

# Femoropelvilumbální komplex – funkční vztahy a klinika

## Femoropelvilumbar complex – functional relations and clinical manifestations

I. Vařeka<sup>1-3</sup>, R. Dvořák<sup>3</sup>

<sup>1</sup> FN Hradec Králové

<sup>2</sup> Lékařská fakulta, Univerzita Karlova, Hradec Králové

<sup>3</sup> Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

**Souhrn:** Spojení pánve se sousedními oblastmi pohybového systému, tedy s kostmi stehenními a bederní páteří, je klíčovou oblastí pro postavení dolních končetin a nastavení trupu ve stoji a při chůzi. S tím je spojeno typické řetězení poruch funkce, a to jak ve směru proximodistálním či distoproximálním, tak i kaudokraniálním či kraniokaudálním. Toto řetězení poruch funkce pak má odraz v konkrétních klinických jednotkách.

**Klíčová slova:** hip – pánev – páteř – funkce

**Summary:** The connection of the pelvis with adjacent areas of the musculoskeletal system, i.e. with the femurs and lumbar spine, is a key area for the positioning of the lower limbs and alignment of the trunk when standing and walking. This is associated with the typical chains of malfunction, both in the proximodistal or distoproximal direction, as well as in the caudocranial or craniocaudal direction. These chains of malfunction are then reflected in specific clinical units.

**Key words:** hip – pelvis – spine – function

### Úvod

**Femoropelvilumbální komplex** (FPLC) hraje zásadní roli v nastavení postury a funkci pohybového systému jak v bipedním stoji, tak i při chůzi a dalších pohybech. To nám ostatně zdůrazňovali před mnoha lety naši předchůdci a učitelé, které tímto chceme vzpomenout. A my jim to tenkrát vše odkývali jako banální samozřejmost, se kterou není třeba ztrácet čas. A postupně jsme ji, jako každou samozřejmost, téměř zapomněli, či spíše upozadili, abychom se k ní po mnoha letech opět vrátili, paradoxně a mylně jako k téměř převratnému vlastnímu objevu, tentokrát již s plným uvědoměním si významu a souvislostí. To, co o této problematice víme, se tímto textem snažíme připomenout kolegům a předat našim studentům, o kterých

samozřejmě tušíme, že naše sdělení přijímají v lepším případě shovívavě. A že většinu toho, co se snažíme sdělit, překryjí informacemi, které nyní považují za opravdu důležité. Ale současně jsme si jisti, že toto naše sdělení zcela nezmizí a jednou se z jejich paměti opět vynoří, až přijde jeho čas. Tedy alespoň u některých.

Vzájemným vztahům součástí FPLC se věnovala řada autorů a v poslední době je jim věnována zvýšená pozornost především v souvislosti s výskytem bolestivých syndromů, např. typu **femoracetabulárního impingementu** (FAI). Zvláště významné jsou tyto vztahy v případě kombinace operační stabilizace bederních obratlů a následné **totální náhrady kyčelního kloubu** (THA – total hip arthroplasty) [1–8].

Základní anatomie, stejně jako hlavní radiologické parametry, již byly popsány v předcházejícím textu, na který odkazujeme [9]. I zde se pro lepší srozumitelnost budeme snažit rozlišovat mezi pojmy **orientace** vzhledem k tělním rovinám či osám a **postavení** vzhledem k jiným tělním segmentům.

### Funkční vztahy femoropelvilumbálního komplexu

Pojem FPLC je novotvar, v anglických textech lze nalézt termíny *lumbo-pelvic-hip complex* [10], **lumbopelvic complex** (LPC) [11,12], *lumbopelvic kinematics* [13], *spinopelvic biomechanics*, resp. mobility, alignment, balance, organization etc. [2,3,5,7,14–17], případně **spine-hip relations** (SHR) [11,13,18]. Rivièrè

**Tab. 1. Typy lumbopelvickeho komplexu dle Rivière [13,18] a typy pánve a zakřivení páteře dle Roussoulyho [14].**

Tab. 1. Types of lumbopelvic complexes according to Rivière [13,18] and types of pelvis and spinal curvatures according to Roussouly [14].

| Typ LPC, zdroj [13]** [18]* |                                     |             |             | Typ zakřivení páteře [14] |
|-----------------------------|-------------------------------------|-------------|-------------|---------------------------|
| typ 1                       | PI < 30°**<br>PI < 40°*             | tuhá páteř  | hip users   | typ 1 a 2                 |
| typ 2                       | 30° < PI < 65°**<br>40° < PI < 60°* | mobilní LPC | spine users | typ 3                     |
| typ 3                       | PI > 65°**<br>PI > 60°*             |             |             | typ 4                     |

LPC – lumbopelvic complex, PI – pelvic incidence

charakterizuje SHR koncept jako vztah mezi LPC a kyčlí, přičemž pánev hraje úlohu spojujícího článku [1,11].

Z dříve uvedených parametrů [9,19] jsou za hlavní považovány **pelvic tilt** (PT), **sacral slope** (SS) a **Cobbův úhel bederní lordózy** (LL), které Rivière označuje jako funkční, protože se jejich míra mění v závislosti na aktuálním držení těla, a tedy orientaci pánve [11]. Za nejvýznamnější je ale obvykle považován parametr **pelvic incidence** (PI) [1,6,20], který Rivière označuje jako morfologický, protože po dokončené kostní zralosti je fixní v tom smyslu, že se jeho hodnota nemění v závislosti na posturálním nastavení (stoj, sed, leh) a je tak charakteristický pro daného jedince [1,11]. Jiní autoři ale tento názor zpochybňují a poukazují na možné změny PI při posturální změně u dospělých s vyšší pohyblivostí v **sakroiliálních kloubech** (SI), která může vzniknout v rámci degenerace přímo SI nebo jako kompenzace degenerativních změn páteře a po operacích páteře. Hodnota PI pak roste s hodnotou LL a s vyšším zakřivením SI spolu s jeho vyšší mobilitou [6]. Pro zdravé jedince platí vztah  $LL = 0,54 PI + 27,6$  [11] a také pozitivní korelace mezi LL a PI (0,75) či SS (0,71) [21]. Obecně platí vztah  $PI = PT + SS$  [11,22].

