatuře se vyskytují spíše zmínky o zpoždění resupinace oproti extenzi kolene či zevní rotaci bérce, které je výraznější při chůzi než při běhu (Pohl, Messenger & Buckley, 2007).

V **kyčelním kloubu** pokračuje pohyb do *extenze* zahájený již krátce před dopadem paty. **Pánevní rotace** na *stranu nové oporné dolní končetiny*, resp. frontální rovina pánve se postupně stáčí na stranu nové oporné končetiny, tedy do vnitřní rotace v kyčelním kloubu. Právě rotace v kyčelním kloubu v transverzální rovině je názorným příkladem velké interindividuální variability. Ta je daná anatomicky, např. různý úhel antevertze krčku, určitou roli zřejmě hraje i způsob individuálně naučeného motorického vzoru chůze a fakt, že cyklický pohyb není při opakování nikdy proveden zcela identicky. Vliv na rozdílné výsledky mají i rozdíly v metodice měření včetně chyb a různé umístění značek (Sache, Barker & Lamoreux, 2005). Problémem je také stanovení vztažného bodu (segmentu), vzhledem ke kterému je rotace popisována. Popis dále komplikuje existence určitého kolodiafyzárního úhlu a úhlu antevertze, resp. retrovertze, krčku kosti stehenní v transverzální rovině. Podle klasických Saundersových

schémat (Saunders, Inman & Eberhart, 1953) je osa krčku femuru promítnutá do transverzální roviny v okamžiku dopadu paty v anteverzi vzhledem k frontální rovině procházející pánví. Během fáze opory se pak vzhledem k této rovině pohybuje z anteverze do retroverze, což odpovídá pohybu femuru z flexe do extenze v kyčelním kloubu. Během švihů se osa krčku naopak pohybuje z retroverze do anteverze, což odpovídá pohybu z extenze do flexe. Je otázkou, nakolik lze v této souvislosti mluvit o zevní rotaci femuru ve fázi opory a vnitřní rotaci ve fázi švihu. Gianini, Catani, Benedetti a Leardini (1994) popisují maximální rotaci pánve kontralaterálně při dopadu paty. Zároveň udávají, že v kyčelním kloubu je před dopadem paty zevní rotace a toto postavení přetrvává v první části fáze opory. Poté nastává vnitřní rotace přetrvávající až do období odrazu. Během švihové fáze dochází k návratu k zevní rotaci v kyčelním kloubu. Vaughn, Davis a O'Connor (1992) publikovali grafy, které ukazují, že během fáze opory hodnota zevní rotace v kyčelním kloubu opakovaně kolísá mezi 4° až 6°. Během odrazu se ustálí na větší hodnotě zevní rotace než při dopadu paty a po odrazu prudce přejde do vnitřní rotace, která opět kolísá. Naopak Wernick a Volpe (1996) jednoznačně udávají vnitřní rotaci femuru. Spolu s femurem vnitřně rotuje i **bérec**, jehož vnitřní rotace je výraznější, podpořena automatickou vnitřní rotací při flexi kolene. Zároveň s bérce se pohybuje i talus unášený ve vidlici bérceových kostí, který je tak addukován v transverzální rovině. V posledních letech je poukazováno, že vnitřní rotace bérce a addukce talu v transverzální rovině nejsou pevně spojeny (viz výše). Jisté je, že talus v tomto období prodělává zároveň plantární flexi, takže se do kontaktu s vidlicí bérceových kostí dostává jeho užší část.

Již zmíněná pronace v subtalárním kloubu a relativní supinace v kloubu transverzotarzálním má za následek minimální stabilitu transverzotarzálního kloubu a jeho maximální volnost, což případně umožní přizpůsobení plošky povrchu (obrázek 11). Skutečný význam společné flexe kolene, plantární flexe nohy v hlezenním kloubu a pronace zánoží ale spočívá především v tlumení nárazu při došlapu, na čemž se podílí antagonisté těchto pohybů pracující v excentrické kontrakci (viz 3.2).

