



Fakulta
tělesné kultury

ŠKOLA DIAGNOSTIKY

Biomechanika chůze

Miroslav Janura
Lucia Bizovská
Denisa Nohelová
Zdeněk Svoboda
Tomáš Klein

Olomouc 2023

Tento studijní materiál vznikl za podpory projektu s názvem Digitalizácia a inovácia vzdelávania v diagnostike pohybového systému (č. p. 304011AYX7).



INTERREG V-A
SLOVENSKÁ REPUBLIKA
ČESKÁ REPUBLIKA



EURÓPSKA ÚNIA
EURÓPSKY FOND
REGIONÁLNEHO ROZVOJA
SPOLOČNE BEZ HRANÍC

Definice chůze

Typickým a jedinečným znakem zástupců živočišné říše, tedy i člověka, je lokomoce. Základním typem lokomoce člověka, který má zásadní význam pro kvalitu jeho života, je chůze. Její provedení je podmíněno prostředím, ve kterém pohyb probíhá. Vzhledem k opakovanému zrychlování a brždění pohybu, které je doprovázeno kolísáním rychlosti, není bipedální lokomoce z energetického hlediska výhodná. Vedle uvolnění horních končetin pro manipulaci má však i další výhody, které lze využít např. při změnách směru pohybu; při změnách terénu, na kterém je pohyb realizován apod.

Chůze se vyznačuje množstvím společných rysů, které jsou podobné při provedení pohybu různými skupinami osob. Současně je však charakteristická pro každého jedince, s individuálními znaky, které jsou podmíněny zdravotním stavem, psychickými faktory, vnějšími podmínkami (povrch, obuv, ...) a v neposlední řadě také antropometrickými parametry lidského těla.

Přestože je chůze základním pohybem, se kterým se setkáváme každý den, neexistuje její obecně platná definice. Prostým opisem ji můžeme charakterizovat jako **jeden ze způsobů lokomoce, při kterém je vzpřímené pohybuující se tělo podpíráno střídavě jednou a druhou dolní končetinou**. Při přechodu těla přes opěrnou (stojnou) končetinu se druhá končetina nachází ve švihové fázi a „připravuje se“ pro následující oporu. Jiná možnost je definovat chůzi jako kontrolovaný pád, při kterém se lidské tělo pohybuje směrem vpřed a přechází z pozice zajištěné ipsilaterální stojnou dolní končetinou na budoucí stojnou kontralaterální dolní končetinu. Na rozdíl od běhu je tedy při chůzi vždy minimálně jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. I když existují různé, někdy výrazně odlišné, varianty provedení chůze, musí být v každé z těchto variant splněny **základní požadavky**, které se vztahují k řídicímu a pohybovému systému člověka:

- **rovnováha** jako schopnost zaujmout vertikální posturu a udržovat bilanci,
- **pohyb** jako „schopnost“ zahájit a udržovat rytmický krokový mechanismus.

Pro splnění výše uvedených požadavků musí být splněno množství vnitřních předpokladů, jako je dostatečný svalový tonus a z toho vyplývající svalová síla; přítomnost intaktní kostní tkáně; funkční klouby, umožňující požadovaný rozsah pohybu; možnost zpětné informace (zrak, vestibulární aparát, senzomotorický systém, ...) apod.

Nesplnění těchto podmínek se projeví ve způsobu provedení chůze. Fyziologický vzor přechází ve vzor patologický, chůze je energeticky náročnější a stává se pro mnohé jedince obtížně proveditelnou. Vzhledem k tomu, že provedení chůze není záležitostí jednoho systému, ale integrovanou funkcí několika podsystémů v rámci hybného systému člověka, dochází k těmto změnám již při zhoršení funkce některého z podsystémů.

Základní terminologie

Chůze, jako **pohybová činnost cyklického charakteru**, se skládá z dílčích částí, které se opakují. Základní jednotkou chůze je **chůzový cyklus** (obr. 1), který je vymezen libovolnými dvěma opakujícími se ději. Chůzový cyklus neboli dvojkrok, je zahájen kontaktem dané části (zpravidla paty) jednoho chodidla s podložkou a končí dalším kontaktem té samé části stejného chodidla.

