proLékaře.cz | 25.11.2026

doi: 10.48095/cccsnn202693

Využití pohybové analýzy k objektivnímu hodnocení poruch chůze ve spondylochirurgii

Utilization of motion analysis to quantify gait pathologies in spine surgery

Redakční rada potvrzuje, že rukopis práce splnil ICMJE kritéria pro publikace zasílané do biomedicínských časopisů.
The Editorial Board declares that the manuscript met the ICMJE "uniform requirements" for biomedical papers.

J. Lodin[1,2], M. Jelínek[3], M. Sameš[1], P. Vachata[1,2]

[1] Neurochirurgická klinika Univerzity J. E. Purkyně, Masarykova nemocnice Krajské Zdravotní a.s., Ústí nad Labem
[2] Lékařská fakulta v Plzni, Karlova Univerzita, Plzeň
[3] Univerzita Jana Evangelisty Purkyně, Ústí nad Labem

MUDr. Jan Lodin
Neurochirurgická klinika
Univerzity J. E. Purkyně
Masarykova nemocnice
Litochovice nad Labem 50
411 33 Prackovice nad Labem
e-mail: jan.lodin@kzcr.eu

Přijato k recenzi: 9. 6. 2025
Přijato do tisku: 4. 3. 2026

Souhrn

Instrumentovaná pohybová analýza je metoda, která se čím dál častěji vyskytuje ve světové literatuře ve vztahu k objektivnímu hodnocení chůze. Ačkoliv se jedná o metodu velmi moderní a potenciálně přínosnou, je zatížena velkou mírou komplexnosti, což ztěžuje její pochopení a následně využití. Celou situaci ztěžuje skutečnost, že existují jen ojedinělé práce vysvětlující její jednotlivé složky a popisující stereotypy pohybu o konkrétních patologiích pohybového ústrojí. Spondylogenní diagnózy patří mezi nejčastější patologie ovlivňující fyziologickou chůzi, což je důvodem častého využívání pohybové analýzy u těchto stavů. Ačkoliv je v některých případech typický pohybový vzorec těchto pacientů patrný již od prvního pohledu, alteraci konkrétních složek chůzového cyklu je možné zachytit pouze instrumentovanou pohybovou analýzou. Následující přehled má za cíl tuto metodu přiblížit klinikům, kteří se s pacienty s páteřními patologiemi denně setkávají. V první části vysvětluje základy fyziologie chůze, vč. chůzového cyklu a jeho částí. Následně popisuje možnosti objektivního hodnocení chůze a jednotlivé skupiny instrumentované analýzy, vč. nástrojů, které využívá. Na závěr pak uvádí chůzové stereotypy u nejčastějších spondylogenních diagnóz, které vychází ze souboru pacientů hodnocených v laboratoři autorského kolektivu, doplněné o poznatky světové literatury.

Klíčová slova

chůze – pohybová analýza – chůzový cyklus – instrumentované měření – páteř – degenerace

Abstract

Instrumented motion analysis is a method more and more often encountered in world literature with regards to objective gait analysis. Although it is a very modern and potentially beneficial method, it is burdened by its complexity, which results in its misunderstanding and infrequent use. Furthermore, there is a paucity of literature reviewing its individual components and summarizing gait characteristics in specific pathologies of the musculoskeletal system. Spine pathologies are amongst the most common diagnoses affecting physiological gait, making them a common target for motion analysis. Although in some cases we can recognize specific motion patterns of individual spine diagnoses at first glance, alteration of specific components of the gait cycle can only be determined via instrumented gait analysis. The following review aims to familiarize clinicians with this method, as they encounter patients presenting with spine pathologies on a daily basis. The first section introduces the basic of gait physiology including the gait cycle and its components. The second section describes the individual components of instrumented motion analysis and the tools it uses. Finally, it concludes by describing motion patterns of the most common spine pathologies, which are based on patient analysis in the authors` own laboratory complemented by a review of world literature.

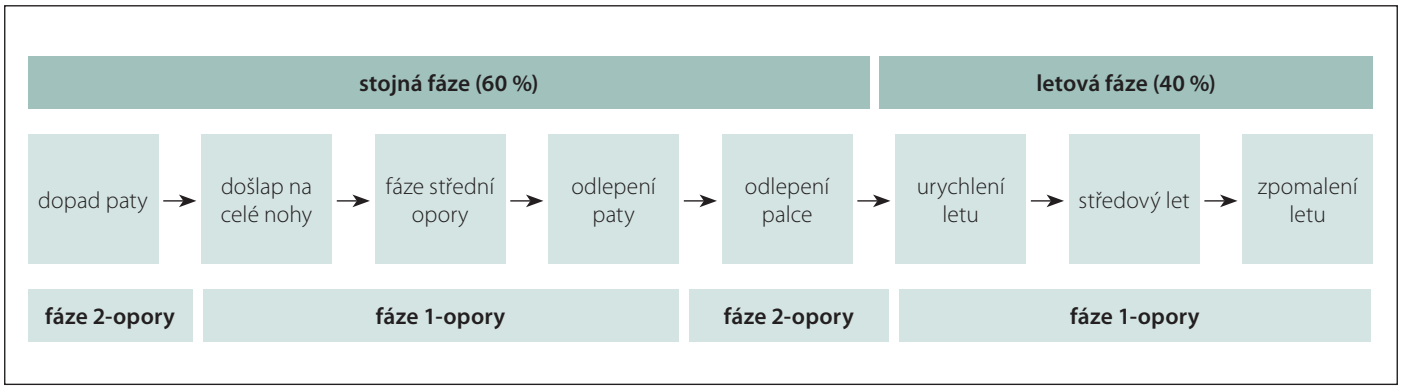
Key words

gait – motion analysis – gait cycle – instrumented measurement – spine – degeneration

Úvod

Poruchy chůze patří mezi nejčastější důvody, proč pacient se spondylogenní diagnózou vyhledá lékaře. Ačkoliv se jedná o příznak pro spondylochirurgii zcela typický, naše možnosti jeho objektivního hodnocení jsou poměrně limitované. Klinici jsou často omezeni na základní dotazy týkající se klaudikačního intervalu nebo lokalizace bolestí při chůzi, což jsou informace do určité míry subjektivně zatížené. Celou situaci navíc ztěžuje skutečnost, že málokterý klinik je vybaven znalostmi fyziologie a patofyziologie chůzového cyklu. Snaha o nalezení nástroje, který by umožňoval detailní analýzu chůze, vedla k rozvoji instrumentované pohybové analýzy využívající moderní technologie ke komplexnímu vyšetření pacienta. Jedná se o nástroj, který lze využít v diagnostice pohybových poruch, k lokalizaci problémových anatomických regionů umožňující cílenou

proLékaře.cz | 25.11.2026



Obr. 1. Základní charakteristiky chůzového cyklu.
Fig. 1. Basic characteristics of the gait cycle.

fyzioterapii a konečně hodnocení terapeutického úspěchu chirurgických i nechirurgických metod. Následující přehled má za cíl shrnout základy fyziologie chůze, popsat základní metody moderní pohybové analýzy a charakterizovat nejčastější patologické stereotypy chůze, se kterými se ve spondylochirurgii můžeme setkat.

