

3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA UNIVERZITY KARLOVY



FUNKCE M. ILIOPSOAS

Bakalářská práce
obor Fyzioterapie

Vypracoval: Vojtěch Kazda
Vedoucí práce: PhDr. Alena Herbenová

Praha 2010

Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora:	Vojtěch Kazda
Název bakalářské práce:	Funkce m. iliopsoas
Pracoviště:	3. lékařská fakulta Univerzity Karlovy
Vedoucí práce:	PhDr. Alena Herbenová
Rok obhajoby:	2010

ABSTRAKT:

Hlavním cílem této práce je na základě dostupné literatury uceleně zpracovat a objasnit funkci m. iliopsoas, a to zejména při těch činnostech, které jsou člověku nejbližší a které vykonává nejčastěji. Dále pak popisují činnosti, které jsou charakteristické pro aktivitu zkoumaného svalu. Snažím se tedy o popis aktivace m. iliopsoas ve vzpřímeném stoji, při chůzi, běhu a dalších činnostech. Zvláště se zaměřuji na vliv m. psoas major na bederní páteř a dále se snažím popsat souvislosti pohybů bederní páteře, pánve a femurů. Získané poznatky poté využívám k úvahám o funkčních poruchách m. iliopsoas a nastiňuji tak možné použití poznatků v praxi.

Bibliographical identification

Name of author: Vojtěch Kazda
Title of bachelor thesis: Function of iliopsoas muscle
Workplace: Third Faculty of Medicine,
Charles University
Supervisor: PhDr. Alena Herbenová
Year: 2010

ABSTRACT:

The main purpose of my study is to sum up the function of iliopsoas muscle in terms of present literary sources. The function is analyzed especially in course of the most frequent and common human activities, and also in the other activities typical for this muscle. That is why I try to analyze its activation during upright standing, walking, running and the other movements.

I separately focus on the effect of psoas muscle activity to the lumbar spine, and then I mention kinesiological relationships of lumbar spine, pelvis and thigh-bones. I use these analyses for considerations about functional disorders of iliopsoas muscle, so that I suggest possibility of using these analyses in practice.

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci zpracoval samostatně pod vedením PhDr. Aleny Herbenové, s použitím uvedených pramenů.

Současně dávám svolení k tomu, aby tato bakalářská práce byla používána ke studijním účelům.

V Praze dne

.....

OBSAH

Bibliografická identifikace.	2
Prohlášení.	4
1. Úvod	6
2. Anatomie m. iliopsoas a okolních struktur	8
2.1. Anatomie m. psoas major	8
2.2. Anatomie m. iliacus	9
2.3. Variabilní přídatné svaly.	9
2.4. Související struktury	10
3. Kineziologie m. iliopsoas a okolních struktur	12
3.1. Kineziologie křížové kosti a pánve.	12
3.2. Kineziologie kyčelního kloubu.	13
3.3. Kineziologie m. iliopsoas	14
3.3.1. Aktivita m. iliopsoas při stoji.	14
3.3.2. Aktivita m. iliopsoas při chůzi.	19
3.3.3. Další funkce m. iliopsoas.	28
4. Využití poznatků v praxi	31
5. Závěr	33
Souhrn (Summary)	34
Použité zdroje.	35
Přílohy.	37

1. Úvod

Dnešní trend kineziologie pohybového systému člověka směřuje spíše k pochopení komplexních pohybů, jakožto souhry svalů a svalových skupin, tedy jejich zřetězení, a především pochopení řízení pohybového systému jako celku.

Ani já se tomuto trendu ve své práci nevyhýbám. Pokouším se ale udělat “krok zpět“ - zevrubně popsat aktivaci jediného svalu při nejčastějších situacích denního života. Tento analytický přístup se mi zdá zajímavý, protože musí být nutně předpokladem veškerých dalších úvah o fungování svalového aparátu jako celku. Předkládám tedy tuto práci jako návrh, jak by mohla být uceleně zpracována kineziologie každého svalu na lidském těle.

Popis činnosti jednotlivých svalů se mi zatím zdá v české kineziologické a anatomické literatuře nedostačující pro indukci vyšších principů svalových souher při zajišťování postury a pohybu. Co se konkrétně m. iliopsoas týče, je s podivem jak stroze je v literatuře popisována jeho funkce a patofyziologie, přestože se jedná o poměrně velký sval, překračující mnoho kloubů, který se, mimo jiné, jako jeden z klíčových svalů účastní stereotypu chůze.

Ke své práci jsem si ho vybral z několika důvodů:

1) M. iliopsoas může svým průběhem zároveň ovlivňovat postavení bederní páteře, pánve a kyčelních kloubů, tedy klíčových segmentů osového orgánu pohybového aparátu člověka.

2) Patří ke svalům, které umožňují pohyb v kyčelním kloubu, snad nejvíce zatěžovaném ze všech kloubů pohybového aparátu.

3) M. iliopsoas se jako jeden z hlavních svalů účastní na jednom z nejběžnějších pohybových projevů člověka – na stereotypu chůze. Jeho poruchy se tedy nutně do tohoto stereotypu promítnou a budou tedy progredovat a působit na další struktury doslova s každým krokem.

4) Ačkoliv se už svým průběhem a funkcí jeví m. iliopsoas jako velice důležitý, zatím nebyla v české literatuře dostatečně popsána jeho možná účast na patologických změnách, především ve vztahu postavení bederní páteře, pánve a kyčelního kloubu a rozložení zatížení těchto segmentů.

Ve své práci bych tedy rád uvedl anatomický popis všech důležitých struktur, pokusil se uceleně zpracovat kineziologii m. iliopsoas při nejčastějších denních činnostech a na závěr bych se zaměřil na praktické využití poznatků o kineziologii m. iliopsoas při patofyziologických úvahách v každodenní praxi fyzioterapeuta.

Hlavní otázky, které bych v rámci práce rád objasnil, jsou tyto :

Je m. iliopsoas posturální sval?

Jakým způsobem se podílí na vzpřímeném držení těla?

Jak působí na bederní páteř?

Jakým způsobem se podílí na stereotypu chůze?

Při jakých činnostech je nejvíce aktivován?

Jak se projevuje zkrácení délky m. iliopsoas a jaké jsou možné patofyziologické důsledky pro struktury pohybového aparátu?

2. Anatomie m. iliopsoas a okolních struktur

Nejprve bych rád zmínil členění m. iliopsoas na jeho jednotlivé části. Většina českých anatomů popisuje m. iliopsoas jako jeden sval, který následně rozdělují na m. psoas major a m. iliacus. Naproti tomu v angloamerické literatuře ¹ se pojem m. iliopsoas takřka nevyskytuje a autoři popisují m. psoas major a m. iliacus jako dva jednotlivé svaly. To je třeba mít na paměti při studiu zahraniční literatury, jak anatomické, tak kineziologické, ze které jsem i já ve své práci vycházel. V celé mojí práci se vyskytuje většinou popis jednotlivých svalů zvláště, přičemž se nevyhýbám ani společnému názvu m. iliopsoas.

M. iliopsoas patří anatomicky do přední skupiny svalů kyčelního kloubu. Kromě něho se zde ještě variabilně vyskytují m. psoas minor, m. psoas accessorius a m. iliacus minor.

2.1. Anatomie m. psoas major

Musculus psoas major je sval protáhlého vřetenovitého tvaru. Začíná na předních částech příčných výběžků všech bederních obratlů a na předních plochách těl obratlů a jejich meziobratlových disků, přičemž nejkranialnější začátek je na předních plochách těl obratlů T12 a L1 a jejich společného meziobratlového disku a nejkaudálnější podobně mezi obratli L4 a L5. ⁵ (viz příloha č. 1) Jeho kranialní část na úrovni obratle L1 probíhá skrze psoatickou arkádu bránice z dutiny hrudní (předního mediastina) do dutiny břišní, přičemž může mít spoje s pohrudnicí ⁵ i s bránicí ³. (viz příloha č. 2) Dále sestupuje podél bederní páteře do oblasti tzv. velké pánve, odkud prochází pod tříselným vazem skrz lacuna musculorum na přední plochu kyčelního kloubu, od níž je oddělen tihovým váčkem (bursa iliopectinea). Sval se upíná na mediodorsální straně proximálního konce diafýzy kosti stehenní na malý chocholík, trochanter minor.

2.2. Anatomie m. iliacus

Musculus iliacus je sval trojúhelníkovitého tvaru. Začíná na vnitřní hraně hřebenu kosti kyčelní, kraniálních dvou třetinách jámy kyčelní, na vazech přední strany sakroiliakálního skloubení (lig. iliolumbale a lig. sacroiliacum anterius) a na horní části ala ossis sacri (viz příloha č. 3). Tento začátek dosahuje přední horní i přední dolní spiny kosti kyčelní. Část vláken se při průběhu svalu připojuje z kloubního pouzdra kyčelního kloubu.⁵

Sval se sbíhá antero-kaudálně do lacuna musculorum, kde probíhá společně s m. psoas major, se kterým následně vytváří silnou společnou šlachou, která se upíná na trochanter minor.