Intervaly hodnot parametrů PI a SS charakterizují **typy postavení pánve a zakřivení páteře dle Roussoulyho** [14,19].

Rivière dle hodnoty PI rozlišuje tři **základní typy LPC** [13,18], které charakterizuje tab. 1. Na základě hodnoty PI jsou do tabulky zahrnuty i typy zakřivení [14,19]. Klinické souvislosti jsou uvedeny níže v příslušné kapitole.

Phan stanovuje čtyři **typy páteře** dle hodnoty PT a rozdílu (PI – LL) ve stoji a změny orientace pánve při sedu [1]. Tyto typy, které charakterizuje tab. 2, mají vztah k výskytu FAI, jak bude popsáno později, a také k volbě vhodného uložení acetabulární náhrady. V případě typu rigidní nevybalancované páteře se od původního zdroje poněkud odchylujeme. Jsme toho názoru, že při sedu již pánev není schopna výraznější další retroverze.

### Obecné principy funkčního řetězení

Obecné principy řetězení poruch funkce, ať již z příčin strukturálních, či funkčních, byly opakovaně diskutovány [23–30]. Termín řetězení je poněkud zavádějící, svádí k mechanistickému chápání jeho podstaty a opomíjení vlivu zevních sil a dalších významných faktorů, především zásadního vlivu řízení z centrálního nervového systému. V anglicky psaných

textech je používán spíše výraz *pattern*, tedy vzor. Zde se z důvodu tradice přidržíme pojmu řetězení a doporučujeme, aby se i nadále používal, když už se jednou zavedl, ale s naším vysvětlujícím komentářem [31].

Hlavní faktory, které ovlivňují řetězení, jsou na jedné straně principy řízení motoriky a na druhé straně principy anatomie spolu s biomechanikou. Při statickém (či spíše semistatickém) stoji, stejně jako při pohybu, typicky při chůzi, řídící systém s ohledem na účel volí a na konkrétní vnitřní a zevní podmínky adjustuje vhodný motorický program. Ten se realizuje jako konkrétní motorický vzor koordinace svalové aktivity. Výsledný pohyb je pak dán možnostmi a omezeními dané morfologie a určují jej biomechanické principy a faktory, kdy zásadní význam mají zevní síly a vlivy. Volba vhodného programu vychází z předchozí zkušenosti (motorické učení) a mimo zevní vlivy zohledňuje také strukturální či funkční patologii pohybového systému [32]. Významně se přitom uplatňuje nocicepce a ještě výrazněji vědomě vnímaná bolest. Za běžných okolností, tedy pokud nejde např. o stresovou reakci typu „bojů nebo úteč“, se systém snaží o energetickou efektivitu, resp. minimalizaci energetických nároků pro danou činnost.

Řetězení může být také ovlivněno případnou neurologickou poruchou, stejně jako poruchu kardiovaskulárního anebo dýchacího systému a dalších.

### Bipedie a FPLC

Zásadní adaptací na vzpřímené držení trupu a bipedie je lordotizace bederní páteře, která umožňuje udržet těžiště ve vzpřímeném stoji nad opornou bází, čímž snižuje energetickou náročnost stoje i chůze [33]. K dalším adaptacím patří klínovitý tvar obratlových těl a širou otevřený prezygapofyzeální úhel kloubních ploch bederní páteře. Všechny tyto znaky jsou výraznější u žen. Bederní lordóza se navíc dále prohlubuje během těhotenství, čímž se zaklání horní část trupu a ventrálně posunutě těžiště se tak dostává zpět nad kyčelní klouby [34].

Při koordinaci chůze volí systém program, který zcela automaticky a podvědomě ovlivňuje řada cílů a výše uvedených faktorů. Jedním z nich je princip **omezení energetické náročnosti**, což je umožněno volbou optimální rychlosti

chůze a **omezení výchylek těžiště**, především těch vertikálních. V oblasti FPLC proto dochází k rotaci pánve, která snižuje potřebu flexe a extenze v kyčelním kloubu při udržení délky kroku, a dále k poklesu kontralaterální poloviny pánve v období střední opory [35]. To vše je spojeno s odpovídající reakcí páteře [36]. K plynulému pohybu pánve a celého FPLC, a tím i snížení energetických nároků při chůzi, významně přispívá odklon osy femuru od vertikály směrem mediálně. Při zachovaném vertikálním postavení tibie je výsledkem lehká **fyzilogická valgozita kolene**. Noha se tak oproti kyčelnímu kloubu nachází více mediálně a je zúžena **báze chůze** [37,38]. Šířka báze chůze je také ovlivněna tzv. **úhlem chůze**, tedy mírou zevní či vnitřní rotace špiček nohou, která je dána postavením v kyčelním kloubu u chůze. Zvýšená antevertze krčku, stejně jako retrovertze, snižují míru krytí hlavice kosti stehenní acetabulem, což je kompenzováno rotací femuru a celé dolní končetiny. Při zvýšené antevertzi krčku proto