Fyziologie chůze

Definice chůze, chůzový cyklus, jednotlivé části chůzového cyklu

Chůzi můžeme definovat jako rytmické pohyby končetin a trupu umožňující lokomoci ve vzpřímeném postavení. Ačkoliv je chůzový automatizmus reflexní činností míšní úrovně centrálního nervového systému, většina autorů považuje lidskou chůzi za výsledek vyšší nervové činnosti podkorových a korových center koncového mozku [1]. Samotný proces je výsledkem koordinace osy korové oblasti mozku, podkorové oblasti mozku, míchy, periferních nervů a muskuloskeletálního systému, která opačným směrem cestou aferentních nervových zakončení přináší mozkové kůře zpětnou vazbu. Výsledkem jsou střídavé pohyby trupu a končetin, které vytvářejí opakující se vzorec známý jako chůzový cyklus. Chůzový cyklus definujeme jako časový interval mezi libovolnými dvěma identickými událostmi v průběhu chůze, např. časový úsek od kontaktu paty s podložkou do opětovného kontaktu paty stejné končetiny s podložkou [2]. V závislosti na vykonávané činnosti rozlišujeme v průběhu chůzového cyklu fázi stojnou a letovou. Stojná fáze je definována přítomností plosky nohy na podložce, což přestavuje přenos hmotnosti jedince na zemský povrch. Začíná kontaktem paty s podložkou a končí odrazem prstů od podložky. Tato část přirozeně zabírá okolo 60 % časového průběhu chůzového cyklu. Letová fáze je definována přítomností plosky nohy mimo podložku, což představuje přesun hmotnosti jedince prostorem a fyziologicky zabírá 40 % času chůzového cyklu.

V průběhu obou fází se pak klasicky popisuje osm událostí, které nastávají v definovaném pořadí. Z hlediska souhybu popisujeme časový interval kontaktu obou dolních končetin s podložkou (fáze dvojí opory) a časový interval, při kterém je s podložkou v kontaktu pouze jedna dolní končetina (fáze jedné opory) (obr. 1) [3].

Stojná fáze

Dopad paty (heel strike / initial contact) – první kontakt paty s podložkou (fáze dvojí opory).

Došlap celé nohy (foot flat / loading response) – dochází ke kontaktu celé plosky s podložkou (fáze jedné opory).

Fáze střední opory (midstance) – dochází k letové fázi kontralaterální dolní končetiny a postupnému přesunu těžiště dopředu (fáze jedné opory).

Odlepení paty (heel-off / terminal stance) – dochází k dorzální flexi planty a odrazu paty od podložky (fáze jedné opory).

Odlepení palce (toe-off / pre-swing) – dochází k odrazu palce a ztrátě kontaktu nohy s podložkou (fáze dvojí opory).

Letová fáze

Urychlení letu (acceleration / initial swing) – dochází k aktivaci flexorů kyčle, což urychluje pohyb dolní končetiny vpřed (fáze jedné opory).

Středový let (midswing) – dochází k přesunu letící dolní končetiny nad stojnou dolní končetinu, která je ve středovém postoji (fáze jedné opory).

Zpomalení letu (deceleration) – dochází k aktivaci svalů, které zpomalují pohyb letící dolní končetiny a připravují ji na úder patou (fáze jedné opory).

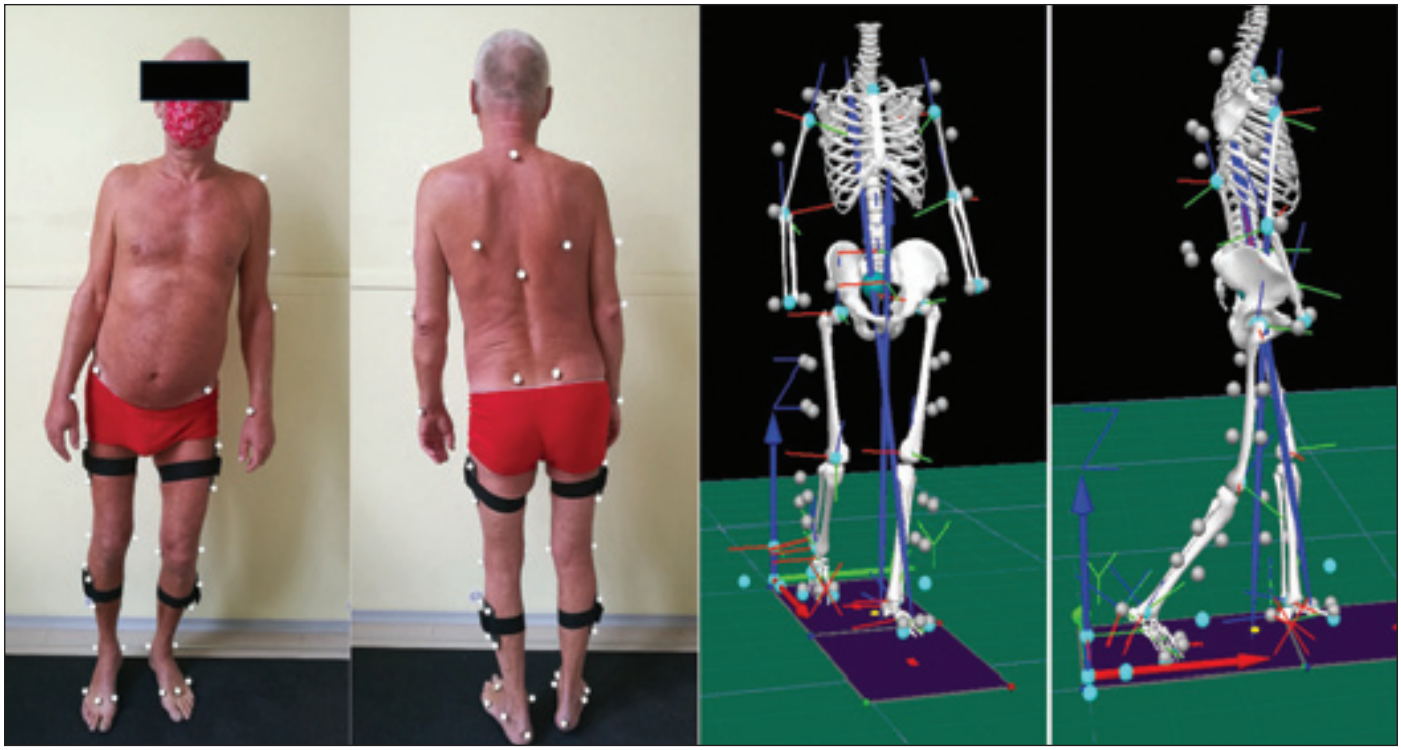
Vývoj chůze

Prvním náznakem pohybu připomínajícího chůzi je tzv. reflexní chůze, která spočívá ve střídání flexe a extenze dolních končetin při jejich umístění na tvrdou podložku. Je přítomna u novorozenců a kojenců do 3 měsíců věku, následně vymizí a opětovně se objevuje před nástupem plné chůze [4]. Samostatná chůze se dle WHO objevuje mezi 8,2–17,6 měsíce života, avšak jedná se o chůzi plochou nohou bez patního úderu, který se objevuje okolo 18. měsíce života. Později dochází k vyzrávání chůze se zapojením pohybu trupu a horních končetin do typických souhybů a ke zvýšení stability. O dospělém typu chůze lze zpravidla mluvit okolo 7. roku života [5].

Hodnocení chůze v klinické praxi

První metody hodnocení vycházely z poměrně omezeného vybavení běžné lékařské ambulance a spočívaly především v observačním hodnocení chůze. V závislosti na určeném čase a vzdálenosti rozlišujeme 3-, 6- nebo 10minutový test chůze, případně 10-, 15- či 30metrový test chůze [6,7]. Jejich výhodami jsou validace v důsledku letitého užívání, dobře interpretovatelné výsledky a jednoduchost provedení. Nevýhodou je však skutečnost, že jediným výstupem je rychlost chůze. Z toho důvodu došlo v průběhu let k zakomponování chůzové analýzy do komplexních škál užívaných nejčastěji pro neurodegenerativní diagnózy, u kterých je porucha chůze jeden z hlavních klinických příznaků. Mezi nejčastěji užívané patří Unified Parkinson Disease Rating Scale nebo Scale for the Rating and Assessment of Ataxia [8]. Zde je však hodnocení chůze pouze

proLékaře.cz | 25.11.2026



Obr. 2. Využití optických systémů, které pomocí optických markerů umístěných nad anatomickými body vytváří 3D obraz pacienta při chůzi.