Některá vlákna se však upínají samostatně asi 2,5 cm antero-inferiorně od trochanter minor.⁵

2.3. Variabilní přídavné svaly

„M. psoas minor je přídavný sval, vyskytující se asi v polovině případů. Začíná od předních stran obratlů T12 a L1 (a mezi nimi ležícího disku), jde po m. psoas major vpředu, stáčí se na jeho vnitřní a dál až na zadní stranu a upíná se na eminentia iliopectinea.“³ (viz příloha č. 1)

„M. psoas accessorius je přídavný variabilní sval, jdoucí od procc. costales bederních obratlů po zevní straně m. psoas major, od něhož je oddělen průběhem n. femoralis. Směrem k úponu se spojuje s m. psoas major, s nímž je společně inervován.“³

„M. iliacus minor je šňhlý sval, odštěpený od m. iliacus a jdoucí s ním od spina iliaca anterior inferior.“³

2.4. Související struktury

Kyčelní kloub

Kyčelní kloub (viz příloha č. 4), articulatio coxae je co do typu kloub kulovitý omezený (enarthrosis), s hlubokou jamkou, o jejíž okraje se zastavují pohyby. Styčnými plochami jsou hlavice kosti stehenní, caput femoris a jamka kosti pánevní, acetabulum. V acetabulu je styčnou plochou jen facies lunata. Pulvinar acetabuli vyplňuje jako tukový polštář vkleslý střed jamky - fossa acetabuli. Labrum acetabulare, lem vazivové chrupavky, doplňuje jamku na jejím okraji. Kloubní pouzdro (viz níže) začíná při okrajích acetabula a upíná se na collum femoris.³

Pouzdro kyčelního kloubu

„Kloubní pouzdro je nejmohutnější ve své ventrální části, kde společně s vazy dosahuje tloušťky až 1 cm. Naopak poměrně slabé je na spodní ploše krčku. Další zeslabené místo se nalézá mezi mediálním ramenem lig. iliofemorale a lig. pubofemorale. Zde na pouzdro naléhá šlacha m. iliopsoas. Konstantní burza iliopectinea (viz příloha č. 1, č. 4) vsunující se mezi šlachy a pouzdro, může zhruba v 16% případů komunikovat s dutinou kloubní. Před 10. rokem věku je však tato komunikace vzácná.“²

Vazy kyčelního kloubu

(viz. příloha č. 4) „Lig. iliofemorale (Bertini, Winslowi, Bigelowi) je nejsilnějším vazem lidského těla. Má tvar obráceného písmene Y nebo V. Začíná pod spina iliaca anterior inferior a laterální rameno vazy běží k bázi velkého

trochanteru, kde se upíná. Mediální rameno, které je slabší, jde po přední straně pouzdra, zatáčí na vnitřní stranu a upíná se v blízkosti malého trochanteru. Obě ramena jsou široká 1,5 cm a silná 0,5-1,0 cm.

Lig. pubofemorale odstupuje od horního okraje stydké kosti a po dolní ploše pouzdra jde ke stehenní kosti.

Lig. ischiofemorale je krátký vaz, který jde od okraje acetabula po zadní ploše pouzdra k zevnímu ramenu iliofemorálního vaz, se kterým splývá.

Zona orbicularis je kruhovitý vaz, který obtáčí a podchycuje krček femuru, ale nespojuje se s ním. Vaz je nejlépe vytvořen na horní ploše krčku, kde dosahuje šířky 5-7 mm.“⁴

M. iliocapsularis

„M. iliocapsularis je sval, který byl v recentní literatuře popsán Wardem. Začíná při dolním okraji spina iliaca anterior inferior a především z anteromediální části pouzdra. Dosahuje délky 12 až 13 cm. Nejšířší je při začátku, přibližně 2 cm a směrem ke svému úponu na posteromediální plochu femuru těsně pod malým trochanterem se zužuje. Sval zřejmě působí jako m. capsularis.“²

N. femoralis

(viz příloha č. 1) „Probíhá uložen v rýze mezi m. iliacus a m. psoas major. Společně se svaly podbíhá lig. inguinale skrze lacuna musculorum. Dostává se na přední plochu stehna do fossa iliopectinea zevně od cév. Zde se rozpadá do řady větví a větviček. N. femoralis motoricky inervuje m. iliopsoas, m. quadriceps femoris, m. sartorius a laterální část m. pectineus. Dále vysílá rr. articulares pro kyčelní kloub.“²

3. Kineziologie m.iliopsoas a okolních struktur

3.1. Kineziologie křížové kosti a pánve

„Křížová kost je nepohyblivou součástí páteře a zároveň i součástí kostry pánve. Vzhledem k tomuto uspořádání dochází prostřednictvím křížové kosti k přenosu a rozložení zatížení trupu, hlavy a horních končetin do kostry pánevního kruhu a k přenosu zátěže na dolní končetiny. Křížová kost, kostra pánve a kyčelní klouby tvoří podpěrný systém, jehož jednotlivé články tlumí a transmitují nejen zatížení horní poloviny těla na dolní končetiny, ale působí také v opačném směru - při přenosu sil z dolních končetin na osový skelet (chůze).

Křížová kost má v tomto systému i funkci tzv. klenáku - architektonického prvku, který se vsazuje do vrcholku kamenné klenby, kterou uzavírá a svazuje.“⁴

„Pánevní kosti a jejich spoje vytvářejí poměrně pevný a pružný prstenec, který je podepřen hlavicemi stehenních kostí. Přes tento kruh je přenášena váha trupu na dolní končetiny. Ze statického hlediska nemůže být tento prstenec uložen v horizontální rovině, protože křížová kost by se dostala ve vztahu ke kyčelním kloubům do excentrické polohy a těžiště trupu by se posunula před středy kyčelních kloubů. Hmotnost těla by tak působila na určitém rameni síly, a udržet trvale vzpřímenou polohu trupu by tedy znamenalo značné a neekonomické posílení všech vzpřimovačů trupu. U člověka je pánev skloněná přední částí dolů a dozadu. Křížová kost je vysunuta šikmo dopředu. V oblasti promontoria se náhle, téměř zlomově - v rozsahu jediného meziobratlového prostoru - mění zakřivení páteře z kyfózy křížové kosti na bederní lordózu. Tímto “zalomením“ se těžiště těla posouvá nad kyčelní klouby. Pánevní sklon (inclinatio pelvis) vyjadřujeme jako úhel, který svírá rovina pánevního vchodu (promontorium - linea terminalis - horní okraj spony) s horizontální rovinou. Tento úhel (60 stupňů) lze vyšetřit např. na rentgenovém snímku. Každá změna pánevního sklonu se projevuje ve změnách bederní lordózy. Zvětšení pánevního sklonu prohlubuje bederní lordózu.

Pánevní sklon zvětšují (pánevní inklinaci provádějí): m. iliopsoas, m. adductor longus et brevis a m. rectus femoris.

Pánevní sklon zmenšují (pánevní reklinaci provádějí): m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus et semimembranosus, m. glutaeus maximus a část m. glutaeus medius.“⁴

3.2. Kineziologie kyčelního kloubu

„Kinematika kyčelního kloubu je relativně velmi jednoduchá. Kyčelní kloub je kloub kulovitý omezený neboli enarthrosis. Proto jsou v kloubu možné pohyby téměř všemi směry. (viz příloha č. 5)

V kloubu je tedy možná flexe, extenze, addukce, abdukce, vnitřní a zevní rotace (rotace jsou dosti variabilní) a pohyby cirkumdukční. Klouzavé pohyby jsou vyloučeny. Rozsah pohybů je omezován silnými kloubními vazy a také vysokým labrum acetabulare.“²

„Kyčelní kloub není jen kloubem, ve kterém se připojuje dolní končetina. Jak bylo již mnohokrát uvedeno, kyčelní klouby jsou zároveň nosné klouby trupu a balanční klouby, udržující rovnováhu trupu. Proto mají pro stabilitu celého těla velký význam vazy kloubního pouzdra.

Lig. iliofemorale (zvláště jeho vnitřní rameno) ukončuje extenzi kyčelního kloubu a zabraňuje záklonu trupu. Trup vlastně na iliofemorálním vazy “visí“. Lig. pubofemorale omezuje abdukci a zevní rotaci v kyčelním kloubu. Lig. ischiofemorale omezuje addukci a vnitřní rotaci v kloubu.“⁴

Rozsahy pohybů v kyčelním kloubu jsou většinou uváděny takto:

flexe - do 140 stupňů, addukce - do 30 stupňů, extenze - do 15 stupňů,
abdukce - do 45 stupňů, zevní rotace - do 60 stupňů, vnitřní rotace - do 30 stupňů.⁹

3.3. Kineziologie m. iliopsoas

Mohlo by se zdát, že v dnešní době velkého rozvoje přírodních věd materialistického směru, který klade důraz na poznání struktur a jejich funkci, nebude problém na základě biomechanických modelů, elektromyografických studií, apod. jasně vytyčit princip fungování jakéhokoliv svalu v lidském těle. Avšak, bohužel, není tomu tak alespoň v případě m. iliopsoas. Řada autorů se ve svých názorech dosti liší, nezřídka si mezi sebou přímo odporují. Plyne z toho pro mě ten závěr, že „fakta“, která mnozí odborníci předkládají, jsou občas pouze hypotézy nepodložené solidním vědeckým výzkumem. Nelze proti tomu nic namítat, pokud jsou jako hypotézy zřetelně prezentovány.

3.3.1. Aktivita m. iliopsoas při stoji

Je m. iliopsoas posturální sval?

Nejdříve je dobré ujasnit si pojem posturální sval. Janda tento termín definuje takto: „svaly udržující tělo vzpřímené nazýváme svaly posturálními-antigravitačními. Jejich kontrakce působí opačně než tíže.“⁶

Dále se otázkou vzpřímeného držení těla zabýval Véle, který píše:

„vzpřímené držení těla je druhově specifické pro člověka a je fixováno geneticky. Deformace vzpřímeného držení těla nebo vadné uspořádání jeho segmentů je příznakem poruchy zdraví. Vzpřímené držení těla řízené CNS lze definovat jako uspořádání pohybových segmentů v podélné ose těla probíhající ve vertikále tak, aby vzdálenost od paty, opírající se o podložku, na které stojíme, k vrcholu hlavy byla co největší, při zachování mírných fyziologických zakřivení páteře.