dochází ke vtáčení špiček, při jeho retrovertzi naopak ke zvýšené zevní rotaci. Velikost antevertze se během vývoje kyčle v dětství snižuje [39]. Je zřejmé, že určitý vliv na úhel chůze bude zřejmě mít i míra antevertze/retrovertze acetabula, resp. jeho dysplazie. Míra antevertze krčku femuru, stejně jako acetabula, bývá stranově rozdílná [40–42]. Příkladem biomechanického propojení nohy a FPLC je také **hyperpronační syndrom**. Pronace zatížené nohy v subtalárním kloubu je spojena s vnitřní rotací bérce, kterou následuje vnitřní rotace femuru, což vede ke zvýšení antevertze pánve a prohloubení lordózy bederní páteře. Naopak supinace nohy v subtalárním kloubu je spojena se zevní rotací bérce a s inverzí výše popsaného vzorce distoproximálního řetězení. Toto řetězení může samozřejmě probíhat také proximodistálně, kdy nastavení ve FPLC může být příčinou vývoje tzv. **funkčních typů nohy** [43].

Při **nestejně délce dolních končetin**, která je spíše standardem než výjimkou, můžeme pozorovat stranový

**Tab. 2. Typ bederní páteře dle orientace pánve ve stoji a v sedu, upraveno dle [1].**

Tab. 2. Type of lumbar spine according to pelvis orientation when standing and sitting, adjusted according to [1].

| Flexibilní vybalancovaná páteř (FBS)                                                    |                                                                                                         | Rigidní vybalancovaná páteř (RBS)<br>těžké degenerativní změny páteře,<br>stabilizační operace v lumbosakrální oblasti |                                                                           |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------|
| stoj                                                                                    | PT < 22° a (PI – LL) < 11                                                                               | stoj                                                                                                                   | jako typ FBS                                                              |
| sed                                                                                     | pánev – retrovertze bez omezení<br>femur – flexe bez omezení                                            | sed                                                                                                                    | pánev – nedostatečná retrovertze<br>femur – při flexi naráží              |
| Flexibilní nevybalancovaná páteř (FUS)<br>stavy po laminektomii, parkinsonici, dystonie |                                                                                                         | Rigidní nevybalancovaná páteř (RUS)<br>ankylóza či rozsáhlá stabilizační operace<br>lumbosakrální oblasti              |                                                                           |
| stoj                                                                                    | snížená LL (PI – LL) > 10°<br>pánev – retrovertze PT > 22°<br>femur – naráží při relativní hyperextenzi | stoj                                                                                                                   | pánev – retrovertze jako FUS<br>femur – naráží při relativní hyperextenzi |
| sed                                                                                     | pánev – lehká další retrovertze<br>(připomíná FBS)                                                      | sed                                                                                                                    | pánev – nelze další retrovertze (?)<br>femur – naráží při flexi (?)       |
| PT – pelvic tilt, PI – pelvic incidence, LL – úhel bederní lordózy                      |                                                                                                         |                                                                                                                        |                                                                           |

rozdíl v míře supinace a pronace nohy, což s sebou nese i související stranové rozdíly v orientaci a postavení proximálních segmentů dolních končetin. S tím je spojena asymetrická orientace pánve v hlavních anatomických rovinách a na ni navazující změny zakřivení a rotace páteře jak v její bederní části, tak i kraniálně. Kineziologické principy tohoto řetězení, včetně tzv. **Lovettova pravidla**, jsou dobře známa [44–46]. Záleží ale na příčině a etáži, kde asymetrie vzniká, obvykle se s výraznější asymetrií délky dolních končetin setkáváme po úrazech dolních končetin anebo náhradách velkých kloubů.

Také strukturální **skoliotické zakřivení** páteře změní orientaci a postavení pánve, což se dále zřetězí do segmentů dolních končetin a do rozsahu jejich pohybů [47]. To platí nejen i pro jiné strukturální změny a odchylky páteře, ale i pro její funkční poruchy typu blokády apod.

Také **Roussoulyho typy zakřivení páteře**, resp. příslušné typy orientace a postavení pánve [14,19], mají vliv na provedení chůze. Zatímco u typu 2 je zvětšená retroverze pánve během chůze spojena se zvýšením maximální extenze kyčle v oporné fázi, tak u typů 3 a 4 je snížená retroverze pánve spojena s omezením maximální extenze v kyčelním kloubu v oporné fázi. U typu 2 je navíc zvýšený rozsah plantiflexe a dorziflexe

v hlezenním kloubu, který je naopak snížen u typu 4 [48].

### Změny FPLC při sedu

Při sedání ze stoje přechází femur z vertikály do horizontály, což vyžaduje nejen flexi v kyčelním kloubu, ale také částečnou retroverzi pánve a s tím související změnu orientace acetabula. Retroverze pánve je spojena s (relativní) kyfotizací bederní páteře, resp. snížením hloubky lordózy [3]. Uvedené změny mohou být omezeny např. předchozí stabilizační operací či jinou patologií bederní páteře [1]. Stejně tak může být z různých příčin omezen rozsah pohybu v kyčelním kloubu. V důsledku toho buďto nedojde k plnému přechodu femuru do horizontály, nebo dotyčný v sedu výrazněji zaklání trup a vlastně tak napůl leží. Organizmus má přirozenou tendenci kompenzovat a substituovat omezený rozsah pohybu jedné oblasti v oblastech sousedních i vzdálených a záleží na tom, kde je větší možnost kompenzace a substituce. V tomto případě jde především o to, zda je více zachována pohyblivost v kyčelním kloubu nebo v bederní páteři. Kompenzace a substituce s sebou ale vždy nesou možné komplikace v podobě již zmíněného řetězení poruch funkce.