Fig. 2. Implementation of optic systems, which generate a 3D patient image during gait, based on optic markers placed above anatomical landmarks.

jednou z mnoha hodnocených složek. Pro umožnění komplexnějšího hodnocení chůze došlo v průběhu let k rozvoji jejího instrumentovaného hodnocení. V závislosti na hodnocené modalitě rozlišujeme tři základní třídy instrumentované analýzy pohybu [9].

Kinematická analýza

Definice: kvantifikuje pohyb bez hodnocení pohybových sil. Hodnotí, jakým způsobem probíhá chůzový cyklus, a měří jeho komponenty. Dále provádí analýzu rychlosti, akcelerace, symetričnosti a rozsahu pohybu jednotlivých anatomických segmentů.

Podtypy kinematické analýzy

Časoprostorová analýza: hodnotí parametry chůzového cyklu – délka kroku, šířka kroku, kadence, rychlost chůze apod.

Segmentální a trupová analýza: hodnotí pohyb selektovaných anatomických segmentů a centrálního těžiště trupu (center of mass; COM) – např. náklon pánve, náklony a chvění trupu, posuny centrálního těžiště.

Kloubní analýza: hodnotí rychlost, rozsah a akceleraci pohybu v jednotlivých kloubech – např. rozsah pohybu (range of motion; ROM), angulární akcelerace, angulární rychlost.

Analýza koordinace/symetrie: hodnotí, zdali se končetiny a jednotlivé anatomické segmenty koordinovaně pohybují, porovnává pravou a levou stranu.

Nástroje měření

Optoeletronické nástroje/videosystémy: využívají systémy optických kamer k detekci optických markerů nebo anatomických částí těla.

3D analýza: využívá početný kamerový systém (6–12 kamer), které jsou umístěny podél všech tří základních rovin (koronární, sagitální, axiální). Kamery mohou monitorovat optické markery umístěné na povrchu definovaných anatomických bodů jedince, ke konstrukci trajektorií pohybu jako tzv. marker-based systém (př. Qualisys [Göteborg, Švédsko], Vicon [Oxford, UK] apod.). Druhá možnost je využití počítačového vidění nebo AI k odhadu pozic jednotlivých částí těla přímo z videozáznamu pohybu jako tzv. markerless systém (např. Theia3D [Toronto, Kanada], OpenPose [Carnegie Mellon University, Pittsburgh, PA, USA] apod.). Výhodou je komplexita a přesnost obdržených dat ze všech tří rovin pohybu, ke kterým je možné integrovat data kinetické či EMG analýzy. Nevýhodami jsou nutnost specializované laboratoře, vysoká cena, nutnost kalibrace a lidská chyba při umisťování optických markerů (obr. 2).

2D analýza: využívá standardní kameru (např. telefon) nebo vysokorychlostní kamerový systém k analýze pohybu pouze v jedné rovině (nejčastěji sagitální či koronární). Kamery jsou umístěny příčně k vyšetřované rovině pohybu a provádí analýzu pohybu s nebo bez využití optických markerů (např. Dartfish [Fribourg, Švýcarsko], Kinovea [Francie]). Výhodami jsou jednoduchost a rychlost obdržených dat, nízká cena a možnost měření mimo specializovanou laboratoř. Nevýhodami jsou absence dat zbylých dvou rovin pohybu, nemožnost hodnocení komplexích multiplanárních pohybů a přítomnost chyby paralaxního posunu (rozdílnost měření podle úhlu umístění kamery k hodnocenému objektu).

Inerciální/magnetické systémy: využívají senzory detekující pohyb, které jsou přímo umístěny na vyšetřovanou osobu.

Akcelerometry: měří lineární zrychlení na jedné či více pohybových os, čímž detekují změny směru a rychlosti části těla, na které jsou umístěny. Získaná data využíváme k vý-

proLékaře.cz | 25.11.2026



Obr. 3. Příklad pohybové laboratoře vybavené infračervenými kamerami na stěnách po obvodu a siloměrnými deskami na podlaze.

Fig. 3. Example of a gait laboratory containing infrared cameras along the walls and force plates on the floor.

počtu kadence a časových parametrů chůzového cyklu (trvání chůzového cyklu, trvání stojné fáze/letové fáze apod.).

Gyroskopy: měří úhlovou rychlost ve třech osách, čímž umožňují zachytit úhlovou rychlost a pohyb v kloubech, případně definované události chůzového cyklu.

Inerciální měřicí jednotky: jedná se o systémy, které v sobě kombinují akcelerometry a gyroskopy, čímž získávají informace lineárního zrychlení (translace) i úhlové rychlosti (rotace). Výsledkem je komplexní sledování pohybu, což umožňuje provádět rekonstrukce chůzového cyklu a 3D kloubní analýzu pohybu.

Kinetická analýza

Definice: kvantifikuje síly a kroutivé momenty, které pohyb iniciují, a současně hodnotí silové důsledky pohybu na podložku a jednotlivé části lidského těla.

Podtypy kinetické analýzy

Analýza reakčních sil podložky (ground reaction force; GRF): při dopadu působí ploska nohy určitou silou na podložku. Podložka pak podle III. Newtonova zákona působí stejně velkou silou opačně orientovanou na plosku (reakční síla podložky). Výsledné hodnocené parametry jsou křivky jednotlivých složek GRF, kdy na základě orientace síly rozlišujeme vertikální složku GRF (axiální zátěž těla), anteroposteriorní složku GRF (propulzní/brzdicí síly) a mediolaterální složku GRF (udržování rovnováhy). Dále je možné analyzovat impuls síly, symetrii síly kroků u dominantní a nedominantní končetiny nebo působiště vektoru reakční síly podložky (center of pressure; COP).

Analýza tlakové distribuce plosky: hodnotí rozložení a rozdíly tlakových sil na plosku nohy při stojné fázi chůzového cyklu. Hodnocenými parametry jsou vrcholový tlak plosky, vzorec zatížení plosky, hodnocení regionálního tlaku (pata, metatarzální kůstky, prsty).

Kloubní kinetika: využívá kombinaci GRF, kinematických dat a antropometrických dat (délka a hmotnost anatomických segmentů) k odhadu sil a silových momentů uvnitř kloubů. Výstupem jsou síly působící uvnitř kloubu v určité anatomické rovině, silové momenty uvnitř kloubu, reakční síly kloubu apod.

Nástroje měření

Silové senzory: jsou zpravidla integrované do plochých silových plošin, které umožňují zachytit GRF při dopadu plosky na podložku a zaznamenávají je ve formě křivek síla-čas. Druhá možnost je integrace silových senzorů do chodicího pásu, který umožňuje kontinuální tvorbu křivek síla-čas v průběhu vícero chůzových cyklů.

Tlakové senzory: také mohou mít formu tlakových plošin, které měří dopad plosky s obuví či naboso. Mohou však také být zabudované do speciálních vložek do bot, které měří tlakovou distribuci plosky při aktivitách běžného života.

EMG analýza

Definice: měří elektrickou aktivitu svalů, čímž umožňuje hodnotit, kdy a jak silně dochází ke svalové kontrakci v průběhu chůzového cyklu. Umožňuje hodnotit časové zapojování svalové kontrakce, koordinaci svalů a svalové kompenzační mechanizmy.

Podtypy EMG analýzy

Kvalitativní EMG analýza: hodnotí čas aktivace a koordinace jednotlivých svalů, případně svalových skupin v jednotlivých fázích chůzového cyklu. Využívá se k hodnocení svalové synergie, časování aktivace agonistů/antagonistů v průběhu chůzového cyklu. Hodnotí se parametry času aktivace, času deaktivace, času mezi aktivací a deaktivací, vzorce kontrakcí.

Kvantitativní EMG analýza: hodnotí EMG amplitudu a intenzitu EMG pomocí root mean square (RMS). Slouží k nepřímému hodnocení svalového úsilí, svalové únavy a svalové práce při chůzi.

EMG modelování: propojuje měření EMG s kinematickými a kinetickými parametry k odhadu svalové síly, síly a silových momentů působících na klouby nebo energetického výdeje při chůzi.