3.1.1.2 Období střední opory

Po dosažení kontaktu plnou ploškou následuje období střední opory (obrázek 20). **Kloub hlezenní** byl při dosažení plného kontaktu *plantárně flektován* a nyní v něm probíhá „pasivní“ *dorziflexe*. V **subtalárním kloubu** začíná *supinace*. Příčinou je částečný přesun zatížení na předonoží a částečné odlehčení paty. Podle Bojsen-Møllera (1979) tento přesun zatížení probíhá nejdříve na laterální páce „pata – hlavička V. metatarzu“ (tzv. *low gear*). Zároveň s tím již začíná probíhat i dorzální flexe I. metatarzofalangeálního kloubu a tím se uplatní *kladko-*

vý *mechanismus* plantární aponeurózy, jejíž mediální část je více napjata a způsobuje tak supinaci. Je otázkou, zda se na této supinaci podílí i zevní rotace bérce (*pantový mechanismus*) při extenzi kolene, pokud ovšem není naopak *kladkovým mechanismem* vyvolaná supinace kalkaneu jednou z příčin zevní rotace bérce. Otázkou také je, nakolik se v tomto období již uplatňuje supinační tah m. triceps surae. V **transverzotarzálním kloubu** dochází k relativní *pronaci*, protože předonoží přes svůj zatížený zevní okraj není schopno plně sledovat zánoží do supinace. To vede k uzamčení a zpevnění kalkaneokuboidního kloubu (Bojsen-Møller, 1979). Tyto mechanismy společně maximálně stabilizují transverzotarzální kloub, přední tarzus je navíc výrazně zpevněn aktivitou m. tibialis posterior a m. peroneus longus. Z nohy se tak stává pevná páka, kterou lze využít pro odraz tahem m. triceps surae. Zatížení předonoží se přesune více mediálně a tah m. triceps surae nyní podle Bojsen-Møllera (1979) působí na delší páce „pata – hlavička I. (či II.) metatarzu“ (tzv. *high gear*) (obrázek 14).

Kolenní kloub po dosažení maximální flexe (jde o maximální flexi v rámci oporné fáze, k podstatně výraznější flexi dochází během švihové fáze) zahajuje extenzi, která je provázena zevní rotací bérce s abdukci talu, což je ve shodě s výše uvedenou supinací v subtalárním kloubu. V **kyčelním kloubu** dále pokračuje pohyb do *extenze*.

3.1.1.3 Období aktivního odrazu

V období aktivního odrazu (obrázek 21) probíhá aktivní *plantární flexe* v **kloubu hlezenním**. Tato flexe je výsledkem aktivity lýtkových svalů, především m. triceps surae. M. gastrocnemius má výhodnější podmínky pro vyvinutí maximální síly díky probíhající extenzi v kolenním kloubu. V **subtalárním kloubu** pokračuje *supinace*, mimo jiné i vlivem tahu m. triceps surae. V **transverzotarzálním kloubu** pokračuje relativní *pronace* kolem longitudinální osy, zatížení nohy se přesouvá mediálně dopředu, laterální oblouk je akcentován. Tato akcentace oblouku je způsobena supinací patní kosti (viz výše), dále aktivitou m. peroneus longus a také již zmíněným *kladkovým mechanismem* plantární aponeurózy, která se při zvednutí paty *navíjí* okolo hlaviček metatarzů a přitahuje tak kalkaneus k předonoží. Její mediální část je přitom pod větším napětím. Všechny tyto faktory (supinace zánoží, relativní pronace předonoží, tah m. peron. long. a tah plantární aponeurózy) vedou ke zpevnění transverzotarzálního kloubu a vytvoření pevné páky nohy, přes kterou se může plně uplatnit tah lýtkových svalů. **Kolenní kloub** dosahuje maximální *extenzi* v rámci krokového cyklu (ovšem skutečně plnou extenzi během krokového cyklu nedosáhne, končí na přibližně 3° flexe), poté opět zahajuje *flexi*. **Kyčelní kloub** dosahuje nulového postavení a pokračuje dále do *extenze*.