Výše uvedený popis sedu platí pro sed s koleny přibližně u sebe. Zvláště muži mají tendenci k sedu s přirozenou

abdukci a zevní rotací v kyčelních kloubech, který je u žen potlačen společenskými konvencemi, nicméně jde o úlevovou pozici optimálního krytí hlavičky femuru acetabulem. Ke snížení tlaku v kloubu přispívá odvinutí stabilizujících pelvifemorálních vazů při flexi [49]. Úlevu přináší také sed s jednostrannou flexí, výraznou abdukci a zevní rotací v kyčli, kdy je distální bérce dotyčné končetiny položen na distálním femuru druhé dolní končetiny. U pacientů s omezenou flexí v kyčelních kloubech se můžeme setkat jak s kompenzačním pololehlem (viz výše), tak i se sedem jen na jedné hýždě, resp. sedacím hrbolu. Páneve na straně postiženého kyčelního kloubu se nachází na okraji sedáku či mimo něj a končetina je částečně svěšena. To je spojeno s rotací a zešíkmením pánve spolu s úklonem a rotací páteře.

### Hip-spine syndrom

Termín **hip-spine syndrom** (HSS) použili poprvé Offierski a Macnab ve své práci publikované v roce 1983 [50]. Definovali tak obecně známou skutečnost, že degenerativní změny kyčelního kloubu a bederní páteře se navzájem ovlivňují, přičemž změna v jedné oblasti vyvolá degeneraci či zhorší klinické projevy již existujících degenerativních změn v oblasti druhé [6,13,50–52] (tab. 3). Související pojem **spine-hip syndrom** (SHS)

**Tab. 3. Hip spine syndrom [50].**

Tab. 3. Hip spine syndrome [50].

|                       |                                                                                                                        |
|-----------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Jednoduchý (primární) | Patologie se nachází v obou oblastech, ale klinicky se projevuje pouze v jedné z nich.                                 |
| Sekundární            | Patologie se nachází a klinicky projevuje v obou oblastech, ale projevy jedné z nich dominují.                         |
| Komplexní             | Patologie se nachází a klinicky projevuje v obou oblastech, není ale možné určit primární zdroj obtíží, resp. bolesti. |
| Mylně určený          | Patologie se nachází v obou oblastech, jako primární zdroj obtíží je mylně určena nesprávná oblast.                    |

zdůrazňuje původ obtíží v bederní páteři [11–13,53]. V rámci řetězení poruch se můžeme setkat také s pojmem **knee-hip-spine syndrom** [54]. V dalším textu se ale omezíme na použití zastřešujícího termínu HSS.

V principu se jedná o modelový příklad výše uvedeného řetězení poruch funkce, takže tento pojem můžeme použít i v případě jiných strukturálních či funkčních změn. HSS je spíše konkrétním příkladem řetězení než klinickou jednotkou, i když společným klinickým projevem HSS je obvykle bolest. Mechanismus HSS se může uplatnit při výskytu FAI [1,6] či selhání THA [1,3,55].

## Klinika femoropelvilumbálního komplexu

V této části stručně zmíníme pouze některé klinické důsledky dříve popsanych funkčních vztahů FPLC.

### Spinální patologie

U osob s vysokou hodnotou PI, typicky LPC typ 3, tzv. **spine users** (tab. 1), vede vyšší mechanické zatížení bederní páteře ke vzniku jejích patologií, jako je např. spondylóza, spondylolistéza, spinální stenóza či degenerace disku nebo artróza intervertebrálních kloubů v dolní části bederní páteře. U osob s nízkou hodnotou PI, typicky LPC typ 1, tzv. **hip users** (tab. 1), je vyšší výskyt degenerativního onemocnění plotének [6].

Hodnota PI obvykle pozitivně koreluje s hodnotou SS [56], a tedy s mírou antevertze pánve, což je zřejmé i z Rousoulyho klasifikace typů pánve a zakřivení páteře [14]. Pokud s touto klasifikací srovnáme klasifikaci typů pánve dle Lewita [19,27], pak lze odvodit, že tzv. hip users odpovídají asimilačnímu typu pánve se statickým typem páteře, jež má sklon k hypermobilitě, degeneraci či herniaci ploténky L5 a ligamentové bolesti [27]. Naopak tzv. spine users odpovídají normálnímu či přetěžovanému typu pánve spojenému s dynamickým typem páteře, jež má sklon k blokádám

a artrózám v oblasti lumbosakrální a sakroiliakální a také v kyčlích [27].

Idiopatická či senilní degenerativní skolióza může být příčinou změn orientace či postavení pánve a dalšího proximodistálního řetězení do dolních končetin, jak již bylo uvedeno výše.

V rámci řetězení poruch FPLC může docházet k rozvoji vertebrogenního algického syndromu bederní páteře, resp. poruch typu low back pain, a to jak z příčin nespecifických, resp. funkčních, tak i příčin specifických, tedy strukturálních, typu kořenového lumboischiadického syndromu. K problematice nespecifických a specifických bolestí bederní páteře viz přehledový článek [57], jinak též např. Lewit [27] nebo Kolář [58].

### Koxartróza a femoroacetabulární impingement

S výskytem koxartrózy je spojena vyšší hodnota PI, se kterou je pozitivně spojena hodnota LL. Pokud s věkem dojde k typické redukci LL spojené s retroverzí pánve [19,22], sniží se krytí hlavy femuru a zvýší se zatížení plochy kontaktu [6], což může být podkladem vzniku koxartrózy.