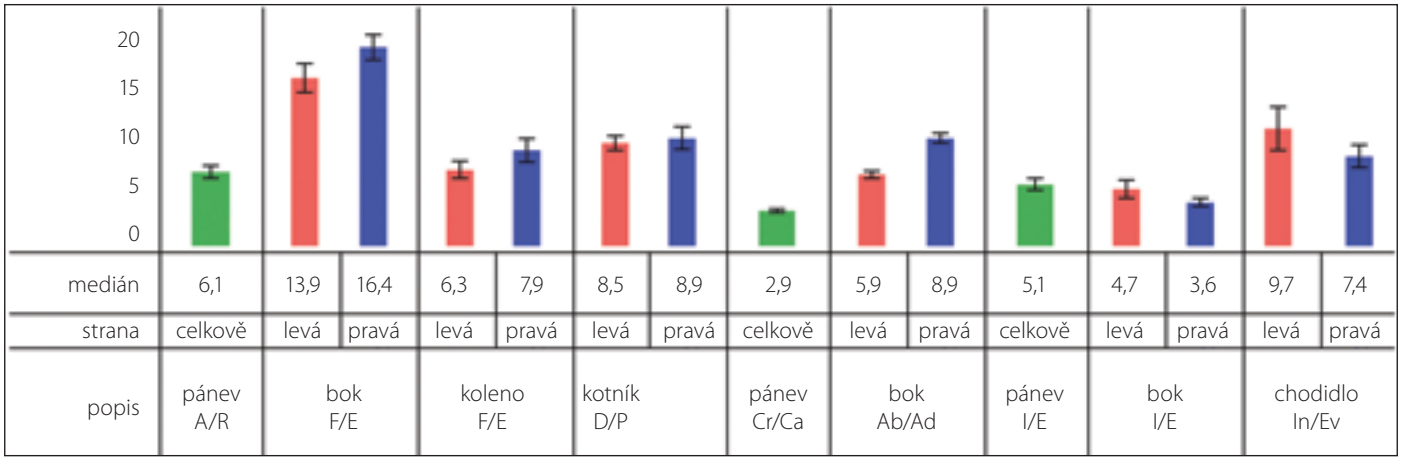
Nástroje měření

Povrchové EMG: jedná se o nejčastější nástroj využívaný k EMG analýze pohybu pro svůj neinvazivní charakter. Sestává z adhezivních elektrod, které jsou umístěny nad cílovým svalem a měří akční potenciál jeho motorických jednotek. Jeho nevýhodou je obtížný záchyt akčních potenciálů hlubokých svalů a náchylnost k pohybovým artefaktům.

Jehlová EMG: je využívána minimálně vzhledem k invazivnímu charakteru. Sestává z tenkých jehlových elektrod, které jsou umístěny přes kůži do svalových vláken vyšetřovaných svalů a měří akční potenciál jeho motorických jednotek. Výhodou je možnost hodnocení drobných či hluboko uložených svalů. Nevýhodou je invazivita, což zpravidla znemožňuje opakovaná měření.

Některé vyšetřovací modality (2D kinematická analýza, kinetická analýza pomocí tlakových vložek do bot, povrchové EMG apod.) umožňují provádět vyšetření v ekologických podmínkách (domácí aktivity, spor-

proLékaře.cz | 25.11.2026



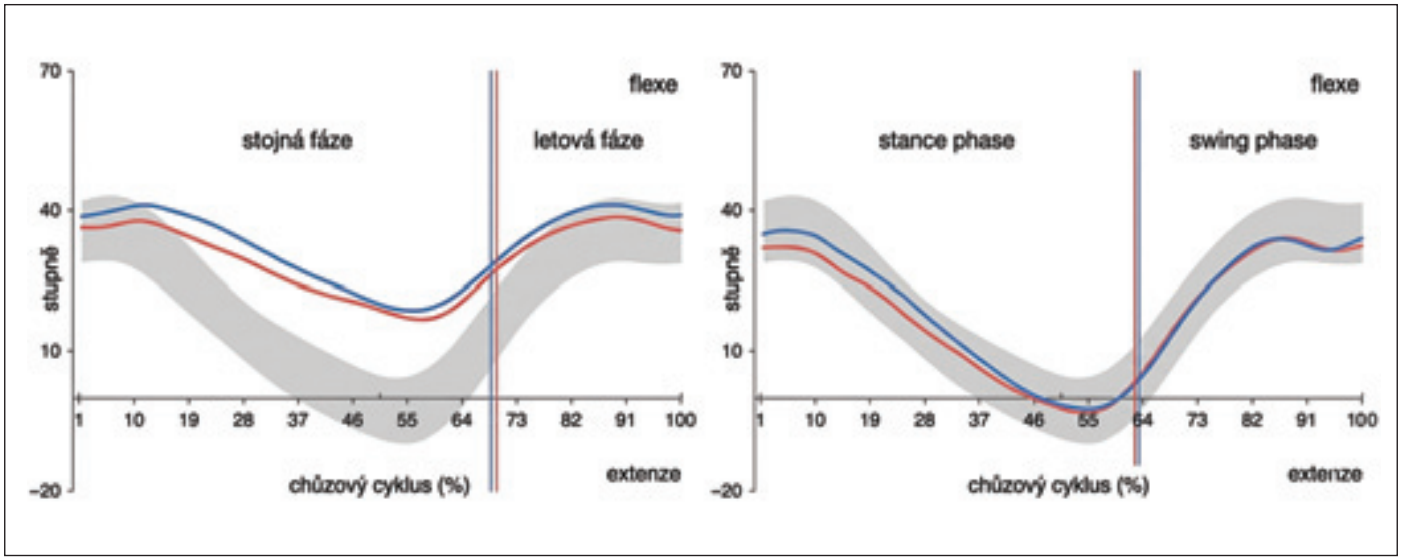
Obr. 4. Příklad pohybového profilu pacienta, na základě kterého je určen Gait Profile Score.
Fig. 4. Example of a movement analysis profile, which is used to generate the Gait Profile Score.

tovní prostředí, lůžková oddělení). Komplexní analýzy, které využívají integrovaných systémů kinematické, kinetické a EMG analýzy, však vyžadují vyšetření ve specializovaných laboratořích (obr. 3), samotná chůze pak napříč laboratoří nebo na chodicím páse. Jednotlivé analýzy a nástroje lze využívat samostatně nebo v kombinacích dle individuálního vybavení a řešeného problému. Letitým problémem instrumentovaných analýz byla interpretace výsledků, které byly často směsí různých druhů analytických metod a které navíc mohly vykazovat odchylky mezi jednotlivými laboratořemi při odlišné kalibraci přístrojů. Roli zde hrály a stále hrají odlišné vyšetřovací protokoly a lidský faktor, např. při přikládání optických značek nad definovanými anatomickými body. Celou situaci dále komplikovala absence normativního vyšetření, přičemž si každá laboratoř zpravidla vytvářela vlastní kontrolní skupinu, se kterou pak srovnávala studovaný soubor. Pokrokem pak byl vývoj validovaných skórovacích systémů, které interpretaci pohybové analýzy zjednodušují zpravidla do jedné hodnoty. Nejdéle používaným je Gillete Gait Index kombinující 16 prostorově-kinematických parametrů k obdržení jedné hodnoty. Tu lze následně použít ke srovnání pacientů s fyziologickou a nefyziologickou chůzí [10]. Problémem však zůstávala skutečnost, že index byl primárně určen k analýze chůze pediatrických pacientů s dětskou mozkovou obrnou, nikoliv pacientů dospělých. Dále si každá laboratoř musela vytvořit vlastní kontrolní skupinu zdravých jedinců. V roce 2008 pak Schwartz a Rozumalski ve své publikaci představili Gait Deviation Index vytvořený na základě více než 6 000 chůzových cyklů a vycházející z 15 prostorově kinematických proměnných [11]. Index se uvádí jako hodnota ≤ 100, kdy jedinci vykazující skóre 100 mají chůzi zcela fyziologickou a pokles 10 bodů odpovídá jedné směrodatné odchylce kineziologických parametrů od normativních hodnot. Nejnovější z běžně užívaných skórovacích systémů je pak Gait Profile Score, poprvé popsaný v roce 2009. Ten je uváděn jako jedna hodnota vytvořená z devíti kinematických parametrů, které vytváří tzv. pohybový profil pacienta (movement analysis profile) (obr. 4) [12]. Výhodou je pak možnost analýzy jednotlivých položek pohybového profilu pacienta k získání představy o tom, která anatomická oblast je hlavním zdrojem patologické chůze (obr. 5). Stejnou metodologií byl Roparsem vyvinut EMG-Profile score využívající namísto dat kinematických data získaná pomocí EMG u vybraných svalových skupin [13].