3.1.1.4 Období pasivního odlepení

V období pasivního odlepení pokračuje *plantární flexe* v **hlezenním kloubu**, v **kloubu subtalárním** pokračuje *supinace*, v **transverzotarzálním kloubu** relativní *pronace* kolem longitudinální osy. Nadále probíhá již dříve zahájená *flexe* v **kolenním kloubu**. **Kyčelní kloub** dokončí maximální *extenzi* a je zahájena rychlá *flexe* (obrázek 18).

3.1.2 Švihová fáze

Švihová fáze začíná v okamžiku zvednutí špičky obdobím počátečního švihu, **zrychlení**. V **kyčelním kloubu** probíhá *flexe* (obr. 18). V **kloubu kolenním** zpočátku pokračuje pohyb do *flexe*, který v první polovině švihové fáze přechází v pohyb do *extenze*, takže v okamžiku kontaktu paty je koleno v téměř plné *extenzi* (nikoliv však maximální – viz výše). **Hlezenní kloub** zpočátku ještě krátce pokračuje v *plantární flexi*, která ale postupně přechází v pohyb do *dorziflexe*, takže v období středního švihu dosáhne zhruba *nulového postavení*. Poté následuje ještě krátká mírná *plantární flexe*, ale na konci švihové fáze je již opět téměř v *nulovém postavení* připraven na kontakt paty s podložkou. **Subtalární kloub** po ztrátě kontaktu nohy s podložkou funguje v otevřeném řetězci. Nejdříve patní kost *pronuje* (aktivitou m. extensor digitorum longus), těsně před kontaktem paty s podložkou ale dojde k *supinaci* (aktivitou m. tibialis anterior). **Transverzotarzální kloub** je zpočátku maximálně *pronován*, před dopadem paty dojde k jeho *supinaci*.

Počáteční *zevní rotace femuru* (spolu s **pánví** na této straně) se mění na *vnitřní rotaci* ve chvíli, kdy kontralaterální polovina pánve a spolu s ní femur nyní stojně (kontralaterální) dolní končetiny začnou rotovat zevně.

3.2 Kinetika krokového cyklu

Podle Newtonových zákonů lze pohyb vyvolat pouze působením síly. V případě bipedální chůze je do analýzy zahrnuta síla (resp. moment síly) svalů dolních končetin (případně i elasticita) jako síla vnitřní a reakční síla podložky (obrázek 22), setrvačnost a tíhová síla (případně i tření) jako síly vnější. Aktivitu svalů lze dokumentovat pomocí elektromyografie (EMG), nálezy různých autorů se ovšem liší. Příčinou může být různý rozsah souboru i metodika. Navíc žádný cyklický pohyb není při opakování nikdy proveden zcela shodně, což je zřejmé tím více čím dokonalejší jsou diskriminační možnosti pozorovatele. Jiným problémem je, že vztah mezi EMG aktivitou a kinematickými parametry pohybu není ani zdaleka lineární (Vařeka, 2004a).

Lokomoce člověka je typicky pedální lokomocí – hlavní práci potřebnou pro přesun v prostoru vykonávají svaly končetin. Tím se liší od apedální lokomoce, kterou je např. plazení, kdy hlavní práci vykonávají svaly tru-