Dvě hlavní fáze, na které je rozdělen chůzový cyklus, jsou **fáze stojná a švihová**:

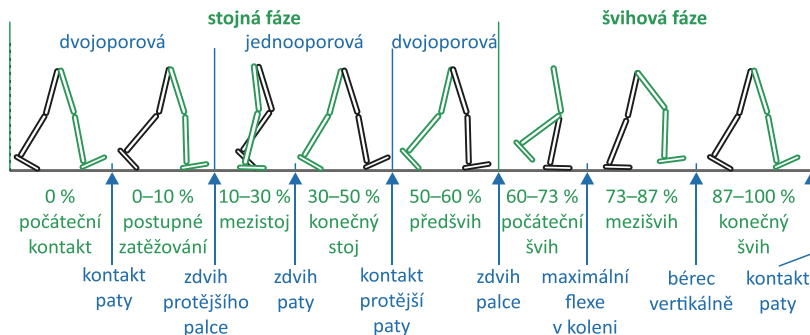
- stojná fáze – část chůzového cyklu, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou,
- švihová fáze – část chůzového cyklu, kdy se chodidlo nachází v bezoporné fázi.

Poměr stojné a švihové fáze během chůzového cyklu je při průměrné rychlosti chůze přibližně 60:40. Se zvyšující se rychlostí dochází k prodloužení švihové a ke zkrácení stojné fáze. Dvakrát v průběhu chůzového cyklu nastává **fáze dvojí opory**, každá z nich trvá kolem 10 % celkové doby chůzového cyklu.

Pro možnost detailní analýzy chůze je nutné provést rozdělení chůzového cyklu na menší části. K tomu jsou využívány dobře pozorovatelné a přesně určené děje, které se zpravidla vztahují k poloze chodidla případně bérce vzhledem k podložce. Při tomto rozdělení pracujeme s následujícími fázemi chůzového cyklu a s jejich přibližnou délkou trvání vyjádřenou v procentech vzhledem k celkové době trvání chůzového cyklu¹:

- **Stojná fáze**
 - 0 % – počáteční kontakt,
 - 0–10 % postupné zatěžování,
 - 10–30 % mezistoj,
 - 30–50 % konečný stoj,
 - 50–60 % předšvih.
- **Švihová fáze**
 - 60–73 % počáteční švih,
 - 73–87 % mezišvih,
 - 87–100 % konečný švih.

¹ Konkrétní procentuální hodnoty se mohou u různých autorů lišit.



Obr. 1 Chůzový cyklus

Fáze chůzového cyklu

Počáteční kontakt

Počáteční kontakt je krátkodobý děj, který zahajuje stojnou fázi. U normální (fyziologické) chůze dochází k výraznému působení reakční síly mezi patou a podložkou. Proto je tato fáze také někdy označována jako „úder paty“. Pata se stává středem otáčení, kolem kterého probíhá pohyb. Hlavními úkoly této fáze jsou **absorpce nárazu**, **udržení stability po „převzetí hmotnosti těla“** a **současné zachování dopředné hybnosti**.

Hlezenní kloub je v této fázi v dorzální flexi nebo v neutrální poloze. Na základě pronace zánoží v subtalárním kloubu dochází k supinaci předonoží v transverzotarzálním kloubu. To umožňuje přizpůsobivost změnám povrchu, současně se zvyšují nároky na stabilitu.

Kolenní kloub se dostává těsně před počátečním kontaktem do maximální extenze. Následuje mírná flexe, která slouží jako příprava pro tlumení zátěže. Hyperextenzi v kolenním kloubu brání aktivita ischiokrurálních svalů, které také regulují flekční moment trupu a kyčelního kloubu.

Flexe v kyčelním kloubu se během počátečního kontaktu pohybuje v rozmezí 25° až 35°. Působením reakční síly podložky vzniká flekční moment, který je kompenzován koncentrickou kontrakcí extenzorů kyčle (m. gluteus maximus, hamstringy).

Postupné zatěžování

Postupné zatěžování je úsek mezi počátečním kontaktem nohy a odrazem protějšího palce, během kterého se zatížení plně přenáší na stojnou dolní končetinu. Cílem této fáze je **adaptace na vzrůstající zatížení, stabilizace pánve a zpomalení pohybu těla**. Při fyziologické chůzi je působení kinetické energie těla absorbováno prostřednictvím 10–15° flexe v kolenním kloubu.

Chopartův kloub, ve kterém dochází k relativní supinaci kolem longitudinální osy, je dostatečně „nestabilní“ pro možnost optimálního přizpůsobení plosky nohy terénu. V hlezenním kloubu probíhá pohyb bérce kolem fixované patní kosti – tzv. „první zhoupnutí“.

Flexe v kolenním kloubu je brzděna excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris, zmenšuje se také velikost flexe v kyčelním kloubu. Koncentrické působení m. gluteus maximus zrychluje pohyb trupu vpřed přes kyčelní kloub.

Po počátečním kontaktu nohy s opěrnou plochou dochází k maximální stejnostranné rotaci pánve (o 5° dopředu na stranu postupně zatěžované končetiny, působení m. adductor magnus) a maximální rotaci horní části trupu opačné strany, od které se odvíjejí souhyby horních končetin. Excentrická kontrakce m. gluteus medius stabilizuje pánev ve frontální rovině, a tím minimalizuje kontralaterální pokles pánve.