Vztah páteře k chůzi

Páteřní sloupec obsahuje elementy kostěné, vazivové, svalové a nervové. Kostěnou složku vytváří obratle, které anatomicky společně s lebkou představují osový skelet. V kraniální hranici dochází ke komplexnímu napojení prvního a druhého obratle na lebeční kost ve formě takzvaného cervikokraniálního přechodu, kaudálně je pak křížová kost napojena na pánevní kruh pomocí sakroiliakálního skloubení. Jednotlivé obratle jsou mezi sebou spojeny komplexním systémem kloubních a vazivových spojení, které výsledně vytváří s páteří funkční celek. Nachází se zde spojení typu symfýzy (meziobratlové ploténky), syndesmózy (facetové klouby) a prakticky nepohyblivé synchondrózy (křížové obratle). Komplex dvou obratlů a meziobratlové ploténky pak vytváří tzv. pohybový segment páteře, kterých je za normálních okolností 24 a jejichž pohyby se kumulují do globálního páteřního pohybu. Stabilitu celému systému dodává komplex krátkých a dlouhých páteřních vazů bránící excesivním pohybům jednotlivých segmentů. Svalovou komponentu páteře představuje systém hlubokých zádových svalů nacházející se v nejhlubší – čtvrté vrstvě. Nervová tkáň je zastoupena míchou a odstupujícími míšní kořeny, jejichž zadní větve (radices dorsales) zajišťují inervaci hlubokých zádových svalů a přední větve (radices ventrales) inervaci končetin a ventrální porce trupu. Všechny čtyři tkáňové elementy se podílejí na posturální funkci páteře, která za fyziologických podmínek umožňuje efektivní stoj a chůzi. Podmínkou efektivního stoje a chůze je rovnováha mezi regiony tzv. páteřní křivky. Ta je charakterizována lordotickým postavením vysoce pohyblivých regionů páteře (krční a bederní) a kyfotickým postavením rigidních regionů páteře (hrudní a sakrální). V případě, že je rovnováha dodržována, tak se pacient nachází v pomyslném kuželu efektivního postavení, který popsal Jean Dubousset v 70. letech [14]. Jedná se o situaci pro pacienta výhodnou, protože nemusí vynakládat zvýšenou svalovou práci, aby vzpřímené postavení udržel. V případě, že dojde k narušení rovnováhy mezi jednotlivými regiony páteřní křivky, dochází k vychýlení postavení jedince mimo kužel efektivity. Následkem je zvýšená práce paravertebrálních svalů, což vede k jejich rychlejší únavě, lokálním bolestem zad a nutnosti změny

proLékaře.cz | 25.11.2026



Obr. 5. Příklad kinematického vyšetření flexe/extenze kyčle: vlevo pacient s degenerativní stenózou páteřního kanálu, vpravo zdravá kontrola.

Fig. 5. Example of kinematic analysis of hip flexion/extension: left – patient with degenerative spinal canal stenosis, right – healthy control.

polohy k umožnění svalové relaxace. V průběhu chůze samotné pak dochází k přenosu kývavého pohybu pánve na mobilní bederní segment páteřního sloupce, jenž následně vykonává cyklickou flexi a extenzi, aby vyrovnal měnící se těžiště trupu. Souhra pohybů pánve a páteře je nazývána jako lumbopelvický rytmus [15].

Pohybová analýza u spondylogenních patologií

Patologické stavy páteře ovlivňují chůzi různými způsoby. K poruše chůze může dojít v důsledku patologie muskuloskeletální, neurogenní nebo v důsledku hyperalgicity. Mezi nejčastější neurogenní příčiny patří degenerativní stenóza páteřního kanálu a syndrom cervikální myelopatie. Jako jednu z častých muskuloskeletálních příčin uvádíme dysfunkci sakroiliakálního skloubení. Všechny zmíněné stavy pak zpravidla vykazují i významnou složku bolesti, která poruchu chůze ještě více akcentuje. Základní charakteristiky pohybové analýzy jednotlivých patologických stavů shrnuje tab. 1.

Degenerativní bederní stenóza

Degenerativní bederní stenóza je onemocnění charakterizované progresivním zužováním příčné plochy páteřního kanálu, nejčastěji postihující pacienty starší 65 let [16]. Typickým klinickým projevem jsou neurogenní pseudoklaudikace, pro které jsou charakteristické parestezie, dysestezie a křečovité bolesti nastávající v průběhu chůze s postupně se zkracujícím klaudikačním intervalem [17]. V klinickém obraze zpravidla dominuje symetričnost obtíží, jež mohou být doprovázeny kořenovým syndromem a typickou úlevovou polohou v předklonu [18]. Při kinematické bývá zkrácena délka kroku, což ve své studii prokázali Sun, Fujita i naše pracovní skupina [19–21]. Důvodem je pravděpodobně nestabilita způsobená přesunem těžiště ventrálně ve snaze o úlevový předklon, což vede ke zkrácení letové fáze chůzového cyklu a následně ke kratším krokům. Současně bývá rozšířena šířka kroku, což prokázali mimo jiné Kim et al., kteří tento nález zdůvodňují přítomností trupového kolébání, ke kterému dochází u pacientů s neurogenními pseudoklaudikacemi [22,23]. Dále bývají zkráceny letová fáze chůzového cyklu a single-limb support s úměrně prodlouženou stojnou fází a double-limb support. Jedná se o parametry úzce související s délkou kroku a mající vztah k dynamickému přesunu těžiště trupu, uvádí i Loske et al. [24]. Současně bývají snížené rychlost chůze a kadence, a naopak delší krokočas. Zajímavé vysvětlení pro tyto parametry udává práce Conrada et al., která celkové zpomalení zdůvodňuje poruchou propriocepce při útlaku distálních kořenů kaudy equiny inervujících akrální porci dolních končetin [25]. Následkem je porucha korekce pohybu, která je klíčová především při chůzi na nerovném podkladu, což vyžaduje větší soustředěnost při chůzi a celkově ji zpomaluje. Při segmentální a trupové analýze bývají nejčastěji ovlivněny oblasti pánevní, kyčelní a kotníková. V pánevní oblasti jsme v našem souboru popsali zvýšenou rigiditu pánve s nižším rozsahem kraniokaudálního a rotačního pohybu oproti kontrolní skupině [21]. Podobný nález popsala i skupina Bumanna et al., kteří úkaz vysvětlují snahou zabránit přílišné bederní extenzi, která exacerbuje neurogenní pseudoklaudikace, což vede k fixaci pánevního sklonu vč. křížové kosti [26]. V oblasti kyčelní bývá patrné omezení extenze kyčelního kloubu, který je při chůzi udržován v semiflexi, aby kompenzoval ventrální přesun těžiště trupu [27]. V oblasti kotníku pak bývá omezená plantární flexe, což je zpravidla následek kratšího kroku neumožňujícího provedení maximálního odrazu. Kinetické parametry pomocí tlakových plošin hodnotila studie Weie et al., která popsala výraznější tlakové změny přední porce nášlapu s rychlejším přesunem těžiště ze zadní poloviny plosky nohy na přední v důsledku chůze v předklonu [28]. Řada autorů pak zkoumala elektromyografické rozdíly mezi pacienty s bederní stenózou a kontrolní skupinou. Studie Nuesche et al. a Urbanschitze et al. shodně popsaly zvýšenou aktivitu v oblasti paravertebrálních svalů a v m. gluteus medius, studie Kima et al. pak výsledky doplnila o zvýšenou aktivitu m. tensor fasciae latae [22,29,30]. Zvýšenou aktivitu paravertebrálních svalů pak autoři vysvětlují výraznější snahou o nefyziologický předklon, potřebou stabilizovat pohybové segmenty páteře od bolestivých pohybů a konečně jejich tuko-

proLékaře.cz | 25.11.2026

Tab. 1. Základní charakteristiky pohybové analýzy jednotlivých páteřních patologií.