Udržování vzpřímeného držení závisí nejen na fyzikálních parametrech (gravitaci, hmotnosti, výšce těla, struktuře segmentů, vlastnostech oporné plochy apod.), ale především na svalové aktivitě. Informace o měnících se podmínkách vnitřního i zevního prostředí přicházejí do CNS a ovlivňují stabilizační proces.

Udržení stability vzpřímeného stoje je tím náročnější čím více se průmět těžiště přibližuje okrajům oporné báze, kterou tvoří sustentační polygon spojující vpředu baze metatarzů, po stranách laterální okraje nohou a vzadu paty.

Vzpřímené držení těla je dynamický proces udržující tělo ve vertikále. Držení těla má dvě uvedené varianty: pohotovostní držení (stand by) - a orientované držení - (atituda). Vzpřímená poloha nepatrně kolísá nejen vlivem dynamického udržování polohy, ale i vlivem dýchacích pohybů, které ovlivňují profil postury. Zřetelné kolísání polohy se projevuje titubacemi, svědčícími o zhoršení stabilizace těla ve vertikále. Je třeba odlišovat vzpřímené spontánní držení těla od napřímeného držení, které je vůlí vědomě kontrolováno. Spontánní vzpřímené držení je programově fixováno a napřímení je vědomě korigováno.“¹³

Otázka tedy přesněji zní: je m. iliopsoas při zaujetí uvolněného stoje spontánně aktivován za účelem udržení této vzpřímené pozice ?

Janda píše, že m. iliopsoas je význačným posturálním svalem, ukazujícím ve vzpřímeném stoji trvalou lehkou aktivitu.⁶

Dle Véleho je také ve vertikále trvale aktivní a brání pádu trupu nazad.¹³

Jestli m. iliopsoas brání pádu trupu nazad trvale, nebo zda se tomu tak děje jen při vychýlení z rovnovážné polohy stoje už z tohoto textu není zřejmé. Trvalá aktivace při stoji ale vede k závěru, že nějakou posturální funkci zajišťuje. Dylevský uvádí, že: „m. iliopsoas se uplatňuje jako funkční celek, který podstatným způsobem ovlivňuje především vztah pánve a bederní páteře. Oboustranná aktivita svalů celého komplexu balancuje trup při sezení a při stoji.“⁴ Dylevský se tedy také vyhýbá označení svalu za posturální, ale rovněž poukazuje na trvalou aktivaci při stoji a sedu.⁴

Nejpodrobnější vysvětlení a ověření těchto hypotéz jsem našel v Gray's anatomy, kde se uvádí:

„v symetrickém stoji podle elektromyografických záznamů kolísá signál mezi elektrickým tichem a slabou intermitentní či kontinuální aktivitou svalu, což může být způsobeno individuálními rozdíly vyšetřovaných či rozdíly v technice

vyšetření. Nejvíce autorů se shoduje v tom, že slabá aktivita během stoje odpovídá faktu, že těžnice těla prochází za transversální osou kyčelních kloubů (transverze coxal axis) a že kyčelní klouby jsou ve stoji blízko své mezní pozice, přičemž periartikulární vazy (zvláště lig. iliofemorale) jsou spirálovitě stočeny a napjaty a způsobují tak značnou kompresi kloubních ploch. Tyto pasivní síly do jisté míry vyvažují extenční krouťivý moment tělesné váhy, a proto je posturální aktivita m. iliopsoas velmi nízká.“⁵

Můžeme tedy uzavřít tuto otázku tím, že m. iliopsoas je ve smyslu Jandovy definice posturálním svalem, ovšem jeho aktivita změřená pomocí EMG je velice nízká, a tedy ne zcela klíčová pro udržení stoje. Extenční moment síly působící v kyčelních kloubech je kompenzován především pasivními anatomickými strukturami, které tak vytvářejí jakési „předpětí“ pro pohyb do flexe. Tato hypotéza je ovšem postavena na existenci extenčního momentu síly, který vzniká polohou těžiště těla mírně za osou kyčelních kloubů, což ovšem může být významně ovlivňováno pánevním sklonem a dalšími faktory.

Už víme, jak se m. iliopsoas během stoje aktivuje. Ale proč se tomu tak děje? Jaké segmenty mu slouží jako punctum fixum a které naopak svojí činností stabilizuje? Logicky lze odvodit hypotézu, že ve vzpřímeném držení těla je nutno stabilizovat jednotlivé tělní segmenty od podložky, která tvoří prvotní oporu, dále směrem kraniálním. Podle tohoto pravidla je tedy nejpravděpodobnější, že m. iliopsoas bude využívat stabilního femuru jakožto punctum fixum pro stabilizaci pánve a lumbální páteře. Další nutná otázka tedy zní:

Jak m. iliopsoas při stoji působí na bederní páteř?

Na úvod je třeba poznamenat, že přímo na bederní páteř může působit pouze jedna část svalu, totiž m. psoas (pro zjednodušení uvažujeme pouze m. psoas major). Tomuto svalu se také věnují autoři především. M. iliacus může také na lumbální páteř působit, ale jen nepřímo prostřednictvím sklonu pánve. Proto o působení tohoto svalu v této kapitole uvažovat nebudeme.

Pokud bychom měli vycházet z domácích autorů, dočteme se u Jandy, že: „m. iliopsoas působí význačně rovněž na lumbární páteř, neboť provádí její úklon, resp. flexi při oboustranné činnosti.“⁶ Jak si později vysvětlíme, není tento popis zcela správný.

Véle uvádí, že m. iliopsoas zvyšuje bederní lordózu při oboustranné činnosti a při trvalé asymetrii může působit i vybočení páteře.¹³

Dle Dylevského m. psoas „provádí flexi bederní páteře - zvětšuje bederní lordózu. Jednostrannou kontrakcí vyvolává rotaci trupu na opačnou stranu.“⁴

Není tedy příliš jasné, zda m. psoas bederní páteř flektuje, jak uvádí Dylevský, nebo zda způsobuje její lordotizaci.

Pro podrobnější informaci o působení m. psoas na bederní páteř zde uvedu studii (L. Penning - *Psoas muscle and lumbar spine stability: a concept uniting existing controversies*)¹¹, která pojednává o stabilizaci L páteře prostřednictvím m. psoas pomocí porovnání literárních pramenů a studia jednoduchého mechanického modelu:

„podle Nachemsona musejí být kostně-vazivové komponenty L páteře stabilizovány ve vzpřímené pozici vnějšími silami, protože vlastní jsou nedostatečné. Naznačuje, že stabilizace ve vzpřímené pozici je umožněna některou, pravděpodobně většinou částí vertebrální porce m. psoas.

Dle Hadjipavlou a spol. m. psoas zejména podpírá trup na pánvi. M. psoas je jedinečně umístěn tak, aby mohl zabránit zhroucení páteře a kontrolovat její zakřivení. Protože m. psoas podporuje anteriorní skluz dolních pohybových segmentů L páteře, nemůže být použit jako posturální sval.

Bogduk a spol. sleduje funkci m. psoas vzhledem k průběhu jeho snopců a jejich vztahu k odpovídajícím flekčně-etenčním centřům (viz příloha č. 6) pohybových segmentů a dovozuje, že **dolní snopce m. psoas působí ve směru flexe dolní L páteře a horní snopce ve směru extenze jejích horních segmentů**. Protože svalové snopce procházejí blízko odpovídajících flekčně-etenčních center, ramena jejich sil jsou malá. Následkem toho zde při maximální kontrakci **m. psoas působí velikými kompresními a skluznými silami na pohybové**

segmenty páteře, vertikálně formuje L páteř do esovitého tvaru a do větší lordózy, při současném působení velkých střížných sil v segmentu L5/S1.

Ti samí autoři si všímají významné podobnosti v délce jednotlivých masitých vláken (bez délky vaziva) ve snopcích m. psoas. Uvnitř jednoho vzorku byly naměřeny délky svalových snopečků s rozdílem v rámci jednoho centimetru a rozdíly mezi jednotlivými vzorky také nebyly výrazné. Toto zjištění je podle nich důkazem, že **m. psoas major není určen pro provádění nebo kontrolu flexe L páteře, protože předpokládaný rozsah flexe horních segmentů L páteře by vyžadoval delší snopce začínající v této oblasti.** Protože mají snopce stejnou délku, m. psoas major musí být výhradně určený pro pohyby femuru od fixované L páteře a ne naopak.

Bogduk a spol. stanovili, že m. psoas je teoreticky schopný pohybovat horní a dolní částí L páteře do opačného směru, ale tuto funkci cíleně dále nezkoumali, protože, jak sami tvrdí, by to poškozovalo L páteř tahem do větší lordosy a mělo by to masivní skluzný efekt na segment L5/S1.

Jejich objev zhruba stejné délky všech snopců m. psoas major svědčí proti funkci m. psoas jakožto flexoru L páteře. Tvrdí, že tento sval je tudíž určen pouze pro pohyb femurem a ne L páteří.