Mezistoj

Mezistoj je fáze chůzového cyklu, která začíná odrazem palce protější končetiny a končí zdvihem stejnostranné paty. Jejím cílem je

stabilizace kolene a udržení těžiště nad opěrnou bází. Přenos zatížení umožňuje uzamknutí Chopartova kloubu, střed otáčení se přesouvá z paty na střed hlezenního kloubu.

V subtalárním kloubu dochází k supinaci, maximum zatížení se přesouvá na laterální stranu. Pro brzdící sílu, která zpomaluje dorziflexi a současně stabilizuje tibií během „druhého zhoupnutí“, je důležitá zejména kontrakce m. soleus a m. gastrocnemius. Při fyziologické chůzi zůstává v průběhu této fáze celá ploska nohy v kontaktu s podložkou.

Flektované koleno je stabilizováno koncentrickou kontrakcí m. vastus medialis a m. vastus lateralis do okamžiku, než se vektor reakční síly podložky posune před kolenní kloub. V kyčelním kloubu dochází k posunu končetiny z 20° flexe do neutrální pozice. Aktivita extenzorů kyčle se zmenšuje a další extenční pohyb v kyčelním kloubu je způsoben vlivem setrvačné síly. Ve frontální rovině dochází k poklesu pánve na straně švihové dolní končetiny asi o 5°.

Konečný stoj

Konečný stoj začíná zdvihem paty stojné dolní končetiny a končí v okamžiku dotyku kontralaterální paty s podložkou. Při pohybu trupu směrem dopředu vzniká silový moment, který způsobuje dorzální flexi v kotníku. Posunem vektoru reakční síly podložky k hlavičkám metatarzů se zvyšují nároky na aktivitu plantárních flexorů ještě před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny. Osa otáčení se posouvá do přední části nohy. Trup se začíná snižovat z nejvyššího bodu, ve kterém se nacházel ve fázi mezistoje.

Excentrická kontrakce plantárních flexorů brzdí pohyb tibie vpřed a udržuje kotník v 10° dorzální flexi. Dochází k inverzi v kloubu subtalárním, která slouží pro zajištění stability nohy uzamčením Chopartova kloubu. M. flexor hallucis longus stabilizuje I. metatarzofalangeální kloub a současně zlepšuje oporu palce, plantární

fascie se napíná a přitahuje patní kost k předonoží. Elevace paty je zajištěna koncentrickou kontrakcí plantárních flexorů hlezenního kloubu, dochází k posunutí vektoru reakční síly před kolenní kloub.

Flexe v kolenním kloubu se zvyšuje, dolní končetina rotuje zevně, velikost supinace zánoží narůstá. Více než 80 % síly, která slouží pro akceleraci pohybu, je vytvořeno aktivitou m. triceps surae. Hyperextenze kolenního kloubu je omezena aktivitou m. gastrocnemius, excentrická kontrakce m. iliopsoas brzdí extenzi v kyčelním kloubu. Během konečného stoje je stále nutné stabilizovat pánev pomocí abduktorů kyčelního kloubu.

Předšvih

Předšvihová fáze je konečnou částí stojné fáze. Začíná kontaktem plošky kontralaterální končetiny s podložkou a končí v okamžiku, kdy palec opustí podložku. Reakční síla podložky se přesouvá za kolenní kloub a společně s kontrakcí m. triceps surae zajišťuje flexi v kolenním kloubu.

Plantární flexe v hlezenním kloubu dosahuje maxima, aktivita plantárních flexorů rychle klesá po odlehčení odrazové končetiny. Při přenesení hmotnosti na kontralaterální končetinu dochází k abdukci v kyčelním kloubu na ipsilaterální straně. Vektor reakční síly prochází před kyčelním kloubem a vytváří flekční moment. Rychlost pohybu flexe v kolenním kloubu je kontrolována excentrickou kontrakcí m. rectus femoris, jeho koncentrická aktivita přispívá k zvětšení flexe v kloubu kyčelním.

Počáteční švih

Počáteční švih začíná v okamžiku, kdy noha opustí podložku, a trvá do dosažení maximální flexe v kolenním kloubu. Po ukončení kontaktu nohy s podložkou je dosaženo maximální plantární flexe. Posun chodidla do neutrální pozice provádí koncentrická kontrakce m. tibialis anterior a m. flexor hallucis longus.