V ortopedických publikacích je FAI charakterizován jako preartróza s degenerací acetabulárního labra a přilehlé části chrupavky, s prevalencí 10–15 %. Tato problematika byla přehledně a podrobně popsána jinými autory [59]. FAI ale můžeme chápat i v širším smyslu jako nefyziologický kontakt krčku femuru s okrajem acetabula bez výše uvedených strukturálních změn, které se mohou objevit až později. Typickými důsledky jsou nocicepce či přímo bolest, případně omezení rozsahu pohybu v kloubu, ať již ochranné, či později strukturální, které má dopady v rámci řetězení poruchy.

Predispozicí ke vzniku FAI je nižší hodnota PI [6,60], která mimo jiné charakterizuje LPC typ 1, tedy tzv. hip users (tab. 1). Také sklon pánve (PT) a rozdíl hodnot parametrů PI a LL (tab. 2) mají vztah k výskytu FAI. U typu RBS nedochází k dostatečné retroverzi pánve při sedu a při

přechodu femuru do horizontálního postavení se tak může vyskytnout přední FAI. Typ FUS je charakteristický retroverzí pánve ve stoji, takže vertikálně stojící femur je relativně hyperextendován v kyčelním kloubu a může dojít k zadnímu FAI. Stejně tak typ RUS může být ve stoji spojen se zadním FAI, a to ze stejného důvodu jako u typu FUS [1]. FAI může být též projevem selhání THA, jak bude uvedeno dále.

### Selhání totální náhrady kyčelního kloubu

Řešením těžkých forem koxartrózy je THA, která může mít řadu komplikací. Gallo rozděluje příčiny selhání THA na septické, aseptické a syndrom bolestivé kyčle [61]. V tomto textu se celé složité problematice dotkneme jen okrajově, a to v souvislosti s funkčními vztahy FPLC.

Opakovaně bylo prokázáno, že předchozí stabilizační operace bederní páteře může způsobit selhání následně provedené THA ve smyslu dislokace kyčelní komponenty [1,55]. Lazennec uvádí četnost těchto dislokací v rozmezí 0,5–11 % a současně upozorňuje na paradox, že k dislokacím obvykle dochází ve stoji či v sedu, ale orientace acetabula bývá odečítána ze snímku ležícího pacienta [62]. Riziko dislokace lze omezit volbou vhodného uložení acetabulární náhrady [8,12]. Uložení do tzv. **functional safe zone** (Lewinnek) je považováno za překonané [63].

Phan doporučuje před THA stanovit již dříve popsaný typ bederní páteře dle orientace pánve ve stoji a v sedu (tab. 2) a podle výsledku zvolit hodnoty uložení acetabulární komponenty [1]. Rivière při snaze minimalizovat riziko nevhodného uložení acetabulární náhrady rozlišuje tzv. **funkční techniku** THA, která zohledňuje orientaci pánve pomocí odklonu přední pánevní roviny od frontální roviny, a **kinematickou techniku** THA, která bere v úvahu rozdíly v orientaci pánve ve stoji a při sedu. Výsledkem použití kinematické techniky THA je poněkud vyšší míra antevertze a inklinace

acetabula v porovnání s technikou funkční. Obdobně přistupuje ke kinematické technice nastavení antevertze femorální komponenty [13]. Při plánování THA doporučuje Rivièrè zohlednit typ SHR dle tzv. **Bordeaux klasifikace SHR** [18], případně dle její zjednodušené verze [13].

THA může selhávat také v důsledku nevhodné femorální komponenty, resp. nevhodného offsetu. Příliš krátký offset může být příčinou a) Trendelenburgovy chůze z důvodu sníženého momentu síly abduktorů [64–66], b) FAI [66] a c) instability kloubní náhrady při sníženém napětí měkkých tkání [67]. Naopak příliš dlouhý offset může mít za následek a) bolesti z přetížení abduktorů a jejich šlach při větším momentu síly abduktorů [68], b) větší sílu působící na dřík a cement z důvodu uvedeného výše, c) lepší stabilitu kloubu vyšším napětím měkkých tkání [69], ale současně možné přetížení těchto tkání [66], d) prodloužení dolní končetiny [70]. Delší offset je také příčinou většího rozsahu pohybu do abdukce [66,70]. Významným faktorem selhávání THA v delším časovém odstupu mohou být změny sklonu pánve, a tedy i orientace acetabula, při degenerativní kyfotizaci bederní páteře [19,22].

I z tohoto velmi stručného náhledu do problematiky THA je zřejmé, že vzájemné vztahy součástí FPLC mají zásadní vliv na plánování operace a naopak způsob provedení THA významně ovlivňuje funkci FPLC.

## Závěr

FPLC má klíčové postavení v lidské postuře, s čímž je spojeno typické řetězení poruch funkce, a to jak ve směru proximodistálním či distoproximálním, tak i kaudokraniálním či kraniokaudálním. To pak má odraz v konkrétních klinických jednotkách. Znalost těchto vztahů může zlepšit diagnostiku i terapii.

Tento text nemá ambici popsat celou rozsáhlou a složitou problematiku funkčních vztahů FPLC a není tedy ani zdaleka vyčerpávající, i když stav čtenáře, který ho dočetl až sem, se vyčerpání může

blížit. Rozhodně má náš hluboký obdiv a dík, že to vydržel. Pokud na téma FPLC přesto nezaněvře a tento text pojme jako inspiraci k dalšímu studiu a vlastnímu přemýšlení ve spojení s každodenní praxí, bude nám ctí a potěšením.