Při experimentech bylo dokázáno, že vertikálně umístěný pružný kovový pásek vymodelovaný do tvaru zakřivení L páteře, který je postaven vertikálně, je možno strunou, upevněnou na jeho horním konci udržet ve vertikální pozici a současně tahem zvětšovat jeho zakřivení, pokud je tato struna vedena pod určitým specifickým úhlem (viz příloha č. 7). Při zvětšení zakřivení modelového kovového proužku, způsobeném tlakem na jeho horní část, bylo možné ho pomocí struny opět stabilizovat tahem v tom samém směru. **Protože tento směr koresponduje se směrem působení m. psoas major, experiment dokazuje, že tento sval stabilizuje L páteř v jejím vzpřímeném postavení pomocí přizpůsobení síly kontrakce jednotlivých svalových snopců podle aktuálního stupně lordózy, která je pod vlivem jiných faktorů, jako celkové postury těla, aktivity ostatních svalů nebo umístění těžiště těla.** Tato funkce je umožněna přítomností mnoha svalových snopců m. psoas, které mají zhruba stejnou délku a upínají se na všechny segmenty L páteře. Toto pojetí je podporováno

elektromyografickými záznamy, podle kterých je při vzpřímeném uvolněném stoji aktivita zádových svalů omezená na minimální kontinuální aktivitu m. psoas major.“¹¹

Lze tedy shrnout, že **m. psoas při stoji svojí aktivitou stabilizuje L páteř v lordóze, do které je uvedena jinými silami.** Přizpůsobováním se aktuálnímu stavu lumbální lordosy jednak m. psoas plní funkci stabilizační pro L páteř, ale současně je toto přizpůsobení nutné pro udržení stálého svalového napětí pro potřeby pohybu v kyčelním kloubu. **Svojí oboustrannou aktivitou může m. psoas bederní páteř více lordotizovat, tedy stabilizovat, ale nemůže jí flektovat či extendovat (viz kapitola pojednávající o působení m. psoas na L páteř při chůzi).**

3.3.2. Aktivita m. iliopsoas při chůzi

Nyní se dostáváme k úloze m. iliopsoas při pohybu. Jeho aktivita při stoji je sice popisována jako kontinuální, avšak velmi nízká. Vzhledem k objemu jeho svalové hmoty lze tedy předpokládat, že se bude výrazně zapojovat při některých pohybových činnostech jako sval fázický.

Chceme-li postupovat systematicky při výběru nesčetného množství činností, při kterých se děje pohyb v kyčelním kloubu, musíme se řídit tím, jaké činnosti člověk vykonává nejčastěji a co je mu nejpřirozenější. Takovouto činností je bezesporu chůze.

„Chůze probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru; začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy, nikoli zpět jako kyvadlo, ale dále dopředu, protože se jeho upevnění mezi tím posunulo a tím se celý systém rytmicky posunuje vpřed.

Pro každou dolní končetinu existují tři zřetelně oddělené pohybové fáze:

- **švihová fáze:** končetina postupuje vpřed bez kontaktu s opornou bází,

- **oporná fáze:** končetina je po celou dobu ve styku s opornou bází,
- **fáze dvojí opory:** obě končetiny jsou zároveň ve styku s opornou bází.

Švihová fáze je náročná na udržení vodorovné polohy pánve, která má tendenci na straně švihové nohy poklesnout, protože ztratila jeden ze dvou bodů opory odpoutáním švihové nohy od země a podepřena zůstává pouze opornou nohou. Tím dochází k mírnému poklesu pánve na straně švihové nohy a tento pokles je nutno vyrovnat aktivitou abduktorů oporné nohy, ale i aktivitou m. quadratus lumborum a m. iliopsoas na straně švihové nohy. Počínajícím pádu zabrání následující dotyk švihové nohy kontaktem její paty s opornou plochou.

Oporná fáze je uváděna nárazem paty švihové nohy na opornou plochu, který zabrzdí postupující pád. Kontakt nohy s opornou bází se postupně rozšiřuje z paty na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha oporné báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt. To se projevuje **střídáním supinace a pronace nohy a tím i změnami nožní klenby tak, aby se zajistila pevná opora pro působení reaktivní síly**. Končetina původně brzdící pád se od tohoto okamžiku stává končetinou opornou. Na to navazuje **propulzní pohyb** provázený odvinutím paty plantární flexí nohy a z oporné končetiny se tím stává končetina odrazová, která je zdrojem propulzní síly zvedající tělo mírně vzhůru a dopředu. Tato fáze končí odvinutím palce zakončujícím propulzní část pohybu a oporná končetina se stává končetinou švihovou.

Fáze dvojí opory, při které se obě končetiny dotýkají oporné báze, tvoří přechod mezi fází švihovou a opornou fází spojenou s propulzí. Odvíjení špičky na stojné noze se kryje s kontaktem paty na švihové noze a **tato fáze odlišuje chůzi od běhu, při kterém fáze dvojité opory chybí**.

Při chůzi popisujeme jednotlivé úseky jako **kroky (step)** trávající od kontaktu jedné paty ke kontaktu druhé paty s opornou bází a nebo **dvojkroky (stride)** trávající od kontaktu jedné paty ke kontaktu téže paty s opornou bází. “¹³

Co se týče aktivity svalů při chůzi, Véle v této kapitole uvádí řadu funkcí, které jsou pomocí svalové kontrakce zajišťovány. Svaly dle Véleho plní při chůzi tyto funkce:

- vytvářejí startovací impulz pro trup,
- dodávají propulzní impulz zvedající tělo šikmo vzhůru pro posun vpřed,
- stabilizují vertikální polohu i pohyb těla a uchopují terén pro zajištění opory,
- brání počínajícímu pádu působenému gravitací.¹³

Jaká je tedy, pokud nějaká je, úloha m. iliopsoas při chůzi ?

V české literatuře opět nenacházím dostatečně podrobné informace. Dylevský píše, že: „m. iliopsoas je typickým svalem chůze, resp. vykročení a běhu“.⁴

Všichni autoři, kteří se k tomuto tématu vyjadřují, se shodují v tom, že je tento sval klíčový pro vykročení a že při jeho paréze je tento pohyb znemožněn. Konkrétně například Janda: „**m. iliopsoas je nepochybně hlavním flexorem, neboť při jeho izolovaném ochrnutí ostatní svaly nedokáží zajistit dostatečně flexi a pevnost kyčle ve stoji**“⁶

Potřebné informace jsem našel v článku (*Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion*)¹, který se zabývá detailní analýzou EMG záznamů ze všech flexorů kyčelního kloubu při chůzi i při běhu a poskytuje jedinečné srovnání mezi těmito dvěma způsoby lokomoce vzhledem k aktivitě zkoumaných svalů:

„účelem bylo vyšetřit aktivaci hlavních pěti flexorů kyčelního kloubu, jejich adaptaci na měnící se rychlost a režim pohybu. Celkem 11 zdravých subjektů předvádělo chůzi a běh na automatickém běhacím pásu v rozsahu rychlostí 1,0 – 6,0 m/s. Pro snímání myoelektrických signálů z m. iliacus, m. psoas, m. sartorius, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae byly použity tenké jehlové intramuskulární elektrody.

Hlavní pohyby, které se při chůzi a běhu odehrávají v kyčelním kloubu, se převážně skládají ze stereotypního střídání flexe a extenze. Extenze se vyskytuje zejména ve stojné fázi a flexe především ve švihové fázi ipsilaterální končetiny.

Kontrola takového pohybu se na první pohled může zdát jednoduchá, ale bližší pohled odkrývá velikou komplexitu. Jestliže kyčelní kloub v zásadě umožňuje pohyby všemi směry, je evidentní že řízení předozadního pohybu vyžaduje aktivitu svalů, které mohou u obojího fungovat jako hlavní agonisté i stabilizátory. A nejen to, je zde poměrně hodně jednotlivých svalů, které mohou v kyčelním kloubu tyto úlohy plnit.

Aby sval mohl být potencionálním flexorem kyčelního kloubu, tj. mít schopnost vytvořit moment síly do flexe, musí mít rameno síly ventrálně od transversální osy kyčelních kloubů. Anatomické texty (např. Williams & Warwick 1980) se obecně shodují, že existuje pět velkých svalů, které mají tento mechanický potenciál: **m. iliacus**, **m. psoas**, **m. sartorius**, **m. rectus femoris** a **m. tensor fasciae latae** (některé adduktory kyčelního kloubu mají také možnost působit jako přídatné flexory). Všechny tyto svaly mají odlišnou konfiguraci a několik z nich má také ještě potenciál pro jiný pohyb v kyčelním kloubu a také v jiných kloubech, jako například m. psoas ve skloubeních bederní páteře a dále m. sartorius, m. rectus femoris a m. tensor fasciae latae v kolenním kloubu.

Elektromyografické záznamy umožňují stanovit, zda je sval aktivován, a tedy zda reálně přispívá k vyvinutí momentu síly tak, jak to vyplývá z jeho anatomie. Kvůli hlubokému uložení (m. iliacus a m. psoas), relativně malému příčnému průřezu, blízkosti ostatních svalů (m. sartorius a také část m. rectus femoris a tensoru fasciae latae) a možné chybě měření pomocí EMG je nutné vytvářet záznamy z elektrod intramuskulárních. Do této doby nebyla provedena žádná studie, která by využívala intramuskulární záznamy s ověřováním umístění elektrody, snímající více než čtyři flexory kyčelního kloubu najednou, pokrývající širokou škálu rychlostí zahrnující jak chůzi, tak běh, a poskytující statistický výsledek pozorováním více subjektů.