	Kinematické parametry			Kinetické parametry	EMG parametry
	Časo-prostorové parametry		Segmentální analýza		
	Snížené	Zvýšené			
Degenerativní bederní stenóza	↓ délka kroku ↓ letová fáze ↓ 1-limb support ↓ rychlost chůze ↓ kadence	↑ šířka kroku ↑ stojná fáze ↑ 2-limb support	↓ extenze kyčle ↓ plantární flexe kotníku ↓ kraniokaudálního a rotačního pohybu pánve	↑ tlak v přední porci nášlapu	↑ intenzity kontrakce (RMS) m. gluteus medius ↑ intenzity kontrakce (RMS) mm. paravertebrales
Cervikální myelopatie	↓ délka kroku ↓ letová fáze ↓ 1-limb support ↓ rychlost chůze ↓ kadence	↑ šířka kroku ↑ stojná fáze ↑ 2-limb support	↓ flexe kyčle ↓ flexe kolene ↓ flexe kotníku	↓ propulzní síly ↓ flekčního momentu síly kyčle ↓ flekčního momentu síly kyčle kotníku	↑ maximální velikost amplitudy m. deltoideus ↑ time to peak delší aktivace m. biceps femoris + m. rectus femoris
Dysfunkce sakroiliakálního skloubení	↓ délka kroku ↓ letová fáze ↓ rychlost chůze ↓ kadence	↑ 2-limb support	↓ abdukce kyčle ↓ plantární flexe kotníku	↓ reakční síly na podložce postižené strany	dřívější aktivace mm. paravertebrales dysynergie m.latissimus dorsi a m.gluteus maximus

RMS – root mean square

vou atrofií, která vyžaduje větší aktivitu zbylých svalových vláken. Nadměrná aktivita m. gluteus medius je pak dávána do souvislosti se zvýšenou pánevní rigiditou a také chůzí o široké bázi při relativní nestabilitě.

Cervikální myelopatie

Syndrom cervikální myelopatie je soubor příznaků vznikajících v důsledku míšní komprese při úzkém páteřním kanále. Nejčastěji nastává v důsledku chronických degenerativních změn charakteru spondylózy nebo osifikace zadního podélného vazu [31]. Výsledkem jsou symptomy, mezi které patří parestezie končetin, spasticita, senzomotorický zánik, sfinkterová dysfunkce a především porucha chůze [32]. Porucha chůze vzniká kombinací poruchy čití dolních končetin, spasticity, ataxie a motorického oslabení. Kinematická analýza má podobné charakteristiky jako při degenerativní stenóze. Zpravidla bývá snížená délka kroku a zvýšená šířka kroku, což Malone et al. a Maezawa et al. vysvětlují poruchou propriocepce plosek, která nutí pacienty chodit o širší bázi, a poruchou stability, především při stoji na jedné noze [33,34]. Opět bývá zkrácena letová fáze chůzového cyklu a single-limb support, prodlužuje se stojná fáze a double-limb support, což jako jeden z prvních popsali Kuhtz-Buschbeck [35]. Obojí demonstruje preferenci pacientů stát za podpory obou nohou, poněvadž mají výrazně narušenou senzitivní aferentaci. Současně bývají snížené i rychlost chůze a zákonitě i kadence, což prokazuje většina prací, které tyto parametry hodnotí [33–35]. Vysvětlením je opět porucha čití dolních končetin, ale také spasticita zpomalující rytmus střídání flexorů a extenzorů a potažmo celé chůze. Segmentální a trupovou kinematickou analýzu cervikální spondylogenní myelopatie detailně rozebrali Maezawa et al., kteří popsali sníženou flexi ve všech třech osových kloubech dolní končetiny – kyčli, koleni a kotníku. V oblasti kyčle a kotníku je snížená flexe vysvětlována spasticitou asociovanou se syndromem horního motoneuronu, poněvadž autoři jako Yoon et al. a Maezawa et al. popsali nepřímou úměru mezi klinickou tíží myelopatie a mírou poklesu maximálně dosažené flexe [34,36]. Vysvětlením je svalový hypertonus mechanicky omezující fyziologické rozvíjení kloubů. Snížení plantární flexe kotníku pak dáváme do souvislosti se sníženou délkou kroku a letové fáze chůzového cyklu. Následkem je pokles odrazové síly jedince. Kinetické analýze se věnovaly studie Malona et al. a Kitadeho et al., kteří popsali pokles propulzní síly na podložce společně s poklesem flekčního momentu síly v kyčelním a talokrurálním kloubu. Zajímavou charakteristikou je pak vlnivý pohyb kolene do obrazu „genu recurvatum", který se objevuje při stojné fázi chůzového cyklu v důsledku zatížení kolenního kloubu plnou hmotností jedince [33,37]. Elektromyografickou analýzu pak prováděli Haddas et al., kteří nenašli rozdíl v maximální velikosti amplitudy (peak EMG) v jednotlivých svalech dolních končetin, ale paradoxně jej popsali u mediálního deltového svalu. Významný rozdíl však odhalili v hodnotě „time-to-peak EMG" (času potřebného k dosažení maximální kontrakce) v mm. multifidi, mm. erectorae spinae, m. semitendinosus, m. tibialis anterior a m. deltoideus [38]. Studie Malona et al., pak popsala prodlouženou aktivaci m. biceps femoris a m. rectus femoris, což autoři vysvětlují kompenzační snahou stabilizovat proximální porci dolních končetin a trupu při akrální poruše propriocepce [39].

Dysfunkce sakroiliakálního skloubení

Dysfunkce sakroiliakálního (SI) skloubení je bolestivý stav dominantně se projevující bolestmi zad, na kterých se podílí až ve 30 % všech případů [40]. Nejčastěji bývá způsoben degenerativními změnami kloubních ploch, může ale nastat i sekundárně vlivem traumatu nebo iatrogenně po operačních