Pro flexi v kolenním kloubu je důležitá setrvačná síla a aktivace m. biceps femoris, podílí se na ní také aktivita flexorů kyčle. Při fyziologické chůzi je flexe a extenze kolene během švihů pasivní, končetina pracuje jako jednoduché kyvadlo. Zrychlení na začátku švihové fáze udělejí dolní končetině flexory kyčelního kloubu (m. rectus femoris).

Mezišvih

Mezišvih začíná v okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu a končí v okamžiku, kdy se tibia dostává do vertikálního postavení. V průběhu této fáze **dochází k přechodu mezi zrychlením a zpomalením pohybu**. Dolní končetina se posouvá dopředu, chodidlo není v kontaktu s podložkou. Pro další pokračování pohybu je nezbytná extenze v koleni a dorzální flexe v hlezenním kloubu.

Pro udržení hlezenního kloubu v neutrálním postavení je nezbytná aktivita m. tibialis anterior. Průměrná elevace nohy nad opěrnou podložkou se pohybuje kolem 1,5 cm. Přední část nohy zůstává v této fázi v lehké supinaci.

V kolenním kloubu začíná pasivní extenze. Pro zahájení flexe na konci této fáze je důležitá aktivita hamstringů. V kyčelním kloubu dochází k mírné addukci a vnitřní rotaci, flexe je zajištěna kontrakcí m. iliopsoas.

Konečný švih

Konečný švih tvoří závěrečnou fázi švihů, během které se dolní končetina připravuje na kontakt nohy s podložkou.

Hlezenní kloub se vlivem kontrakce m. tibialis anterior nachází v neutrálním postavení, aktivita tohoto svalu také udržuje zánoží ve správném postavení nutném pro kontakt nohy s podložkou. Posun dolní končetiny dopředu a její příprava pro následnou stojnou fázi jsou dokončeny extenzí v kolenním kloubu (m. quadriceps femoris). Hyperextenzi kolenního kloubu je zabráněno excentrickou kontrakcí

hamstringů. Důležité je také zpomalení pohybu stehna prostřednictvím excentrické kontrakce m. glutaeus maximus. Těsně před koncem švihové fáze je koleno, které se nachází v maximální extenzi, stále stabilizováno aktivitou hamstringů.

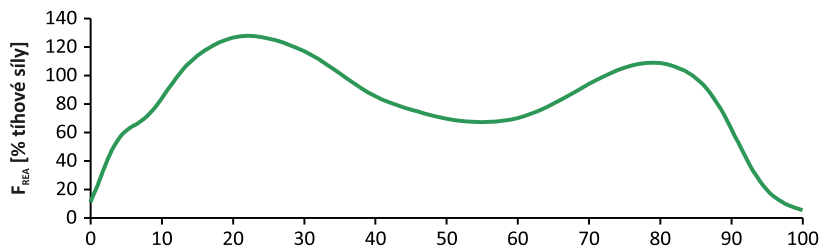
Dynamika chůze

Dynamika chůze je popisována na základě průběhu složek **reakční síly podložky** (F_{REA} , obr. 2) a pohybu jejího působiště (**COP** z anglického *centre of pressure*).

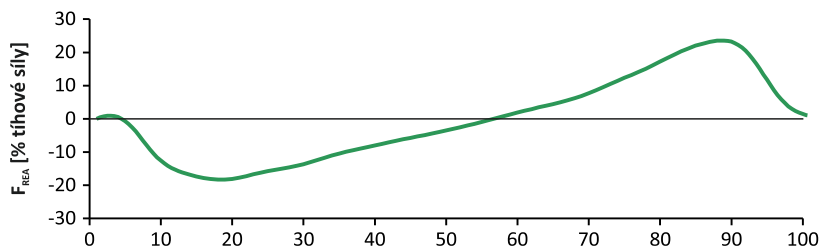
Vertikální složka F_{REA} se vyznačuje dvěma maximy v oblasti kolem 20 % a 80 % doby trvání stojné fáze chůzového cyklu. Obě maxima nabývají normálních hodnot v rozmezí 110–120 % tíhové síly jedince. Mezi nimi, přibližně v polovině stojné fáze, dochází ke snížení velikosti vertikální složky F_{REA} na 80–90 % tíhové síly. Toto snížení nastává ve fázi středního stoje, kdy je celé chodidlo v kontaktu s podložkou.

Anteroposteriorní složka F_{REA} se vyznačuje dvěma specifickými fázemi – decelerační fází (brzdění, vektor má posteriorní směr), akcelerační fází (odraz, vektor má anteriorní směr). Při přechodu z jedné fáze do druhé ve středním stoji dosahuje vektor anteroposteriorní složky F_{REA} nulové hodnoty. Obě maxima (v decelerační fázi i v akcelerační fázi) dosahují velikost přibližně 20 % tíhové síly. **Mediolaterální složka** F_{REA} má v průběhu stojné fáze chůzového cyklu převážně mediální směr, s krátkými laterálními výchylkami na začátku a na konci stojné fáze. Tato složka F_{REA} se při hodnocení chůze kvůli její vysoké variabilitě využívá méně často.