V dosud nejobsáhlejší studii na adaptaci na rychlost a režim pohybu v lidské lokomoci (Nilsson a spol. 1985) byl z flexorů kyčelního kloubu studován pouze m. rectus femoris za použití povrchových elektrod. Zajímavý byl objev, že charakter aktivace m. rectus femoris se během každého cyklu kroku měnil postupně s rychlostí, a to jak při běhu tak při chůzi, z dominance extense kolene k převaze aktivity jakožto flexoru kyčle. Některé studie mají EMG záznamy ze

dvou flexorů kyčelních kloubů současně: Mann a spol. (1986) při třech rychlostech běhu a Jönhagen a spol. (1996) v extrémním sprintu. Oba použili tenké jehlové elektrody pro m. iliacus a povrchové elektrody na m. tensor fasciae latae (Mann a spol. 1986) a m. rectus femoris. Záznamy z m. sartorius se vyskytují vzácně, jen při chůzi o neměnné rychlosti a s použitím povrchových elektrod (Winter & Yack 1987).

Výzkumná studie zahrnující větší počet jednotlivých flexorů kyčelního kloubu byla doposud pouze práce Greenlawa (1973). Pořizoval záznamy z m. psoas, m. iliacus, m. sartorius a m. rectus femoris při "pomalém, středním a rychlém rytmu" chůze tenkými jehlovými elektrodami. Avšak tato studie byla kvalitativní a představovala neobvyklou jistotu týkající se umístění elektrod v m. psoas. Pochyby ohledně správného umístění elektrod v m. psoas vznikly během výzkumu, který prováděli Lindén & Delhez (1986), kteří se pokoušeli vytvořit EMG záznam z m. iliacus a m. psoas zároveň v několika nepřekrývajících se rychlostech chůze a běhu. Jehlová elektroda pro m. psoas byla zavedena do třísla, údajně hluboko za arterii femoralis. Z tohoto důvodu nebylo možné vyloučit, že kromě aktivity m. psoas byla snímána aktivita i z m. iliacus. Této vágnosti se ve své studii vyhnul Keagy (1966), který umístil elektrody do m. psoas operačním přístupem. Záznamy pak byly omezeny na tento sval a jednu specifickou rychlost chůze. Výhodnější způsob, jak dosáhnout jistoty o poloze intramuskulárních elektrod je navádění pomocí ultrazvuku. Tuto techniku jsme úspěšně použili v prvních výzkumech pro umístění elektrod v hlubokých svalech trupu včetně psoatu pomocí dorsálního přístupu (Andersson a spol. 1995, 1996, 1997). Kupodivu byla při určitých pozicích při stoji, sedu a lehu prokázána specifická aktivace buď m. iliacus, nebo m. psoas. Lokomoce zde sledována nebyla.

Výsledky:

Obecný vzorec aktivace jednotlivých svalů je schematicky ukázán na obrázku (viz příloha č. 8) ve vztahu k normalizovanému krokovému cyklu při každé sledované rychlosti chůze a běhu. Všechny svaly se vyznačovaly jednou periodou aktivace (občas sestávající ze dvou vrcholů), kromě m. rectus femoris a m. psoas major, které se zpravidla na EMG vyznačovaly dvěma izolovanými aktivacemi.

Naše výsledky při pozorování m. iliacus v základu odpovídaly dřívějším výzkumům chůze (Greenlaw 1973, Lindén & Delhez 1986) i běhu (Lindén & Delhez 1986, Mann a spol. 1986, Jönhagen a spol. 1996). U tří z našich sedmi pozorovaných subjektů se při chůzi o nižších rychlostech občas vyskytovala tendence ke štěpení hlavního EMG vrcholu ve dva, jak dříve uvedl Lindén & Delhez (1986). **Při běhu jsme, na rozdíl od předchozích, zjistili aktivaci m. iliacus obecně ještě před “toe-off“, tudíž před začátkem švihové fáze (vyjma rychlosti 5,0 m/s).**

Jak při chůzi tak při běhu byly v m. psoas major zjištěny dvě periody aktivace. Jedna perioda souvisela se začátkem flexe v kyčli, druhá se pak objevila během pozdní švihové fáze a byla výraznější při vyšších rychlostech obecně, při chůzi i při běhu. Může to být důsledkem toho, že tato druhá perioda aktivace m. psoas **přispívá k ovládní a stabilizaci pohybů trupu ve frontální rovině** (Thorstensson a spol. 1982, 1984). Zapojení m. psoas samostatně, bez m. iliacus, do laterální stabilizace trupu byla potvrzena ve stoji (Andersson a spol. 1995). Další výzkumy aktivace jedné ze dvou částí m. iliopsoas byly provedeny ve stoji, v sedě a v leže (Andersson a spol. 1995, 1996). Zde je více rozebrán fenomén druhé aktivační periody m. psoas během švihové fáze. Jinak řečeno, byla zde obecná spojitost ve vzorci aktivace mezi m. iliacus a m. psoas (viz níže).

Hlavním iniciátorem pohybu se zdá být m. iliacus při pomalé chůzi, a m. iliacus s m. psoas major při pomalém běhu, přičemž jejich aktivace začíná obvykle více než 100 ms před „přepnutím“ pohybu v kyčli z extenze do flexe. Ve vyšších rychlostech byla pro všechny zkoumané svaly společná jakási preaktivace, která dovoľovala využití mechanicky účinné vazby mezi excentrickou a koncentrickou prací svalu (srov. Cavagna 1977). **Při chůzi měl m. iliacus tendenci se aktivovat dříve než m. psoas** a při všech rychlostech měli m. iliacus a m. psoas tendenci se aktivovat dříve než m. sartorius a m. rectus femoris. V důsledku toho má relativní délka aktivační EMG periody tendenci vzrůstat spolu s rychlostí, a to zvláště v m. psoas, m. sartorius a m. rectus femoris.

Vyšší rychlost chůze i běhu vyžaduje vyšší úhlovou rychlost pohybu v kyčelním kloubu, pro jejíž dosažení musí kyčelní flexory vyvinout větší moment síly.

Značný nárůst EMG křivky z celého m. iliopsoas při rychlosti vyšší než 2,0 m/s vypovídal o změně módu aktivace (viz příloha č. 9). **Absolutní délka EMG period ale zůstávala stejná i přes to, že se délka celého cyklu zkracovala.** Takže se zdá, že zde není žádná adaptace v kontrole délky aktivace, na rozdíl od jejího zkracování např. u extensorů talokrurálního kloubení (Nilsson a spol. 1985). V důsledku toho má relativní délka periody aktivace vzhledem k délce cyklu tendenci se zvětšovat se vzrůstající rychlostí lokomoce, a to zejména v m. psoas, m. sartorius a m. rectus femoris. **V tomto kontextu by mělo být zmíněno, že švihová fáze, během které se aktivuje většina flexorů kyčelního kloubu, se s rostoucí rychlostí vzhledem k délce celého cyklu relativně prodlužuje.** Všechny hlavní flexory kyčelního kloubu se až na výjimky významně nelišily v začátku hlavní periody aktivace, která má vztah k začátku flexe v kyčli. Obecně zde byla tendence k vyšší synchronicitě začátku aktivací všech svalů při vyšších rychlostech.

Normálně by pozorované subjekty spontánně přešli z chůze do běhu při rychlosti mezi 1,5 a 2,0 m/s (Thorstensson & Roberthson 1987).

Chůze rychlostí 3,0 m/s tedy nereprezentuje normální podmínky, protože většina subjektů by při této rychlosti spontánně běžela. Každopádně srovnání mezi chůzí a během při této rychlosti je značně zajímavé, protože hlavní délka cyklu kroku, tudíž frekvence kroků, byla stejná v obou těchto módech pohybu. A navíc, jak úhlový rozsah pohybu v kyčli, tak krajní úhly flexe a extenze byly při této rychlosti stejné jak při chůzi, tak při běhu (Nilsson a spol. 1985). **Čili úhlové zrychlení by mělo být stejné, kdežto moment setrvačnosti více napřímené dolní končetiny při chůzi by měl být vyšší a proto i požadavek na moment síly flexorů kyčelního kloubu bude větší** (srov. Nilsson 1990). K dosažení většího momentu síly se zdá být možné využít několika strategií, např. zvýšení velikosti a/nebo délky aktivace, začít s aktivací svalu dříve ve vztahu k začátku flexe kyčle, a/nebo náboru přídatných nebo jiných synergických svalů, změna vzorce náboru směrem k vyšší synchronicitě, atd.

Z dosavadních poznatků je zřejmé, že na aktivaci m. psoas a m. iliacus je aplikovatelná strategie zvýšení amplitudy. Oba svaly měly EMG hodnoty v rychlosti 3 m/s při chůzi téměř dvakrát vyšší než při běhu (viz příloha č. 9)

(pozn. - v určité rychlosti je ekonomičtější přejít do běhu). Oproti tomu nebyl pozorován žádný rozdíl v amplitudě při rychlostech 1,5 a 2,0 m/s. Nebyl zde ani zřetelný rozdíl v délce aktivace těchto ostatních svalů.

Co se týká nástupu aktivace, byly všechny svaly kromě m. tensor f. l. aktivovány při chůzi dříve (84 – 231 ms) než při běhu (22 – 126 ms).