## Literatura

- Phan D, Bederman SS, Schwarzkopf R. The influence of sagittal spinal deformity on anteversion of the acetabular component in total hip arthroplasty. *Bone Joint J* 2015; 97B(8): 1017–1023. doi: 10.1302/0301-620X.97B8.35700.
- Sultan AA, Khlopas A, Piuze NS et al. The impact of spino-pelvic alignment on total hip arthroplasty outcomes: a critical analysis of current evidence. *J Arthroplasty* 2018; 33(5): 1606–1616. doi: 10.1016/j.arth.2017.11.021.
- Lum ZC, Coury JG, Cohen JL et al. The current knowledge on spinopelvic mobility. *J Arthroplasty* 2018; 33(1): 291–296. doi: 10.1016/j.arth.2017.08.013.
- Galmiche R, Migaud H, Beaulé PE. Hip anatomy and biomechanics relevant to hip replacement. In: Rivièrè C, Vendittoli PA (eds.). *Personalized hip and knee joint replacement*. Cham (CH): Springer 2020. doi: 10.1007/978-3-030-24243-5\_2.
- Heckmann ND, Lieberman JR. Spinopelvic biomechanics and total hip arthroplasty: a primer for clinical practice. *J Am Acad Orthop Surg* 2021; 29(18): e888–e903. doi: 10.5435/JAAOS-D-20-00953.
- Morimoto T, Kobayashi T, Tsukamoto M et al. Hip-Spine syndrome: a focus on the pelvic incidence in hip disorders. *J Clin Med* 2023; 12(5): 2034. doi: 10.3390/jcm12052034.
- Krebs VE, Hameed D, Mont MA. The evolving influence of spino-pelvic biomechanics and research on hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2023; 38(4): 611–613. doi: 10.1016/j.arth.2023.02.049.
- Di Martino A, Geraci G, Brunello M et al. Hip-spine relationship: clinical evidence and biomechanical issues. *Arch Orthop Trauma Surg* 2024; 144(4): 1821–1833. doi: 10.1007/s00402-024-05227-3.
- Vařeka I, Dvořák R. Femoropelvilumbální komplex – anatomické a radiologické poznámky. *Rehabil Fyz Lek* 2025. In press 2025.
- Łaziński M, Niemyjski W, Niemyjski M et al. Mobility of the lumbo-pelvic-hip complex (spino-pelvic mobility) and sagittal spinal alignment – implications for surgeons performing hip arthroplasty. *Arch Orthop Trauma Surg* 2024; 144(5): 1945–1953. doi: 10.1007/s00402-024-05241-5.
- Rivièrè C, Lazic S, Dagneaux L et al. Spine-hip relations in patients with hip osteoarthritis. *EFORT Open Rev* 2018; 3(2): 39–44. doi: 10.1302/2058-5241.3.170020.
- McCurdy M, Lee Y, DiNicola G et al. The hip spine relationship – what we know and what we don't: a narrative review. *AMJ* 2024; 9. doi: 10.21037/amj-23-163.
- Rivièrè C, Maillot C, Harman C et al. Kinematic alignment technique for total hip arthroplasty. *Semin Arthroplast* 2018; 29(4): 330–343. doi: 10.1053/j.sart.2019.05.008.
- Rossouly P, Pinheiro-Franco JL. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *Eur Spine J* 2011; 20(Suppl 5): 609–618. doi: 10.1007/s00586-011-1928-x.
- Radcliff KE, Kepler CK, Hellman M et al. Does spinal alignment influence acetabular orientation: a study of spinopelvic variables and sagittal acetabular version. *Orthop Surg* 2014; 6(1): 15–22. doi: 10.1111/os.12090.
- Steffl M, Lundergan W, Heckmann N et al. Spinopelvic mobility and acetabular component position for total hip arthroplasty. *Bone Joint J* 2017; 99B(1 Supp A): 37–45. doi: 10.1302/0301-620X.99B1.
- Savarese LG, Menezes-Reis R, Bonugli GP et al. Spinopelvic sagittal balance: what does the radiologist need to know? *Radiol Bras* 2020; 53(3): 175–184. doi: 10.1590/0100-3984.2019.0048.
- Rivièrè C, Lazennec JY, Van Der Straeten C et al. The influence of spine-hip relations on total hip replacement: a systematic review. *Orthop Traumatol Surg Res* 2017; 103(4): 559–568. doi: 10.1016/j.otsr.2017.02.014.
- Vařeka I. Hodnocení orientace pánve, typu zakřivení páteře a držení těla v sagitální rovině. *Rehabil Fyz Lek* 2025; 32(1): 32–39. doi: 10.48095/ccrhfl202532.
- Ramchandran S, Buckland A, Errico TJ. Pelvic Incidence (PI) is more easily understood as the Pelvic Base Angle (PBA). *Spine Res* 2017; 3(1:8). doi: 10.21767/2471-8173.100022.
- Wu ZM, Ji XQ, Lian K et al. Analysis of the Relationship Between Modic Change and Spinopelvic Parameters in the Sagittal Plane. *Med Sci Monit* 2020; 26: e919667. doi: 10.12659/MSM.919667.
- Sebaaly A, Grobost P, Mallam L et al. Description of the sagittal alignment of the degenerative human spine. *Eur Spine J* 2018; 27(2): 489–496. doi: 10.1007/s00586-017-5404-0.
- Janda V, Věle F, Poláková Z. *Funkce hybného systému: fyziologie a patofyziologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. 1. vyd. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství 1966.
- Janda V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno: Ústav pro další vzdělávání středních zdravotnických pracovníků 1982.
- Janda V. Ke vztahům mezi strukturálními a funkčními změnami pohybového systému. *Rehabil Fyz Lek* 1999; 6(1): 6–8.
- Lewit K. Zřetězení funkčních poruch pohybové soustavy. *Čas Lék čes* 1987; 126(42): 1310–1312.
- Lewit K. Manipulační léčba v rámci léčebné rehabilitace. Praha: Nakladatelství dopravy a spojů 1990.
- Lewit K. Kraniocervikální spojení nebo pánev? *Rehabil Fyz Lek* 1994; 1(2): 52–56.