pu. V případě hadů jde pouze o svaly trupu, v případě ještěrek se podílí i svaly končetin, ovšem v menší míře. Tzv. *reflexní plazení* v rámci terapie metodou Vojtovy reflexní lokomoce není pravým plazením, protože opět hlavní práci vykonávají svaly končetin. Bipedální chůze člověka je tedy umožněna prací svalů jeho dolních končetin. Vzhledem ke skutečnosti, že člověk kráčí po dvou dolních končetinách se vzpřímeným trupem, může svaly trupu a horních končetin využít pro lokomoci pouze omezeně. Segmenty trupu a horních končetin se pohybují pouze v otevřeném řetězci (viz 1.3.1) a k lokomoci přispívají pouze svojí setrvačností, bez kontaktu s okolím ale nemohou svojí prací udělit celému segmentovému systému těla kinetickou energii nutnou ke změně polohy v prostoru. Mohou pouze udělit akceleraci jednotlivým segmentům, ale podle zákona akce a reakce pak hybný moment udělený určitému segmentu v jednom směru je z hlediska celku zrušen hybným momentem ostatních segmentů ve směru opačném. Jiní savci, pohybující se kvadrupedálně, mohou mnohem lépe využít práci svalů předních končetin a trupu. Ty totiž pracují v uzavřeném řetězci a díky tomu, že mají *punctum fixum*, mohou od tohoto *pevného bodu* celý segmentový systém těla odtlačit nebo k němu přitáhnout.

Svaly dolních končetin pracují v oporné fázi v uzavřeném řetězci a vykonávají v tomto případě hlavní práci. Síla svalů jako vnitřní síla systému není v zásadě schopna sama vyvolat pohyb segmentového systému v prostoru, je pouze schopna změnit vzájemné postavení segmentů. Pohyb systému v prostoru, změnu jeho polohy, jsou schopny vyvolat pouze vnější síly. K nim patří i reakční síla podložky, která vzniká jako reakce na sílu svalů působících v uzavřeném řetězci segmentů *sevrěných* mezi podložku a těžiště. Vlastní síla svalů tedy vyvolává lokomoční pohyb prostřednictvím reakční síly okolí. Ve fázi švihové svaly pracují podobně jako svaly trupu a horních končetin v otevřeném řetězci a jejich příspěvek spočívá opět pouze v udělení zrychlení *volným* segmentům. Tím sice nepřispívají k udělení momentu hybnosti společnému těžišti těla, ale ovlivňují např. frekvenci kroků, podílejí se významně na rovnovážných reakcích atd. Svalové skupiny vykonávající skutečnou *lokomoční práci* v uzavřeném řetězci při oporné fázi krokového cyklu, jsou především plantární flexory v hlezenním kloubu. Plantární flexory z hlediska celé dolní končetiny nohy působí *extenzi* ve smyslu jejího *natažení* či *napřímení*, takže mají vlastně extenční funkci. To je také důvod, proč bývají pojmy extenze a flexe v oblasti hlezenního kloubu zaměňovány a je proto vhodnější používat pojmy plantární flexe a dorzální flexe (viz 1.2).

Svaly lýtky jsou aktivní během období odrazu v druhé polovině oporné fáze, extenzory kyčelního kloubu na začátku oporné fáze po dopadu paty na podložku. Obě tyto skupiny pracují v uzavřeném řetězci a udělují

zrychlení společnému těžišti těla. Flexory kyčelního kloubu, které se uplatňují na začátku švihové fáze při udělení zrychlení dolní končetině, pracují v otevřeném řetězci. Udělují zrychlení pouze švihové dolní končetině, z hlediska celého segmentového systému ke zvýšení kinetické energie nepřispívají. Gage (1991) ale uvádí, že společné těžiště segmentového systému těla získává kinetickou energii ze dvou hlavních zdrojů. Prvním je setrvačnost švihové končetiny (ta ovšem získává svoji energii ze zrychlení uděleného flexory hlezenního kloubu a kyčelního kloubu této končetiny v předchozím období odrazu). Druhým zdrojem má být údajně zrychlení, které udělují extenzory kyčelního kloubu nové oporné dolní končetiny. Na obrázku, na který Gage odkazuje, se ovšem budoucí švihová končetina nachází ještě v období odrazu, takže se uplatňuje tah jejího m. triceps surae. Podle Gage *zadní* dolní končetina tělo tlačí (období odrazu oporné fáze) a *přední* táhne (období ukončení švihu a začátek oporné fáze). Gage dále cituje Wintra, podle kterého asi 85 % *práce* (sic!) vykonávají lýtkové svaly, 15 % flexory kyčelního kloubu. Gage doplňuje, že u dětí pouze 36 % „*práce*“ vykonávají svaly lýtka, 32 % extenzory kyčelního kloubu, 22 % flexory kyčelního kloubu a 10 % extenzory kolenního kloubu. Údaje uváděné tímto autorem je ovšem nutno chápat pouze jako orientační, navíc s již výše uvedenými výhradami. Je také jisté, že se podíl jednotlivých svalových skupin na celkové kinetické energii bude měnit podle rychlosti lokomoce.