Čili, strategie použitá k dosažení vyššího momentu síly flexorů při chůzi oproti běhu rychlostí 3,0 m/s se zdála být primárně ve zvýšení úrovně aktivace a posunu jejího nástupu, zatímco modulace délky aktivace, jak se zdá, hraje malou roli.“¹

K funkci m. ilipsoas při chůzi se tedy dá říci, že vykonává pleiomrickou kontrakci – na konci opěrné fáze ipsilaterální dolní končetiny je při začátku své kontrakce protahován extenzí a vnitřní rotací kyčelního kloubu, což stimuluje jeho následnou kontrakci na začátku švihové fáze, kterou iniciuje. Zůstává otázkou, k čemu slouží druhá perioda aktivace m. psoas major, která se objevuje během pozdní švihové fáze chůze a běhu. Thorstensson uvádí, že tato aktivace m. psoas přispívá k ovládnutí a stabilizaci pohybů trupu ve frontální rovině. **Ale nabízí se také hypotéza, že tato aktivace, protože se dle EMG (viz příloha č. 8) vyskytuje při nižších rychlostech během došlapu a při vyšších rychlostech před došlapem (heel strike), slouží k tomu, aby brzdí silou kontrolovala začátek extenze kyčelního kloubu během došlapu.**

Nyní ještě pár poznámek ze článku L. Penninga (*Spine stabilization by psoas muscle during walking and running*)¹² k tomu, jak m. psoas major působí při chůzi a běhu na bederní páteř:

„jako pokračování článku o m. psoas a stabilizaci bederní páteře, který pojednává o funkci psoatu ve stoji, předkládám prostřednictvím *European Spine Journal* druhý článek, který se věnuje funkci m. psoas při chůzi a běhu. Sdělením prvního článku bylo, že střídavá flexe femurů prostřednictvím m. psoas, které nastává při chůzi a běhu, nezasahuje do stabilizační funkce L páteře.

Soubor experimentů z prvního článku demonstruje, že tah struny, aby mohl zvětšit preformované zakřivení elastické struktury bez jejího vychýlení z vertikálního postavení, musí mít velmi specifický směr. V sagitální rovině m.

psoas (representovaný přímkou spojující jeho horní část s eminentia iliopubica) kupodivu má tento specifický směr vzhledem k L páteři. Tento fakt podporuje závěr funkčně-anatomických výzkumů, které prezentovali Bogduk a spol., Santenguid a McGill, že bilaterální aktivace m. psoas (při fixaci pánve) pohybuje bederní páteří do větší lordózy namísto její flexe nebo extenze.

Bogduk se také domnívá, že aktivita m. psoas by měla mít flekční efekt na L páteř, která je ve flexi a extenční efekt na L páteř, která je v extenzi. **Avšak Santeguida a McGill ukázali, že retinaculum upínající se na úrovni lumbosakrálního přechodu drží m. psoas na svém místě podél L páteře a způsobuje, že vliv m. psoas na L páteř (zvětšení lordózy) je nezávislý na poloze L páteře. Je tedy stejný v neutrální poloze, ve flexi i v extenzi.**

Přestože to není přímo zmíněno v literatuře, tak pánevní část (porce) m. psoas od retinakula po eminentia iliopubica má podobný směr jako vertebrální část svalu. Pouze okolo iliopubické eminence šlacha m. psoas mění směr, s ohledem na změny pozice femuru (viz příloha č. 10). Směr působení pánevní části m. psoas tedy není závislý na poloze femuru. **Z toho vyplývá, že pohyb femurem, který vytváří m. psoas, neovlivňuje funkci stabilizace L páteře v sagitální rovině (za předpokladu, že pánev je při tom fixována činností jiných svalů).**

M. psoas dále přispívá ke stabilizaci prostřednictvím komprese L páteře v podélné ose (zvětšuje se tuhost) a zvětšováním lordózy (napíná se lig. longitudinale anterior).

Při chůzi a běhu horní část L páteře a trup vykonávají horizontální i vertikální pohyb ve frontální rovině, přičemž zůstávají ve vzpřímené pozici. Nabízí se, že jednostranná aktivace m. psoas na švihové dolní končetině, která bude zároveň vést L páteř do homolaterální lateroflexe, působí proti kontralaterálnímu m. psoas na stejné noze. Ve skutečnosti ale EMG záznamy pořízené z flexorů kyčelních kloubů při chůzi a běhu ukazují během jednoho cyklu dva nárůsty aktivity u každého svalu zvlášť. Jedna aktivace souvisí s počátkem flexe homolaterálního kyčelního kloubu a druhá se vyskytuje během pozdní švihové fáze homolaterální DK. Předpokládá se, že tato aktivace může mít vztah ke kontrole a stabilizaci pohybu trupu ve frontální rovině. Působení dalších svalů, jako např. erector

spinae, který má podle EMG během cyklu chůze také dva vrcholy aktivity, může hrát roli, ale v této chvíli musí být při úvahách vynechány.“¹²

3.3.3 Další funkce m. iliopsoas

Do této chvíle jsme probrali základní situace pohybového aparátu člověka, kterých se m. iliopsoas účastní. Pro úplnost ještě zbývá doplnit údaje o dalších činnostech, které jsou pro m. iliopsoas typické a které se v souvislosti s ním vyskytují v literatuře.

Flexe v kyčelním kloubu

Na této úloze m. iliopsoas jakožto hlavního flexoru kyčelního kloubu se shodují všichni zmiňovaní autoři. Při aktivitě v otevřeném kinematickém řetězci (punctum fixum proximálně) flektuje tento sval femur v kyčelním kloubu.⁵ Při oboustranné akci a fixovaných femurech provádí předklon (anteverzi) pánve.⁴

Rotace v kyčelním kloubu

Na toto téma lze ještě stále najít v literatuře řadu spekulací a protichůdných informací. Např. Janda na toto téma uvádí: „podílí se na vnitřní rotaci v kyčelním kloubu, ale tato funkce není přesvědčivá a literární zprávy se často rozcházejí. Elektromyografické studie ukazují, že se mírně aktivuje při rotacích oběma směry, a to bez zřetele k postavení v kyčelním kloubu.“⁶ Véle a Dylevský už uvádějí aktivaci pouze při zevní rotaci.^{4,13}

Gray na toto téma uvádí: „elektromyografie nepotvrdila rozšířený názor, že m. psoas major je vnitřní rotátor kyčelního kloubu, ale že je aktivní při zevní rotaci, zvláště v mládí, což bylo prokázáno na výzkumu předškolních dětí.“⁵

Addukce v kyčelním kloubu

Asi nejpodrobněji se o této problematice zmiňuje Kapandji: „řada autorů odmítá funkci m. iliopsoas jakožto adduktoru navzdory jeho průběhu od mediální roviny těla laterálně. Absence addukční složky pohybu by mohla být vysvětlována faktem, že apex malého trochanteru leží na mechanické ose dolní končetiny. Nicméně na podporu addukční složky pohybu je třeba říct, že **na kostře jsou si trochanter minor a eminentia iliopubica nejbližší při flexi, addukci a zevní rotaci v kyčelním kloubu.**“⁹

Pohyby trupu

Pomocí EMG bylo potvrzeno, že **při fixovaných dolních končetinách působí m. psoas major a m. iliacus jako silné flexory trupu při vstávání z lehu proti odporu.**⁵ Vzhledem k předchozím tvrzením o jeho působení na L páteř je ale nutno dodat, že sval nemůže provádět flexi L páteře, může pouze flektovat celý trup en bloc při současném zvětšení bederní lordózy. Situace je samozřejmě komplikována akcí řady dalších svalů. Na toto téma byla provedena speciální studie (*Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of task*)⁸, která zkoumala intramuskulární EMG data získaná od pěti mužů a tří žen, u kterých byly amplitudy normalizovány vzhledem k maximální kontrakci a následně zaznamenány v průběhu široké palety cviků. Elektrody byly umístěny do vertebrální části m. psoas major. Vyplývá z ní, že **m. psoas byl aktivován při všech formách vstávání z lehu do sedu (15-35% maximální kontrakce). Nejvíce se aktivoval při flexi v kyčli prováděné s maximálním úsilím.** Při správném provádění posilovacích cviků na břišní svaly se téměř neaktivoval.⁸

Je také potřeba zmínit, že u nás se této problematice věnoval Janda, který zkoumal flexi trupu jako jeden ze základních hybných stereotypů v rámci vyšetření svalového aparátu. Zde je citace z jeho práce: „, poněvadž o stupni aktivace břišních svalů a aktivaci m. iliopsoas během posazování panuje řada nejasností, vyšetřili jsme skupinu 20 osob s cílem najít takový způsob provedení

pohybu, aby při něm byla co nejmenší aktivace m. iliopsoas při současně co nejlepší aktivaci břišního svalstva (Janda, Kabelíková a Vávrová).