proLékaře.cz | 25.11.2026

výkonech. Typickým klinickým projevem je lokální bolest vázaná na změnu polohy s pseudoradikulární propagací od beder přes kyčlení kloub ke koleni. Vědeckých prací provádějících pohybovou analýzu u pacientů se sakroiliakální dysfunkcí je pomálu. Současně je problematická interpretace výsledků, jelikož práce často zkoumají odlišné pacientské kohorty. Např. Busso et al. prováděli pohybovou analýzu u 21 pacientů, kteří absolvovali chirurgickou stabilizaci SI skloubení v důsledku traumatu, Hermanns et al. zkoumali pacientky s poporodní dysfunkcí SI skloubení a Mar et al. zkoumali soubor s unilaterální dysfunkcí SI skloubení [41–43]. Naše pracovní skupina pak publikovala jednu z mála prací zkoumajících pohybový profil pacientů s oboustrannou degenerativní dysfunkcí SI skloubení [44]. Výsledky kinematické analýzy se v jednotlivých studiích lišily. Zatímco práce autorů Busso et al. prokázala signifikantní změny všech časoprostorových kinematických parametrů, práce autorů Mara et al. prokázala signifikantní změnu pouze u šířky kroku, která byla nižší u pacientů s SI dysfunkcí [41,43]. V našem souboru jsme zjistili signifikantně nižší délku kroku, kratší letovou fázi a delší double-limb support u pacientů s SI dysfunkcí [44]. Podobné výsledky zjistili i Hermans et al., kteří navíc popsali nižší kadenci a rychlost chůze [42]. Segmentální a trupová kinematická analýza našeho souboru pak odhalila sníženou abdukci kyčle a sníženou plantární flexi kotníku pacientů s SI dysfunkcí. Rozdíly v kyčelních pohybech a také náklonu pánve popsaly studie autorů Mar et al. a Hermans et al. Ti příčinu vysvětlují snahou pacientů vyhnout se mikropohybům SI skloubení nastávající při zvýšeném tlaku hlavice femuru do acetabula, např. při abdukci kyčelního kloubu [42,43]. Snížená plantární flexe kotníku je pak pravděpodobně následkem kratšího kroku, který neumožňuje provést maximálně možný odraz. V kinetické analýze pacientů se SI dysfunkcí pak bývají patrné nižší reakční síly podložky na patologické straně oproti straně nepostižené [43]. Důvodem je pravděpodobně odlehčování dolní končetiny a patologický přesun těžiště. Tento fenomén je patrný jak při chůzi, tak při vstávání ze sedu, což prokázala studie Capobianca et al. [45]. Pouze studie Feeneyho et al. hodnotila EMG analýzu pacientů se SI dysfunkcí během chůze. Studie Capobianca et al. sice také prováděla EMG analýzu pacientů se SI dysfunkcí, ale pacienti v tomto případě prováděli stoj ze sedu, nikoliv chůzi [45,46]. Obě práce však popsaly významnější aktivitu trupového svalstva ve snaze omezit lumbopelvický rytmus, což snižuje bolestivé mikropohyby SI skloubení. Dalším zajímavým poznatkem byl nález svalové dyssynergie mezi m. latissimus dorsi a m. gluteus maximus. Jedná se o mohutné svaly, které jsou za normálních okolností propojeny prostřednictvím thorakolumbální fascie, jejíž zvýšené napětí dynamicky stabilizuje SI skloubení. Porucha synergistického efektu obou svalů je jedna z uvažovaných etiologií primární SI dysfunkce.

Závěr

Využití metod pohybové analýzy ve spondylochirurgii má v současnosti spíše teoretický rozměr. Důvodem je omezená dostupnost vyšetření a především omezená schopnost interpretace výsledků, pro kterou je nutná přítomnost osoby ovládající znalost fyziologie a patofyziologie chůze. Současně je potřeba vnímat, že ačkoliv se jedná o velmi senzitivní nástroj v detekci patologií pohybu, nejedná se o nástroj specifický pro jednotlivé pohybové poruchy. Situaci pak navíc komplikuje skutečnost, že průměrný spondylochirurgický pacient zpravidla anamnesticky vykazuje větší počet diagnóz ovlivňujících fyziologii chůze. K efektivnímu využití nástrojů analýzy pohybu je vhodné před samotným měřením rozhodnout, které konkrétní parametry bude vyšetřující osoba hodnotit (např. jak se liší kadence a síly působící v kolenním kloubu u pacienta s cervikální myelopatií oproti zdravé kontrole). Pro využití pohybové analýzy v diagnostice konkrétních patologií tak bude dle našeho názoru nutné systém automatizovat, případně využít některý z nástrojů umělé inteligence. Vhodným nástrojem se zdá být Timm Library, knihovna předpřipravených učicích modelů hodnotící obrazové vstupy, která byla již v minulosti využita autory Chabaane et al. k hodnocení GPS u dětských i dospělých pacientů s poruchami pohybu [47]. Jako přínosnější vnímáme využití pohybové analýzy k hodnocení terapeutického úspěchu porovnáním vyšetření před a po operačním výkonu. Celému procesu by pak jistě prospěla centralizovaná databáze provedených vyšetření, která by eliminovala potřebu vytváření normativních a patologických pohybových analýz pro každou nově vzniklou laboratoř. To se však dlouhou dobu nedaří realizovat vzhledem k odlišným měřicím protokolům, kinematickým modelům a absenci školených specialistů zaměřeným na nastavení systému a umístění optických markerů.

Finanční podpora

Následující článek byl finančně podpořen vnitřním grantem Krajské zdravotní a.s. IG9-217111041, jehož součástí byl celý kolektiv spoluautorů.

Etické aspekty

Pacienti uvedení na obrazové dokumentaci souhlasili s publikací jejich anonymizovaných fotografií.

Konflikt zájmů

Autoři deklarují, že v souvislosti s předmětem studie nemají žádný konflikt zájmů.

Literatura

1. Mirelman A, Shema S, Maidan I et al. Gait. Handb Clin Neurol 2018; 159: 119–134. doi: 10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0.

2. Hecht GG, Van Rysselberghe NL, Young JL et al. Gait analysis in orthopaedic surgery: history, limitations, and future directions. J Am Acad Orthop Surg 2022; 30(21): e1366–e1373. doi: 10.5435/JAAOS-D-21-00785.

3. Vaughan CL, Davis BL, O'Connor JC. Dynamics of human gait. Champaign: Human Kinetics Publishers 1992.

4. Teulier C, Lee DK, Ulrich BD. Early gait development in human infants: plasticity and clinical applications. Dev Psychobiol 2015; 57(4): 447–458. doi: 10.1002/dev.21291.

5. WHO Multicentre Growth Reference Study Group. WHO motor development study: windows of achievement for six gross motor development milestones. Acta Paediatr Suppl 2006; 450: 86–95. doi: 10.1111/j.1651-2227.2006.tb02379.x.

6. Peters DM, Fritz SL, Krotish DE. Assessing the reliability and validity of a shorter walk test compared with the 10-Meter Walk Test for measurements of gait speed in healthy, older adults. J Geriatr Phys Ther 2013; 36(1): 24–30. doi: 10.1519/JPT.0b013e318248e20d.

7. Cheng DK, Nelson M, Brooks D et al. Validation of stroke-specific protocols for the 10-meter walk test and 6-minute walk test conducted using 15-meter and 30-meter walkways. Top Stroke Rehabil 2020; 27(4): 251–261. doi: 10.1080/10749357.2019.1691815.

8. Celik Y, Stuart S, Woo WL et al. Gait analysis in neurological populations: progression in the use of wearables. Med Eng Phys 2021; 87: 9–29. doi: 10.1016/j.medengphy.2020.11.005.

9. Cicirelli G, Impedovo D, Dentamaro V et al. Human gait analysis in neurodegenerative diseases: a review. IEEE J Biomed Health Inform 2022; 26(1): 229–242. doi: 10.1109/JBHI.2021.3092875.

10. Schutte LM, Narayanan U, Stout JL et al. An index for quantifying deviations from normal gait. Gait Posture 2000; 11(1): 25–31. doi: 10.1016/s0966-6362(99)00047-8.

11. Schwartz MH, Rozumalski A. The gait deviation index: a new comprehensive index of gait pathology. Gait Posture 2008; 28(3): 351–357. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.05.001.

12. Baker R, McGinley JL, Schwartz MH et al. The gait profile score and movement analysis profile. Gait Posture 2009; 30(3): 265–269. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.05.020.

13. Ropars J, Lemeur M, Vuillerot C et al. Changes in muscle activation during gait of children with duchenne muscular dystrophy. Comput Methods Biomech Biomed Engin 2015; (Suppl 1): 2042–2043. doi: 10.1080/10255842.2015.1069615.

14. Dubousset J. Reflections of an orthopaedic surgeon on patient care and research into the condition of scoliosis. J Pediatr Orthop 2011; 31(Suppl 1): S1–S8. doi: 10.1097/BPO.0b013e3181f73beb.