29. Lewit K. Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabil Fyz Lek* 2000; 7(3): 99–101.
30. Vařeka I, Dvořák R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabil Fyz Lek* 2001; 8(1): 33–37.
31. Vodňanský J. *Generální úklid* (1. elektronické vydání). Městská knihovna v Praze. 2022 [online]. Dostupné z: [https://web2.mlp.cz/koweb/00/04/64/26/73/generalni\\_uklid.pdf](https://web2.mlp.cz/koweb/00/04/64/26/73/generalni_uklid.pdf).
32. Vařeka I. Historický vývoj teorií řízení motoriky – od hierarchické teorie k dynamickému systému. *Rehabil Fyz Lek* 2021; 28(2): 52–60. doi: 10.48095/ccrhfl202152.
33. Hogervorst T, Bouma HW, de Vos J. Evolution of the hip and pelvis. *Acta Orthop Suppl* 2009; 80(336): 1–39. doi: 10.1080/17453690610046620.
34. Whitcome KK, Shapiro LJ, Lieberman DE. Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature* 2007; 450(7172): 1075–1078. doi: 10.1038/nature06342.
35. Vařeka I, Janura M, Vařeková R. Kineziologie chůze. *Rehabil Fyz Lek* 2018; 25(2): 81–86.
36. Prost S, Blondel B, Pomeroy V et al. Description of spine motion during gait in normal adolescents and young adults. *Eur Spine J* 2021; 30(9): 2520–2530. doi: 10.1007/s00586-021-06918-w.
37. Perry J, Burnfield J. *Gait analysis. Normal a Pathological Function*. 2nd ed. San Francisco (USA): SLACK Inc. 2012.
38. Levine D, Richards J, White MW. *Whittle's Gait Analysis*. 5th ed. Churchill Livingstone: Elsevier 2012.
39. Matovinović D, Nemec B, Gulán G et al. Comparison in regression of femoral neck anteversion in children with normal, intoeing and out-toeing gait – prospective study. *Coll Antropol* 1998; 22(2): 525–532.
40. Kozic S, Gulán G, Matovinovic D et al. Femoral anteversion related to side differences in hip rotation. Passive rotation in 1,140 children aged 8–9 years. *Acta Orthop Scand* 1997; 68(6): 533–536. doi: 10.3109/17453679708999021.
41. Waldt S, Wörtler K, Eiber M. *Measurements and classifications in musculoskeletal radiology*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag 2014. doi: 10.1055/b-0034-92242.
42. Laumonerie P, Ollivier M, LiArno S et al. Which factors influence proximal femoral asymmetry?: a 3D CT analysis of 345 femoral pairs. *Bone Joint J* 2018; 100B(7): 839–844. doi: 10.1302/0301-620X.100B7.BJJ-2017-1601.R1.
43. Vařeka I, Vařeková R. *Kineziologie nohy*. Olomouc: UP v Olomouci 2009.
44. Lovett RW. Movements of the normal spine in their relation to scoliosis. *J Boston Soc Med Sci* 1900; 4(9): 243.
45. Pearcy MJ, Tibrewal SB. Axial rotation and lateral bending in the normal lumbar spine measured by three-dimensional radiography. *Spine (Phila Pa 1976)* 1984; 9(6): 582–587. doi: 10.1097/00007632-198409000-00008.
46. Legaspi O, Edmond SL. Does the evidence support the existence of lumbar spine coupled motion? A critical review of the literature. *J Orthop Sports Phys Ther* 2007; 37(4): 169–178. doi: 10.2519/jospt.2007.2300.
47. Karatel M, Yagci G, Yakut Y. Investigation of multidirectional hip range of motion and hip motion asymmetry in individuals with idiopathic scoliosis with different curve patterns. *J Body Mov Ther* 2021; 27: 77–83. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.02.001.
48. Bakouny Z, Assi A, Massaad A et al. Roussouly's sagittal spino-pelvic morphotypes as determinants of gait in asymptomatic adult subjects. *Gait Posture* 2017; 54: 27–33. doi: 10.1016/j.gaitpost.2017.02.018.
49. Kapandji AI. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Vol. 2, Lower limb. Edinburgh: Churchill Livingstone 1987.
50. Offierski CM, Macnab I. Hip-spine syndrome. *Spine* 1983; 8(3): 316–321. doi: 10.1097/00007632-198304000-00014.
51. Devin CJ, McCullough KA, Morris BJ et al. Hip-spine syndrome. *J Am Acad Orthop Surg* 2012; 20(7): 434–442. doi: 10.5435/JAAOS-20-07-434.
52. Younus A, Kelly A. Hip spine syndrome – a case series and literature review. *Interdiscip Neurosurg* 2021; 23: 100960. doi: 10.1016/j.inat.2020.100960.
53. Lazennec JY, Rousseau MA, Rangel A et al. Pelvis and total hip arthroplasty acetabular component orientations in sitting and standing positions: measurements reproducibility with EOS imaging system versus conventional radiographies. *Orthop Traumatol Surg Res* 2011; 97(4): 373–380. doi: 10.1016/j.otsr.2011.02.006.
54. Oshima Y, Watanabe N, Iizawa N et al. Knee-Hip-Spine Syndrome: improvement in preoperative abnormal posture following total knee arthroplasty. *Adv Orthop* 2019; 19: 8484938. doi: 10.1155/2019/8484938.
55. Lazennec JY, Brusson A, Rousseau MA. Lumbar-pelvic-femoral balance on sitting and standing lateral radiographs. *Orthop Traumatol Surg Res* 2013; 99(1 Suppl): S87–S103. doi: 10.1016/j.otsr.2012.12.003.
56. Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A barycentremetric study of the sagittal shape of spine and pelvis: the conditions required for an economic standing position. *Ann Biomed Eng* 1992; 20(4): 451–462. doi: 10.1007/BF02368136.
57. Vrba I. Některé příčiny bolestí zad a jejich léčba. *Med praxi* 2012; 9(4): 184–188.
58. Kolář P. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabil Fyz Lek* 2006; 13(4): 155–170.
59. Chládek P, Trč T. Femoroacetabulární impingement syndrom – preartroza kyčelního kloubu. *Acta Chir Orthop Traumatol Cech* 2007; 74(5): 354–358. doi: 10.55095/achot2007/055.
60. Lawton CD, Butler BA, Selley RS et al. Pelvic incidence in a femoroacetabular impingement population. *J Orthop* 2020; 22: 90–94. doi: 10.1016/j.jor.2020.03.056.
61. Gallo J. Příčiny selhání totální endoprotézy kyčelního kloubu. In: Landor I, Vavřík P, Gallo J et al. *Revizní operace totálních náhrad kyčelního kloubu*. Praha: Maxdorf 2012: 17–34.
62. Lazennec JY, Thauront F, Robbins CB et al. Acetabular and femoral anteversions in standing position are outside the proposed safe zone after total hip arthroplasty. *J Arthroplasty* 2017; 32(11): 3550–3556. doi: 10.1016/j.arth.2017.06.023.
63. Tezuka T, Heckmann ND, Bodner RJ et al. Functional safe zone is superior to the Lewinnek safe zone for total hip arthroplasty: why