Mohli jsme ukázat, že opět a opět opakované **tvrzení, že dojde k vyloučení nebo alespoň snížení aktivace m. iliopsoas, jsou-li při posazování dolní končetiny flektovány v kyčlích alespoň o 60°, je mylné.** Je tomu přesně naopak. Rozhodující však je způsob fixace dolních končetin. Vztahy jsou založeny zřejmě na reflexní basi, totiž na mechanismu chůze. Technika fixace je většinou prováděna tak, že nohy jsou přidržovány z dorzální strany. Tak však dojde k aktivaci dorsiflexorů, v první řadě m. tibialis anterior. Jak známo, v mechanismu kroku je vypracována a fixována těsná synergistická vazba mezi flexory kyčelního kloubu a dorsiflexory nohy, které se vzájemně reflexně ovlivňují. Proto každá aktivace dorsiflexorů nohy musí zákonitě vést ke zvýšení aktivity m. iliopsoas. Aktivace antagonistického funkčního svalového řetězce působí na m. iliopsoas naopak inhibičně. Je proto třeba vyhledat takovou fixaci, při níž bude právě tato antagonistická skupina aktivována. Takovou je např. fixace proti aktivní plantární flexi nohy, eventuálně dokonce se současnou aktivní flexí v kolenních kloubech.“⁷

Janda se dále podrobně věnuje podmínkám, za kterých má být posilování břišních svalů pomocí flexe trupu prováděno. Co se týče polohy kyčelních kloubů, uvádí toto: **„flexe v kyčelním kloubu podporuje aktivaci m. iliopsoas a proto při posazování musí být dolní končetiny v kyčelních kloubech v extensi. Tedy přesně obrácená poloha než se dosud traduje.“**⁷

Dylevský se zmiňuje, že jednostrannou kontrakcí vyvolává m. iliopsoas rotaci pánve a trupu na opačnou stranu.⁴ Nevíme však, jestli jsou tato tvrzení podložena nebo zda se jedná jen o úvahy na základě znalosti průběhu svalu. Spíše se ale jedná jen o hypotézy, protože Gray uvádí: **„logická úvaha by mohla vést k závěru, že pokud je tělo vzpřímené ve stoji a dolní končetina fixována, m. psoas major může flektovat trup anterolaterálně (na stranu kontrahovaného svalu); elektromyografie to však nepotvrzuje.** Největší aktivitu udává při zvětšování zakřivení bederní páteře. Nicméně přímý záznam při běžných činnostech ukazuje, že kromě flexe v kyčelním kloubu je sval aktivní i při vyvažování trupu během sedu.“⁵

4. Využití poznatků v praxi

Na téma využití znalosti kineziologie m. iliopsoas při provádění fyzioterapie, resp. kinezioterapie by se jistě dala napsat celá bakalářská práce. V této kapitole se proto omezím jen na drobnou zmínku o možných důsledcích zkrácení m. iliopsoas.

Doufám, že tato práce by mohla sloužit jako podklad pro širší rozpracování tohoto tématu, protože zejména problematika degenerativích změn kyčelního kloubu a lumbální páteře by se tohoto mohla úzce dotýkat a v současné době se zdá být velmi aktuální.

Jak se projevuje zkrácení délky m. iliopsoas a jaké jsou možné patofyziologické důsledky pro struktury pohybového aparátu ?

Jestliže mluvíme o zkrácení svalu, máme na mysli zkrácení vazivových struktur svalu bez známek zvýšené aktivity svalových vláken. Jak bylo výše uvedeno, vykazuje m. iliopsoas ve stoji nízkou trvalou aktivitu, což je předpokladem k tomu, že tento sval bude mít tendenci spíše k hypertonii a retrakci vaziva než k hypotonii a inaktivaci.

Touto otázkou se zabývá Véle ve své kineziologii: „ve vertikále je m. iliopsoas trvale aktivní s tendencí ke zkrácení projevující se **zvětšením bederní lordózy spojené se zvýšením zátěže kyčelních kloubů**. Tím vzrůstá jejich opotřebení projevující se omezením vnitřní rotace, zkrácením kroku a prvními příznaky počínající **koxartrózy**. Bolesti provázející tyto příznaky se projevují často jako nepravé „ischialgie“. Je nutno diagnosticky odlišit tyto pseudoradikulární potíže od pravých radikulárních syndromů. V terapii je nutno působit proti zkrácení svalu, které nemusí být oboustranně stejného rozsahu v závislosti na tom, která končetina je dominantní a na které se stojí v pohovu delší dobu. Koxartrózy bývají často asymetrické.“¹³

Podotýkám, že vertikální pozicí je zde myšlen jak stoj tak sed, ve kterém je m. psoas dle mnoha autorů trvale aktivován a účastní se zde stabilizace trupu. Jak

jsem zmínil již v úvodu kapitoly, **m. iliopsoas by mohl mít přímý vztah k přetěžování kyčelního kloubu (při retrakci působí aproximaci kloubních ploch, tedy zúžení kloubní štěrbině a následně rychlejší opotřebení kloubní chrupavky).** V tomto světle vyvstává důležitost včasné diagnostiky svalové dysbalance kolemkloubních svalů obecně jakožto prevence vzniku artrózy. Tato hypotéza by však měla být detailněji prozkoumána a potvrzena její obecná platnost.

Dylevský ve zkratce souhlasí s formulací Véleho, přičemž vyzdvihuje, že tato kontraktura svalu se projeví **zkrácením kroku** ⁴, což je další poznatek, který je nutno mít na paměti jak při vyšetření pacienta, tak při dedukci důsledků pro další struktury. **Omezením extenze v kyčelním kloubu totiž může být zejména při rychlejší chůzi kompenzováno nadměrnými antevertními pohyby pánve zatěžujícími lumbosakrální přechod, a dále rotačními pohyby pánve, resp. dolních úseků bederní páteře nebo vyšších etáží.**

Při akci m. iliopsoas samozřejmě spolupracuje řada dalších svalů, na nichž je jeho správná funkce závislá. Dle Jandy působí při hybných stereotypech v oblasti kyčelního kloubu jednotlivé svaly neutralizačně svými addukčními, abdukčními, resp. rotačními složkami proti sobě. Jako velice důležitý zmiňuje Janda v této souvislosti stabilizující efekt svalstva břišní stěny. ⁶ Můžeme si to vyložit tak, že **při flexi v kyčelním kloubu brání aktivita břišních svalů anteverti pánve, kterou svojí aktivací může způsobit zejména m. iliacus.** Při insuficienci břišních svalů tedy chybí fixace pánve, která je tudíž při každé flexi v kyčelním kloubu sklopena do antevertze. To podporuje další lordotizaci L páteře a uzavírá tak pomyslný kruh patogeneze bolestivých syndromů této oblasti.

Můžeme tedy shrnout, že při zkrácení m. iliopsoas dochází pravděpodobně ke zmenšení rozsahu pohybu do extenze v kyčelním kloubu a zvětšení jeho zátěže s následným rozvojem koxartrózy. Dále k antevertnímu postavení pánve a zvětšení lordózy bederní páteře, a to jak klidově, tak zejména při chůzi, kdy je tato symptomatologie doplněna nadměrnou kompenzační rotací dolních úseků L páteře.

5. Závěr

Ve své práci jsem se pokusil shrnout základní soudobé poznatky o funkci m. iliopsoas. Tato práce jistě toho téma nevyčerpala úplně. Chybí například analýza aktivity m. iliopsoas v sedu, její porovnání s aktivitou ve stoji, detailnější rozpracování patogeneze a patofyziologie funkčních poruch tohoto svalu, histologická analýza typu svalových vláken, a další kapitoly, které by se slušelo do práce začlenit. Byl jsem však omezen jednak rozsahem této práce a potom bohužel množstvím domácích i zahraničních zdrojů. Odborné články, ze kterých jsem čerpal, byly často více než deset let staré a jediné dostupné. Doufejme, že to není definitivní uzavření tohoto tématu, protože je zde ještě mnoho nejasností, které mají zásadní vliv na chápání funkce tohoto svalu. Například o retinaculu, které se má podle Santeguida a McGilla upínat na úrovni LS přechodu a přidržovat tak m. psoas ve stálé pozici, jsem nenašel zmínku v žádné anatomické literatuře. Jeho existence je však klíčová pro pochopení působení m. psoas na bederní páteř.

Tato práce ukazuje, jak nesmírně těžké je pochopení vztahů a jednotlivých funkcí v pohybovém aparátu člověka a zároveň nastiňuje důležitost tohoto pochopení pro včasnou, tedy preventivní intervenci fyzioterapeuta a tím účinnou léčbu funkčních i strukturálních chorob pohybového systému.

SOUHRN

Ve své práci se pokouším shrnout základní poznatky o kineziologii m. iliopsoas. V úvodní kapitole si vymezuji otázky, které se následně pokouším zodpovědět. Ve druhé kapitole se věnuji anatomii všech důležitých struktur, které jsou také vyobrazeny v přílohách. Třetí kapitola tvoří hlavní náplň této práce, protože v ní zmiňuji kineziologii kosti křížové, pánve a m. iliopsoas. Do kapitoly o kineziologii m. iliopsoas zahrnuji jeho aktivitu při stožení, při chůzi, při běhu a v průběhu dalších pohybů, které jsou pro jeho aktivaci typické. Zvláště se zabývám zajímavou otázkou působení m. psoas major na bederní páteř, a to jak ve stožení, tak v průběhu lokomoce. Na závěr do své práce začleňuji krátkou kapitolu na téma využití poznatků v praxi, kde se věnuji možným důsledkům zkrácení m. iliopsoas.

SUMMARY

I try to sum up the basic knowledge about kinesiology of iliopsoas muscle in my study. In the opening chapter I determine some questions, which I try to answer. In the second chapter I attend to the anatomy of all important structures, which are figured in the appendices. The third chapter makes up the main content of this study, because I allude to kinesiology of sacrum, pelvis and iliopsoas muscle here. To the chapter about kinesiology of iliopsoas muscle I take in its activity during upright standing, walking, running and the other movements, which are typical of its activation. I separately attend to the interesting issue, effect of psoas muscle activity to the lumbar spine in the upright standing and during locomotion as well. In conclusion I take in the short chapter themed utilization the findings in practice, where I attend to possible incidence of iliopsoas muscle shortening.