Funkce svalů zrychlujících nebo zpomalujících pohyb švihové dolní končetiny je velmi důležitá. Pokud by švih končetiny probíhal pouze volným kyvadlovým pohybem s neměnnou délkou kyvu a dobou jeho trvání, nebylo by možné měnit frekvenci kroků a s ní rychlost chůze (viz dále). Práce svalů uděluje (prostřednictvím reakční síly) těžišti těla určitou *kinetickou energii* a vzhledem k poměrně vysoké poloze trupu nad podložkou má společné těžiště těla i poměrně velkou *energií potenciální*. Ovšem i tuto potenciální energii získalo díky aktivitě extenzorů pracujících v uzavřeném řetězci (viz 1.3.1). Výška společného těžiště nad podložkou se během krokového cyklu mění – nejvyšší je v období střední opory, nejnižší ve fázi dvojí opory. V grafu mají křivky těchto dvou typů energie průběh opačných sinusoid. V okamžiku, kdy má potenciální energie maximální velikost, je energie kinetická na minimum a naopak. Tyto dva typy energie se neustále mění jedna v druhou, ovšem každá změna je provázená určitou ztrátou. Z hlediska energetické ekonomiky chůze je tedy žádoucí co nejvíce omezit přeměny energie. Důležitým faktorem je omezení změn výšky těžiště – to je možné díky rotaci pánve ve třech rovinách a koordinovanými pohyby v kloubech kyčelních a kolenních. Pokud je některý z těchto pohybů omezen či znemožněn, např. nemocí či úrazem, vede to jednak ke zvýšení energetické náročnosti chůze a také

k přetěžování ostatních kloubů, ve kterých je kompenzačně pohyb naopak zvýšen.

3.2.1 Hlezno a noha

Perry (1992) popisuje kinetiku krokového cyklu na úrovni nohy a hlezna v sagitální rovině pomocí modelu tří *kolébek* či *zhoupnutí* („rockers“). Tato tři zhoupnutí mají umožnit co nejplynulejší pohyb s minimální ztrátou kinetické energie. Při dopadu paty na podložku totiž dochází k prudkému přibrzdění (ne však zastavení) pohybu celého těla, jehož těžiště získalo vysokou kinetickou energii díky sestupu ze své nejvyšší polohy v období střední opory na druhostranné dolní končetině. Stejně jako při jízdě auta či vlaku musí být každé přibrzdění zákonitě kompenzováno novým rozjezdem. Obojí je přitom energeticky náročné a navíc dochází k *opotřeбенí součástek*, v případě lidského těla především nosných kloubů.

První zhoupnutí probíhá po dopadu paty na podložku přes *kolébkou* zadního okraje patní kosti. Přes něj v tomto období prochází vektor reakční síly podložky a setrvačná síla tlačí plošku nohy k podložce. Tento pohyb je brzděn excentrickou kontrakcí svalů, které sestupují k noze od přední strany bérce. V období střední opory prochází vektor reakční síly podložky před hlezenním kloubem, kolem kterého probíhá druhé zhoupnutí. Noha je zatížením fixována k podložce a bérec se vzhledem k ní pohybuje vpřed. Tento dorziflekční pohyb nohy je brzděn aktivitou plantárních flexorů hlezenního kloubu, zpočátku především m. soleus, později i m. gastrocnemius a dlouhého flexoru palce. S rostoucím momentem síly těchto svalů se zcela zastaví dorziflexe v hlezenním kloubu a nastává třetí zhoupnutí kolem *kolébkou* hlaviček metatarzů (Perry, 1992). Bérec se i nadále pohybuje vpřed, zvedá se pata a dříve excentrická kontrakce svalů lýtka přechází v kontrakci koncentrickou. Svaly vykonávají *pozitivní práci*, která musí nahradit ztrátu kinetické energie při zbrzdění během prvních dvou zhoupnutí. Také je nutné nahradit ztráty vzniklé při neelastické deformaci struktur pohybového systému. To je možné pouze díky tomu, že pákový systém oporné dolní končetiny pracuje v uzavřeném řetězci (viz 1.3.1), takže uděluje celému segmentovému systému těla dopředné zrychlení. Na začátku švihové fáze je v hlezenním kloubu asi 15° plantární flexe. Aktivitou svalů na přední ploše bérce noha přechází uprostřed švihové fáze do asi 5° dorzální flexe.