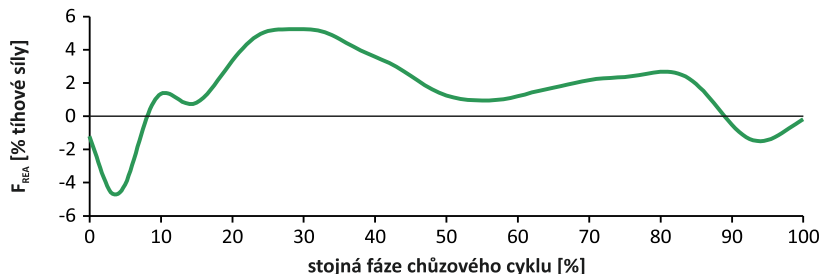
Vertikální složka



Anteroposteriorní složka



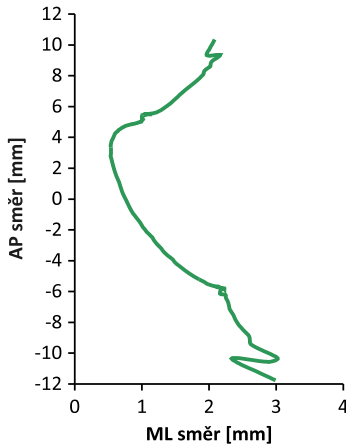
Mediolaterální složka



Obr. 2 Průběh jednotlivých složek reakční síly podložky F_{REA} ve stejné fázi chůzového cyklu

Druhou základní charakteristikou získanou při analýze chůze s využitím silových plošin je trajektorie COP v průběhu stojné fáze chůzového cyklu. Normální (fyziologická) trajektorie pohybu COP (obr. 3) začíná pod patou a po počátečním kontaktu nohy s podložkou se vychýlí mediálně. Po laterální hraně plošky nohy se pak COP přesouvá k

hlavičkám prvního a druhého metatarsu a při následném odrazu končí pod palcem.



Obr. 3 Trajektorie pohybu působíště reakční síly podložky v mediolaterálním (ML) a anteroposteriorním (AP) směru v průběhu stojné fáze chůzového cyklu pro levou nohu

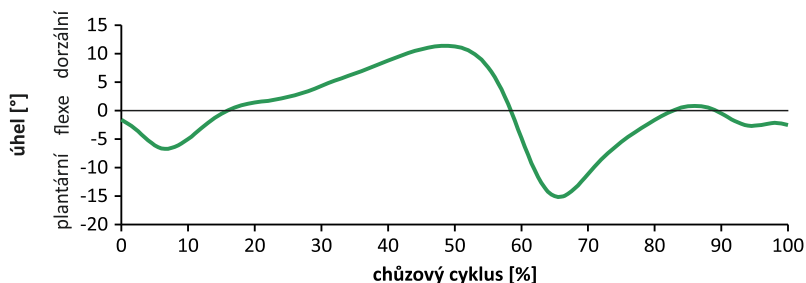
Kinematika kloubů dolních končetin

Hlezenní kloub

Kinematika hlezenního kloubu bývá v sagitální rovině charakterizována jako „tři zhoupnutí v hlezenním kloubu“ (obr. 4). Rozsah pohybu v hlezenním kloubu v sagitální rovině při chůzi se pohybuje mezi 20° až 35°. Při počátečním kontaktu je hlezenní kloub v neutrální pozici nebo v mírné dorzální flexi. Následuje plantární flexe, která má vliv na způsob pohybu přední části nohy směrem k podložce. Ve fázi mezistoje je v hlezenním kloubu dorzální flexe v rozsahu asi 10°, po které dochází před počátečním kontaktem kontralaterální končetiny k výrazné plantární flexi (20° až 25°). Tato flexe přetrvává až do ukončení stojné fáze (odrazu palce). V průběhu švihové fáze se kotník pohybuje zpět do dorzální flexe, poloha se blíží neutrálnímu postavení. V této poloze

pokračuje pohyb až do okamžiku zahájení dalšího počátečního kontaktu.

Pohyb v hlezenním kloubu neprobíhá jako „čistá“ flexe a extenze v sagitální rovině. To je způsobeno tím, že bimaleolární osa je zešíkmená. Pohyb nohy v sagitální rovině je doplněn o pohyby v rovině frontální a transverzální.