15. Zhou J, Ning X, Fathallah F. Differences in lumbopelvic rhythm between trunk flexion and extension.

proLékaře.cz | 25.11.2026

Clin Biomech (Bristol) 2016; 32: 274–279. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2015.10.012.
16. Forsth P, Olafsson G, Carlsson T et al. A randomized, controlled trial of fusion surgery for lumbar spinal stenosis. N Engl J Med 2016; 374(15): 1413–1423. doi: 10.1056/NEJMoa1513721.
17. Ammendolia C, Stuber K, Tomkins-Lane C et al. What interventions improve walking ability in neurogenic claudication with lumbar spinal stenosis? A systematic review. Eur Spine J 2014; 23(6): 1282–1301. doi: 10.1007/s00586-014-3262-6.
18. Tomkins-Lane CC, Battie MC, Hu R et al. Pathoanatomical characteristics of clinical lumbar spinal stenosis. J Back Musculoskelet Rehabil 2014; 27(2): 223–229. doi: 10.3233/BMR-130440.
19. Sun J, Liu YC, Yan SH et al. Clinical gait evaluation of patients with lumbar spine stenosis. Orthop Surg 2018; 10(1): 32–39. doi: 10.1111/os.12367.
20. Fujita N, Sakurai A, Miyamoto A et al. Stride length of elderly patients with lumbar spinal stenosis: multi-center study using the Two-Step test. J Orthop Sci 2019; 24(5): 787–792. doi: 10.1016/j.jos.2019.01.006.
21. Lodin J, Jelinek M, Sames M et al. Quantitative gait analysis of patients with severe symptomatic spinal stenosis utilizing the gait profile score: an observational clinical study. Sensors (Basel) 2022; 22(4): 1633. doi: 10.3390/s22041633.
22. Kim JJ, Cho H, Park Y et al. Biomechanical influences of gait patterns on knee joint: kinematic & EMG analysis. PLoS One 2020; 15(5): e0233593. doi: 10.1371/journal.pone.0233593.
23. Suda Y, Saitou M, Shibasaki K et al. Gait analysis of patients with neurogenic intermittent claudication. Spine (Phila Pa 1976) 2002; 27(22): 2509–2513. doi: 10.1097/00007632-200211150-00016.
24. Loske S, Nuesch C, Byrnes KS et al. Decompression surgery improves gait quality in patients with symptomatic lumbar spinal stenosis. Spine J 2018; 18(12): 2195–2204. doi: 10.1016/j.spinee.2018.04.016.
25. Conrad BP, Shokat MS, Abbasi AZ et al. Associations of self-report measures with gait, range of motion and proprioception in patients with lumbar spinal stenosis. Gait Posture 2013; 38(4): 987–992. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.05.010.
26. Bumann H, Nuesch C, Loske S et al. Severity of degenerative lumbar spinal stenosis affects pelvic rigidity during walking. Spine J 2020; 20(1): 112–120. doi: 10.1016/j.spinee.2019.08.016.
27. Yokogawa N, Toribatake Y, Murakami H et al. Differences in gait characteristics of patients with lumbar spinal canal stenosis (L4 radiculopathy) and those with osteoarthritis of the hip. PLoS One 2015; 10(4): e0124745. doi: 10.1371/journal.pone.0124745.
28. Wei W, Xu C, Yang XJ et al. Analysis of dynamic plantar pressure before and after the occurrence of neurogenic intermittent claudication in patients with lumbar spinal stenosis: an observational study. Biomed Res Int 2020; 2020: 5043583. doi: 10.1155/2020/5043583.
29. Urbanschitz L, Nuesch C, Scharen S et al. Walking stress-induced changes in gait patterns and muscle activity: patients with lumbar spinal stenosis versus asymptomatic controls. Gait Posture 2024; 114: 55–61. doi: 10.1016/j.gaitpost.2024.08.083.
30. Nuesch C, Mandelli F, Przybilla P et al. Kinematics and paraspinal muscle activation patterns during walking differ between patients with lumbar spinal stenosis and controls. Gait Posture 2023; 99: 44–50. doi: 10.1016/j.gaitpost.2022.10.017.
31. Fehlings MG, Tetreault LA, Wilson JR et al. Cervical spondylotic myelopathy: current state of the art and future directions. Spine (Phila Pa 1976) 2013; 38(Suppl 1): S1–S8. doi: 10.1097/BRS.0b013e3182a7e9e0.
32. Kalsi-Ryan S, Karadimas SK, Fehlings MG. Cervical spondylotic myelopathy: the clinical phenomenon and the current pathobiology of an increasingly prevalent and devastating disorder. Neuroscientist 2013; 19(4): 409–421. doi: 10.1177/1073858412467377.
33. Malone A, Meldrum D, Bolger C. Gait impairment in cervical spondylotic myelopathy: comparison with age- and gender-matched healthy controls. Eur Spine J 2012; 21(12): 2456–2466. doi: 10.1007/s00586-012-2433-6.
34. Maezawa Y, Uchida K, Baba H. Gait analysis of spastic walking in patients with cervical compressive myelopathy. J Orthop Sci 2001; 6(5): 378–384. doi: 10.1007/s007760170002.
35. Kuhtz-Buschbeck JP, Johnk K, Mader S et al. Analysis of gait in cervical myelopathy. Gait Posture 1999; 9(3): 184–189. doi: 10.1016/s0966-6362(99)00015-6.
36. Yoon JY, Chang H, Park KB et al. Effect of the number of involved spinal cord segments on gait function in patients with cervical spondylotic myelopathy. Asian Spine J 2012; 6(4): 233–240. doi: 10.4184/asj.2012.6.4.233.
37. Kitade I, Nakajima H, Takahashi A et al. Kinematic, kinetic, and musculoskeletal modeling analysis of gait in patients with cervical myelopathy using a severity classification. Spine J 2020; 20(7): 1096–1105. doi: 10.1016/j.spinee.2020.01.014.
38. Haddas R, Cox J, Belanger T et al. Characterizing gait abnormalities in patients with cervical spondylotic myelopathy: a neuromuscular analysis. Spine J 2019; 19(11): 1803–1808. doi: 10.1016/j.spinee.2019.06.005.
39. Malone A, Meldrum D, Gleeson J et al. Electromyographic characteristics of gait impairment in cervical spondylotic myelopathy. Eur Spine J 2013; 22(11): 2538–2544. doi: 10.1007/s00586-013-2928-9.
40. Sembrano JN, Polly DW. How often is low back pain not coming from the back? Spine (Phila Pa 1976) 2009; 34(1): E27–E32. doi: 10.1097/BRS.0b013e31818b8882.
41. Busso C, Cambursano S, Aprato A et al. Algo-functional indexes and spatiotemporal parameters of gait after sacroiliac joint arthrodesis. J Clin Med 2020; 9(9): 2860. doi: 10.3390/jcm9092860.
42. Hermans SMM, Paulussen EMB, Notermans RAJ et al. Motion analysis in patients with postpartum sacroiliac joint dysfunction: a cross-sectional case-control study. Clin Biomech (Bristol) 2022; 100: 105773. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2022.105773.
43. Mar D, Robinson K, Wilson B et al. Effect of sacroiliac fusion on gait, standing balance, and pelvic mobility for unilateral sacroiliac joint dysfunction. N Am Spine Soc J 2023; 16: 100288. doi: 10.1016/j.xnsj.2023.100288.
44. Lodin J, Jelinek M, Prochazka J et al. Quantitative gait analysis of patients with severe sacroiliac joint dysfunction: a prospective clinical study. J Neurosurg Sci 2023; 67(6): 694–701. doi: 10.23736/S0390-5616.21.05448-5.
45. Capobianco RA, Feeney DF, Jeffers JR et al. Patients with sacroiliac joint dysfunction exhibit altered movement strategies when performing a sit-to-stand task. Spine J 2018; 18(8): 1434–1440. doi: 10.1016/j.spinee.2018.03.008.
46. Feeney DF, Capobianco RA, Montgomery JR et al. Individuals with sacroiliac joint dysfunction display asymmetrical gait and a depressed synergy between muscles providing sacroiliac joint force closure when walking. J Electromyogr Kinesiol 2018; 43: 95–103. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.09.009.
47. Ben Chaabane N, Conze PH, Lempereur M et al. Quantitative gait analysis and prediction using artificial intelligence for patients with gait disorders. Sci Rep 2023; 13(1): 23099. doi: 10.1038/s41598-023-49883-8.