Zároveň probíhají pohyby i v dalších rovinách, především frontální. Pronace kalkaneu při dopadu paty je daná především zevním směřováním vektoru reakční síly podložky. Je otázkou, nakolik se na ní prostřednictvím *pantového mechanismu* podílí i vnitřní rotace bérce (a femuru) v tomto období.

Supinace zánoží v období střední opory je zřejmě prvotně způsobena *kladkovým mechanismem* plantární aponeurózy při počínající dorzální flexi v I. metatarzofalangeálním kloubu. Dále se uplatní i m. triceps surae svým supinačním tahem. Stejně jako v případě pronace zánoží je otázkou, zda prostřednictvím *pantového mechanismu* vyvolá zevní rotace bérce při extenzi kolene supinaci zánoží či naopak.

3.2.2 Kolenní kloub

Na začátku oporné fáze je koleno v téměř plné extenzi. Vektor reakční síly podložky prochází středem nebo lehce za osou kolenního kloubu a vyvolává tím flekční moment. Proti němu působí o něco menší moment extenzorů pracujících v excentrické kontrakci, takže v období střední opory je koleno ve zhruba 15° flexi. M. rectus femoris podle Gage (1991) by neměl být aktivován, aby nebrzdil extenzi v kyčelním kloubu, která v tomto období probíhá. Není ale důvod, proč by měl tento sval zůstat inaktivní. Při dostatečné aktivitě extenzorů kyčle je část jejich práce využita k brzdění flexe kolenního kloubu díky izometrické, resp. excentrické, nikoliv však koncentrické, kontrakci m. rectus femoris. Schémata EMG záznamů různých autorů se v tomto bodě liší – někteří zobrazují aktivitu m. rectus femoris i na začátku fáze opory, jiné až v období před a po odrazu a před dopadem.

Díky stabilizaci kolene aktivitou extenzorů mohou dvoukloubové flexory kolenního kloubu (m. semitendinosus, m. semimebranosus a dlouhá hlava m. biceps femoris) uplatnit svoji funkci jako extenzory kyčelního kloubu. Právě počáteční flexe kolene brzděná aktivitou jeho extenzorů se podílí na tlumícím mechanismu během první poloviny fáze opory spolu s plantární flexí hlezenního kloubu a supinací kalkaneu, které jsou také bržděny excentrickou kontrakcí. Při tlumení nárazu hraje významnou roli také vazivově-tuková vrstva pod patní kostí (viz 1.3.14)

V období střední opory prochází vektor reakční síly kolenním kloubem a následně před ním, takže působí extenční moment. Tato extenze je limitována zadním kloubním pouzdrem a zkříženými vazy a bržděna aktivitou flexorů, takže za fyziologických podmínek nedojde k plné extenzi. Aktivita hlavních flexorů kolene v druhé polovině fáze opory obvykle není na EMG schématech znázorňována, nicméně je v tomto období výrazně aktivní m. triceps surae, jehož část působí také jako pomocný flexor kolenního kloubu. Ke konci oporné fáze (v období odrazu) se osa kolenního kloubu dostává před vektor reakční síly podložky, takže vzniká flekční moment. To způsobí asi 45° flexi v kolenním kloubu v okamžiku odrazu nohy.