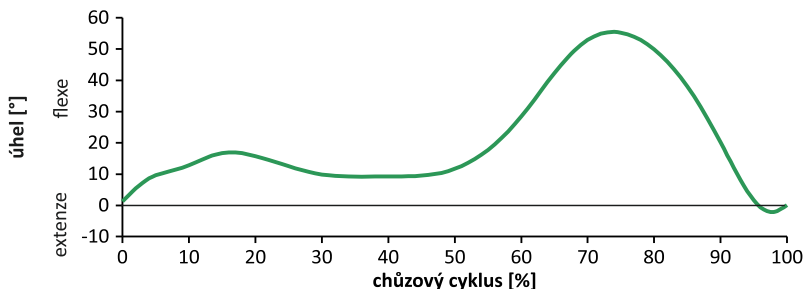
Obr. 4 Kinematika hlezenního kloubu v sagitální rovině

Kolenní kloub

Rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině v rámci chůzového cyklu je 60° až 70° (obr. 5). Před zahájením počátečního kontaktu se poloha v kolenním kloubu blíží plné extenzi. Po kontaktu chodidla s podložkou se velikost flexe pohybuje kolem 20°. Tato flexe má význam pro absorpci nárazu. Po dokončení dorzální flexe v hlezenním kloubu dochází kolem 40 % chůzového cyklu k extenzi kolene. V závěru jednooporové fáze, kdy se pata začíná zvedat od podložky, dochází k flexi v kolenním kloubu, která je nezbytná pro ukončení kontaktu chodidla s podložkou na konci stojné fáze. Maximální flexe (50° až 60°) nastává ve fázi mezišvihy, kdy končetina mívá stojnou končetinu. Vlivem této flexe dochází ke „zkrácení“ dolní končetiny, která napomáhá k udržení chodidla švihové končetiny nad

podložkou. V závěru chůzového cyklu nastupuje rychlá extenze, která dosahuje maxima před kontaktem chodidla s podložkou.

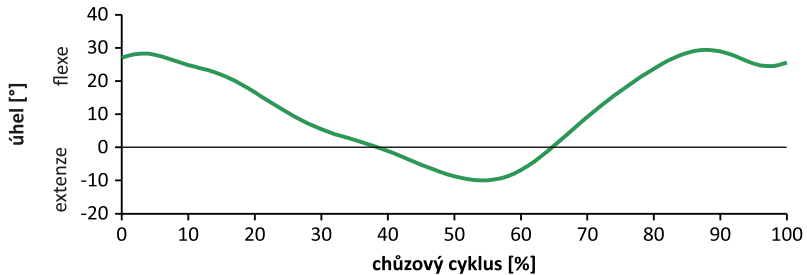
Velikost výchylek ve frontální rovině je minimální. Maximální abdukce nastává při počátečním kontaktu a v následné fázi postupného zatěžování. Ve švihové fázi dochází k addukci asi 8° , kolenní kloub se vrací do neutrální polohy. V transverzální rovině je rotace femuru nezbytná pro uzamykání a odemykání kolenního kloubu.



Obr. 5 Kinematika kolenního kloubu v sagitální rovině

Kyčelní kloub

Rozsah pohybu v kyčelním kloubu během chůze v sagitální rovině je kolem 40° (obr. 6), ve frontální rovině asi 10° a v transverzální rovině 12° . Pohyby v rovině sagitální jsou relativně jednoduché. Po počáteční flexi ve fázi počátečního kontaktu dochází k extenzi při kontralaterálním počátečním kontaktu (50 % cyklu). Celý cyklus je opět ukončen flexí v průběhu švihové fáze. Její maximální hodnoty (30° až 35°) je dosaženo během fáze konečného švihy. K maximální extenzi (10° až 20°) dochází při kontaktu kontralaterálního chodidla.



Obr. 6 Kinematika kyčelního kloubu v sagitální rovině

Pánev

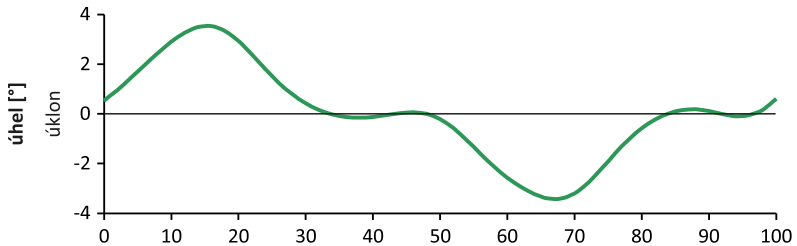
Pohyb pánve při chůzi je charakterizován jako úklon ve frontální rovině, náklon v sagitální rovině a rotace v transverzální rovině.