**Konflikt zájmů:** Autoři deklarují, že text článku odpovídá etickým standardům, byla dodržena anonymita pacientů a prohlašují, že v souvislosti s předmětem článku nemají finanční, poradenské ani jiné komerční zájmy.

**Publikační etika:** Příspěvek nebyl dosud publikován ani není v současnosti zaslán do jiného časopisu pro posouzení. Autoři souhlasí s uveřejněním svého jména a e-mailového kontaktu v publikovaném textu.

**Dedikace:** Článek není podpořen grantem ani nevznikl za podpory žádné společnosti.

Redakční rada potvrzuje, že rukopis práce splnil ICMJE kritéria pro publikace zasílané do biomedicínských časopisů.

**Conflict of Interest:** The authors declare that the article/manuscript complies with ethical standards, patient anonymity has been respected, and they state that they have no financial, advisory or other commercial interests in relation to the subject matter.

**Publication Ethics:** This article/manuscript has not been published or is currently being submitted for another review. The authors agree to publish their names and e-mails in the published article/manuscript.

**Dedication:** The article/manuscript is not supported by a grant nor has it been created with the support of any company.

The Editorial Board declares that the manuscript met the ICMJE “uniform requirements” for biomedical papers.

the Lewinnek safe zone is not always predictive of stability. *J Arthroplasty* 2019; 34(1): 3–8. doi: 10.1016/j.arth.2018.10.034.

64. Asayama I, Chamnongkich S, Simpson KJ et al. Reconstructed hip joint position and abductor muscle strength after total hip arthroplasty. *J Arthroplast* 2005; 20(4): 414–420. doi: 10.1016/j.arth.2004.01.016.

65. Sariali E, Klouche S, Mouttet A et al. The effect of femoral offset modification on gait after total hip arthroplasty. *Acta Orthop* 2014; 85(2): 123–127. doi: 10.3109/17453674.2014.889980.

66. Rath B, Eschweiler J, Beckmann J et al. Revisionsendoprothetik der Hüfte: Bedeutung von Instabilität, Impingement, Offset und Glutealinsuffizienz. *Orthopade* 2019; 48(4): 315–321. doi: 10.1007/s00132-019-03704-x.

67. Takahashi D, Shimizu T, Miyazaki T et al. Instability in total hip arthroplasty: a literature review. *J Joint Surg Res* 2023; 1(1): 92–96. doi: 10.1016/j.jjoisr.2023.03.004.

68. Malik A, Maheshwari A, Dorr LD. Impingement with total hip replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2007; 89(8): 1832–1842. doi: 10.2106/JBJS.F.01313.

69. Incavo SJ, Havener T, Benson E et al. Efforts to improve cementless femoral stems in THR: 2- to 5-year follow-up of a high-offset femoral stem with distal stem modification (Secur-Fit Plus). *J Arthroplasty* 2004; 19(1): 61–67. doi: 10.1016/j.arth.2003.09.006.

70. McGrory B, Morrey B, Cahalan T et al. Effect of femoral offset on range of motion and abductor muscle strength after total hip arthroplasty.

*J Bone Joint Surg Br* 1995; 77B(6): 865–869. doi: 10.1302/0301-620X.77B6.7593096.

*Doručeno/Submitted: 16. 6. 2025*

*Přijato/Accepted: 7. 7. 2025*

**Korespondenční autor:**

**doc. MUDr. Ivan Vařeka, Ph.D.**

*Rehabilitační klinika*

*FN Hradec Králové*

*Nezvalova 265*

*500 03 Hradec Králové*

*e-mail: ivan.vareka@fnhk.cz*