Wernick a Volpe (1996) připomínají, že podle Hickse jsou pohyby kolene u člověka kráčejičho „svým vlastním přirozeným tempem a s určitou

frekvencí kroků“ zcela pasivní. Pokud chce člověk zrychlit frekvenci, musí podobně jako u kyvadla hodin na začátku švihové fáze udělit dolní končetině (kyvadlu) větší zrychlení a na konci ji naopak více přibrzdit. Toto zrychlení udělí bérci m. rectus femoris, ischiokrurální svaly ho brzdí. Právě tyto svaly se ve své aktivitě střídají v období středního švihu. Rychlost chůze může být zvětšena pouze zvýšenou prací (výkonem) flexorů kyčelního kloubu a flexorů kloubu hlezenního. M. rectus femoris je při rychlé chůzi kontrahován spíše izometricky. Při tempu chůze pomalejším, než je pro konkrétního člověka běžné, musí být flexe na začátku švihové fáze podpořena prací m. gracilis, m. sartorius a krátké hlavy m. biceps femoris. Zároveň na konci švihové fáze musí být extenze podpořena aktivitou m. quadriceps femoris.

3.2.3 Kyčelní kloub

Na začátku oporné fáze je v kyčelním kloubu asi 35° flexe a vektor reakční síly podložky směřující za osu kloubu vyvolává extenční moment. Směr vektoru reakční síly podložky za osu kyčelního kloubu v okamžiku kontaktu paty vyplývá ze schémat uváděných Vaughanem (Vaughan, Davis & O'Connor, 1992). Naopak podle Gage (1991) směřuje vektor reakční síly před osu kyčelního kloubu. To by ovšem paradoxně znamenalo flekční moment. Směřování vektoru reakční síly podložky více vzad odpovídá brzdění během první poloviny oporné fáze. Nicméně někteří autoři udávají velmi krátké směřování vektoru vpřed těsně po dopadu paty, kdy budoucí oporná dolní končetina ještě nenese plné zatížení.

Extenčně působí také setrvačná síla v těžišti těla, které se nachází v malé pánvi přibližně v úrovni druhého sakrálního obratle, a dále koncentrická kontrakce extenzorů kyčelního kloubu. Krátké i dlouhé extenzory kyčelního kloubu jsou aktivní již na konci švihové fáze, takže při prvním kontaktu paty může nízký vektor reakční síly na okamžik směřovat vertikálně či dokonce šikmo vpřed. S rostoucím přenosem zatížení na novou opornou dolní končetinu ale rychle rostoucí vektor mění směr šikmo vzad, což odpovídá brzdnému období. Tato drobná počáteční *protisměrná* výchylka je jedinou nepravidelností v jinak typickém dvoufázovém průběhu předozadní složky reakční síly podložky (obr. 22). Dvoukloubové ischiokrurální svaly mohou působit jako extenzory díky stabilizaci kolenního kloubu aktivitou vastů (a zřejmě i přímého svalu). Tento pohyb do extenze v kyčelním kloubu pokračuje po téměř celou opornou fázi krokového cyklu.

Ke konci oporné fáze koncentrická kontrakce m. triceps surae a reakční síla podložky tlačí koleno vpřed a do flexe, což způsobí i flexi v kyčelním kloubu. Při rychlé chůzi m. rectus femoris zastaví flexi kolene a tzv. *přenosem tahu* na flexi v kloubu kyčelním. Logicky se nabízejí

pro zastavení flexe kolene i mm. vasti, které ale nemohou *přenést tah* flexe kolene na flexi kyčle. Jejich aktivita ostatně ani není ve schématech EMG aktivity v tomto období znázorňována. Gage (1991) v této souvislosti používá pojem *přenos energie*, z biomechanického i obecně fyzikálního hlediska je ale přijatelnější termín *přenos tahu*. M. iliopsoas se k této flexi připojí až později, krátce před koncem fáze opory a na začátku švihové fáze. Flexe v kyčelním kloubu pokračuje až do druhé poloviny švihové fáze, kdy je zbrzděna aktivitou extenzorů kyčle, a velmi pomalu klesá až do začátku fáze opory, kdy je opět zahájena rychlejší extenze.