Úklon pánve zmenšuje vertikální pohyb trupu a redukuje energetickou náročnost chůze. Jeho velikost se pohybuje kolem 5° na obě strany (obr. 7). Ve fázi zatěžování dochází k poklesu pánve na straně odlehčené kontralaterální končetiny. Ve fázi mezistoje se pánev vrací do neutrální polohy, ve fázi předšvihů klesá na stranu končetiny, která se připravuje k odrazu.

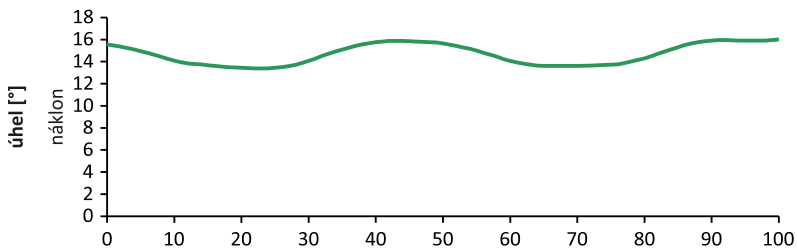
V sagitální rovině se pánev nachází v anteverzi (obr. 7). Maximální hodnota anteverze pánve nastává v konečném stoji a v konečném švihů. Minimálních hodnot je dosaženo ve fázi postupného zatížení a ve fázi předšvihové (při vytvoření dvojí opory).

V transverzální rovině (obr. 7) je v počátečním kontaktu pánve v maximální dopředné rotaci (v průměru kolem 5°). V první polovině fáze mezistoje se vrací do neutrální polohy. V dalším průběhu chůzového cyklu pokračuje rotace pánve směrem vzad. Její velikost ve fázi konečného stoje je srovnatelná s velikostí při počátečním kontaktu paty s podložkou.

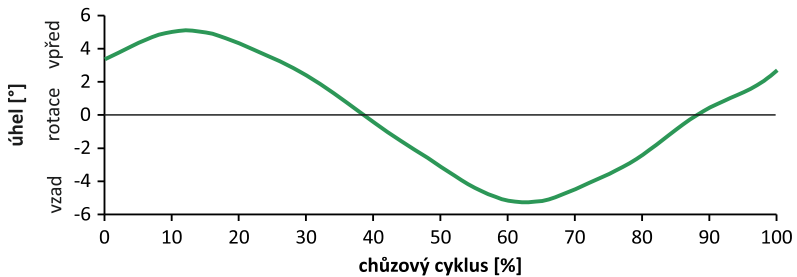
Frontální rovina



Sagitální rovina



Transverzální rovina



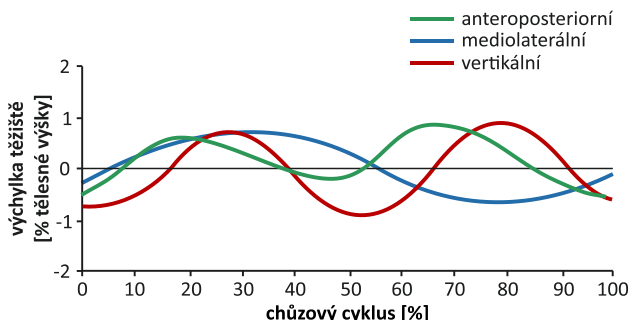
Obr. 7 Kinematika pánve během chůzového cyklu

Pohyb těžiště těla v průběhu chůze

Při fyziologické chůzi opisuje těžiště těla trajektorii ve tvaru sinusoidy, a to v rovině sagitální i v rovině transverzální (obr. 8). Celkový rozsah vertikálního posunu je při normální rychlosti chůze u dospělých jedinců asi 5 cm. V maximální výšce se těžiště nachází přibližně ve středu fáze

mezistoje. Následuje pokles těžiště do nejnižší polohy, která se nachází ve fázi dvojí opory, kdy jsou obě chodidla v kontaktu s podložkou.

Ve frontální rovině (obr. 8, mediolaterální směr) má trajektorie těžiště tvar sinusoidy s dvojnásobnou velikostí periody v porovnání s pohybem v ostatních rovinách. Velikost laterální výchylky těžiště je maximální při ukončení fáze mezistoje.



Obr. 8 Pohyb těžiště lidského těla během chůzového cyklu

Poruchy chůze spojené se stárnutím

Morfologické a neurofyziologické změny, které se objevují v procesu stárnutí, postupně zhoršují funkce a schopnosti jedince a ovlivňují i jeho stereotyp chůze. Senioři mají oproti mladým dospělým jedincům sníženou maximální i preferovanou rychlost chůze, sníženou krokovou frekvenci, kratší a širší opěrnou bázi, delší trvání stojné fáze, delší trvání fáze dvojí opory, kratší trvání jednooporové a švihové fáze. Koordinace pohybu horních a dolních končetin je také narušena, což se negativně projevuje v narušení souhybu končetin v průběhu chůzového cyklu. Z hlediska kinematiky kloubů dolních končetin dochází k omezení rozsahu pohybu v jednotlivých rovinách, což souvisí

s celkovým snížením svalové síly. Při chůzi převládá anteverze pánve (projevem je flexe trupu), která je doprovázena zvětšenou bederní lordózou. Ta je důsledkem oslabení břišních svalů, oslabení extenzorů kyčelního kloubu a zkrácení flexorů kyčelního kloubu. Změny v časoprostorových a kinematických charakteristikách chůze u seniorů jsou způsobeny snahou o stabilnější a bezpečnější vzor chůze, tzn., že senioři kompenzují snížené fyzické schopnosti tím, že jsou opatrnější. Odlišení změn chůze vyvolaných fyziologickými změnami spojenými se stárnutím a patologickými změnami spojenými s nemocí není jasné. V tab. 1 je uvedeno několik příkladů patologického pohybového projevu.

Tab. 1 Příklady patologické chůze

<i>Typ patologické chůze</i>	<i>Provedení chůze</i>
antalgická	omezený rozsah pohybu, zkrácení stojné fáze na postižené straně – kulhání, pomalé a krátké kroky, neschopnost nést plnou hmotnost
atactická	široká opěrná báze, nedostatek koordinace
blokuující se (freezing)	zamrzávání, např. při otáčení
dystonická	abnormální držení nohy, nadměrné vychýlení trupu
frontální, apraxická	váhání při zahájení a otáčení, freezing, krátké kroky
hemispastická, hemiparetická	jednostranná extenze, cirkumdukce, pokrčené horní končetiny
choreatická	nepravidelná, široká opěrná báze, pomalá, podobající se tanci, spontánní flexe kolen a zvedání nohou

<i>Typ patologické chůze</i>	<i>Provedení chůze</i>
kohoutí stepáž	slabost extenzorů nohy, přepadávání špičky nohy, zvedání kolen vysoko, zvýšená flexe v kyčelních a kolenních kloubech, krátké chůzové cykly, zakopávání
kolébavá, myopatická	široká opěrná báze, kývavá, symetrická, pokles švihové nohy, lumbární lordóza
opatrná	opatrná, pomalá, úzkostná, jako chůze po ledě, široká opěrná báze
paraspastická, paraparetická	bilaterální extenze a addukce, ztuhlost, nůžkovité křížení obou dolních končetin
parkinsonská	krátké kroky, šoupání, festinace, flexe v kyčelních a kolenních kloubech a páteři
propulsivní	těžiště udržováno před tělem, festinace
psychogenní	nefyziologická, nekontrolovatelná, se vzácným výskytem pádů
senzoricko-ataktická	opatrná, zhoršující se při absenci vizuálních informací, nestabilní
thalamická, astatická	poruchy stoje a rovnováhy
vertigózní	nejistá s tendencí padat na jednu stranu
vestibulární	nestabilní, padání na jednu stranu, posturální nestabilita

Kontrolní otázky a úkoly

1. Definujte chůzi a její základní předpoklady.
2. Vyjmenujte fáze chůzového cyklu v základním i detailním členění.
3. Popište pohyb v jednotlivých kloubech dolních končetin v průběhu celého chůzového cyklu v sagitální rovině.
4. Připomeňte si, jak (na základě jakého zákona) vzniká reakční síla podložky.
5. Popište vertikální a anteroposteriorní složku reakční síly v průběhu stejné fáze chůzového cyklu. Jaké části, je možné u anteroposteriorní složky rozlišit?
6. Jaký tvar opisuje těžiště v průběhu chůzového cyklu v sagitální rovině pohybu?
7. Jak se na chůzi nejčastěji projevuje stárnutí?

Literatura

- Bizovská, L., Janura, M., Míková, M., & Svoboda, Z. (2017). *Rovnováha a možnosti jejího hodnocení*. Univerzita Palackého v Olomouci. <https://doi.org/10.1016/10.5507/ftk.17.24452593>
- Janura, M., & Zahálka, F. (2004). *Kinematická analýza pohybu člověka*. Univerzita Palackého v Olomouci.
- Kirtley, C. (2006). *Clinical gait analysis: Theory and practice*. Churchill Livingstone.
- Perry, J., & Burnfield, J. M. (2010). *Gait analysis. Normal and pathological function* (2nd ed.). SLACK Incorporated.
- Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and motor control of human movement* (4th ed.). John Wiley and Sons. <https://doi.org/10.1002/9780470549148>