V tabulce 10 je uvedena aktivita svalů nohy při chůzi tak, jak ji ve své publikaci uvádějí Travell a Simons (1995) na základě výsledků EMG studií různých autorů.

Podle Véleho (n.d.) pracují svaly nohy ve smyčkách a tak v oblasti nohy vytvářejí *třmenový mechanismus*, který je stručně popsán v tabulce 11.

Tabulka 10 Aktivita svalů nohy při (Travell & Simons, 1995)

<i>m. tibialis anterior</i>	Opora o patu – primární vrchol EMG aktivity Odvíjení prstů – sekundární vrchol Švihová fáze – velké vrcholy
<i>m. peron. long.</i>	Opora o celou plosku – stabilizace bérce (v souhře s <i>m. tib. post</i>)
<i>m. peroneus brevis</i>	Opora o celou plosku – kontrola pohybu ze supinace do neutrální (nulové) pozice, více aktivní u jedinců s plochonožím. <i>Matuska</i> , studoval kontrolu lateromediální rovnováhy během chůze u 11 dospělých s normální nožní klenbou. Podle něj <i>mm. peronei</i> omezují nadměrnou supinací chodidla tím, že omezují mediální inklinaci bérce při chodidle fixovaném zatížením během oporné fáze krokového cyklu.
<i>m. tibialis posterior</i>	<i>Sutherland</i> tvrdí, že plantární flexory včetně <i>m. tibialis posterior</i> brzdí pohyb tibie nad chodidlem fixovaným zatížením během oporné fáze a nepřímo přispívají ke stabilizaci kolenního kloubu. Během opory o celou plosku brání everzi chodidla v neutrální pozici, v časně fázi brzdí valgózního tah v hlezenním kloubu, přenáší zatížení na hlavičky metatarzů, napomáhá změně vektoru zatížení na laterální stranu chodidla (jsou zde silné plantární vazy), je více aktivní u jedinců s plochonožím. Při odvíjení paty není aktivní, nejde o primární plantární flexor. Jsou vedeny spory o tom, zda je hlavní funkcí <i>m. tib. post.</i> plantární flexe nebo supinace: <i>Duchenne</i> ve svých elektrostimulačních studiích zjistil, že tento sval velmi výrazně addukoval chodidlo, ale když chodidlo provedlo plantární či dorzální flexi, vracelo se do neutrální pozice velmi pomalu a slabě. <i>Sutherland</i> však tvrdí, že <i>m. tib. post.</i> je potenciálně třetím nejsilnějším plantárním flexorem, nicméně poskytuje pouze 6 % z celkového momentu.
<i>m. flexor hall. long.</i>	Opora o celou plosku – stabilizace chodidla a hlezenního kloubu.
<i>m. flexor digit. long. povrchní a hluboké krátké svaly nohy</i>	Odvíjení paty – <i>m. flexor hall. long.</i> více aktivní u plochonožů. Odvíjení prstů – pomáhají udržovat rovnováhu. Zajišťují flexibilitu potřebnou k absorpci otřesů a udržení rovnováhy a současně ke stabilitě ve fázi odrazu. Opora o patu – výraznější aktivita u plochonožů, zůstává až do odrazu. Odvíjení paty – stabilizace nohy v subtalárním a transverzálním tarzálním kloubu. Odvíjení prstů – <i>mm. interossei</i> umožňují přizpůsobení se změnám v terénu.

Tabulka 11 Svalové smyčky dle Véleho

fibula – <i>m. peroneus longus</i> – I. metatarz, os cuneiforme – <i>m. tibialis anterior</i> – tibie (zevní kondyl)
fibula – <i>m. peroneus brevis</i> – kalkaneus, kuboideum, naviculare (funkční celek svázaný lig. bipartitum seu bifurcatum) – <i>m. tibialis posterior</i> – fibula, tibie