Použité zdroje

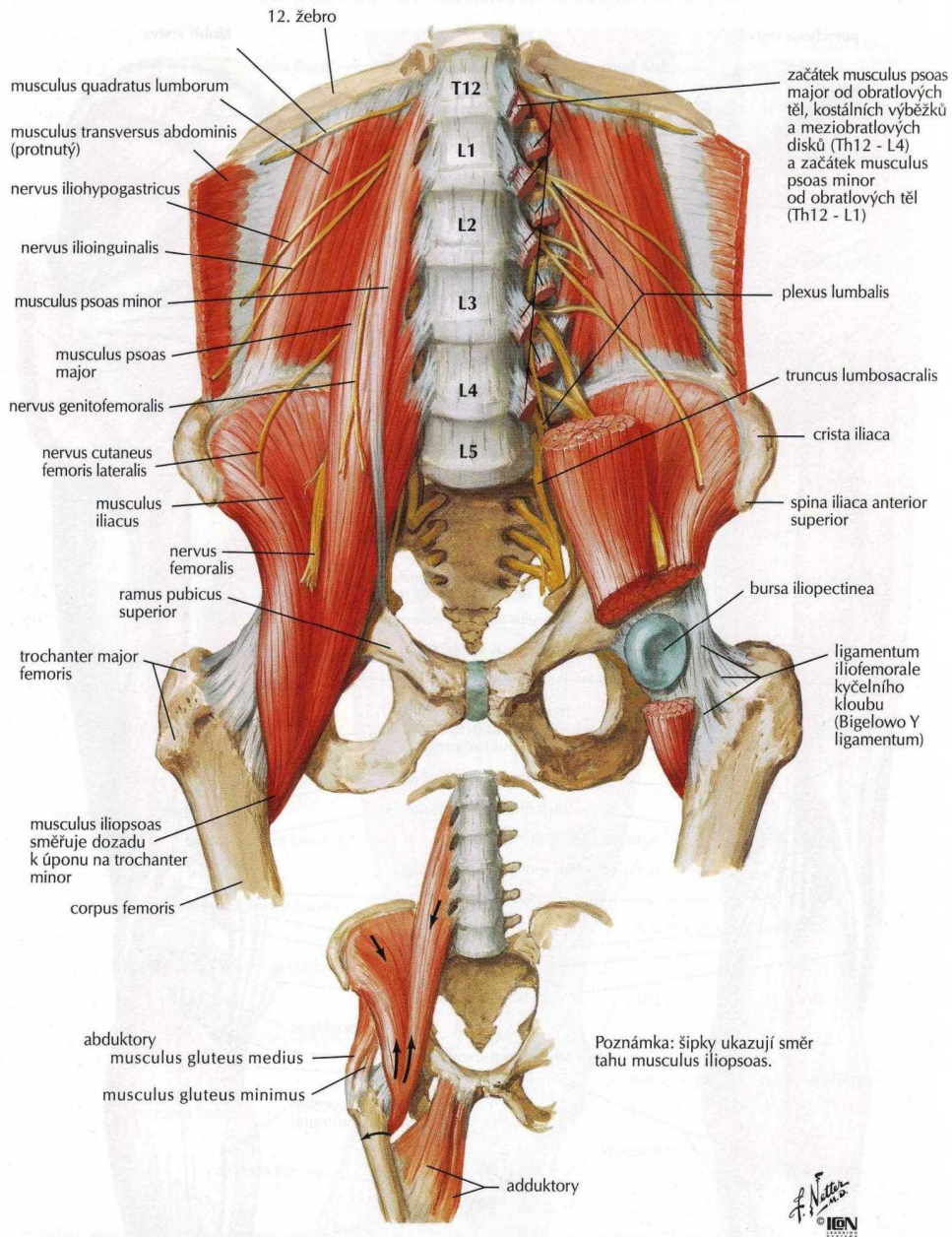
1. ANDERSSON, E. A. - NILSSON, J. - THORSTENSSON, A. Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion, *Acta Physiologica Scandinavica*, 1997, vol. 161, no. 3, s. 361-370
2. BARTONÍČEK, Jan. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: Maxdorf, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8
3. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. Druhé, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada, 2001. 516 s. ISBN 80-7169-970-5
4. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vydání. Praha: Grada, 2009. 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0
5. GRAY, Henry. *Gray's anatomy*. 37. ilustrované vydání. Edinburgh: Churchill Livingstone, 1989. 1598 s. ISBN 0-443-02588-6
6. JANDA, Vladimír. *Funkce hybného systému: fyziologie a patofyziologie hybnosti a kinesiologie z hlediska rehabilitace*. 1. vydání. Praha: Státní zdravotnické nakladatelství, 1966. 273 s.
7. JANDA, V. *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. 1. vydání. Brno: ÚDVSZP, 1982. s 91-92
8. JUKER, D. - MCGILL, S. - KROPF, P. - STEFFEN, T. Quantitative intramuscular myoelectric activity of lumbar portions of psoas and the abdominal wall during a wide variety of task, *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 1998, vol. 30, no. 2, s. 301-310

9. KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the Joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Volume 2, Lower Limb. 5. vydání, Edinburgh: Churchill Livingstone, 1987. 242 s. ISBN 0-443-03618-7
10. NETTER, F. H. *Anatomický atlas člověka*. 1. vydání. Praha: Grada, 2003. 525 s. ISBN 80-247-0517-6
11. PENNING, L. Psoas muscle and lumbar spine stability: a concept uniting existing controversies, *European Spine Journal*, 2000, vol. 9, no. 6, s. 577-585
12. PENNING, L. Spine stabilization by psoas muscle during walking and running, *European Spine Journal*, 2002, vol. 11, no. 1, s. 89-90
13. VÉLE, František. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9

Přílohy

Musculus psoas a musculus iliacus

VIZ TAKÉ TABULE 255

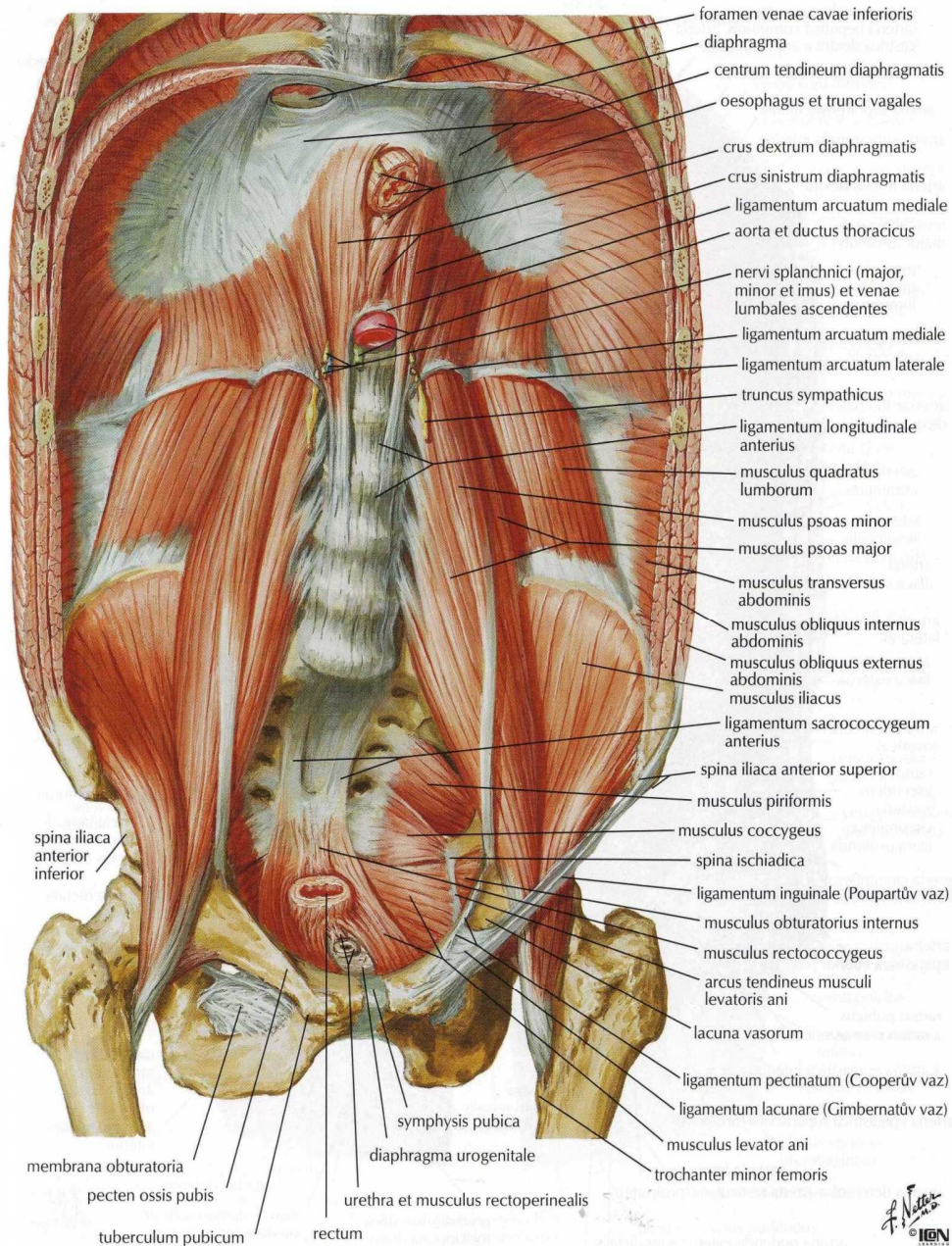


TABULE 478

DOLNÍ KONČETINA

Zadní břišní stěna: pohled zevnitř

BRÁNICE - VIZ TAKÉ TABULE 189

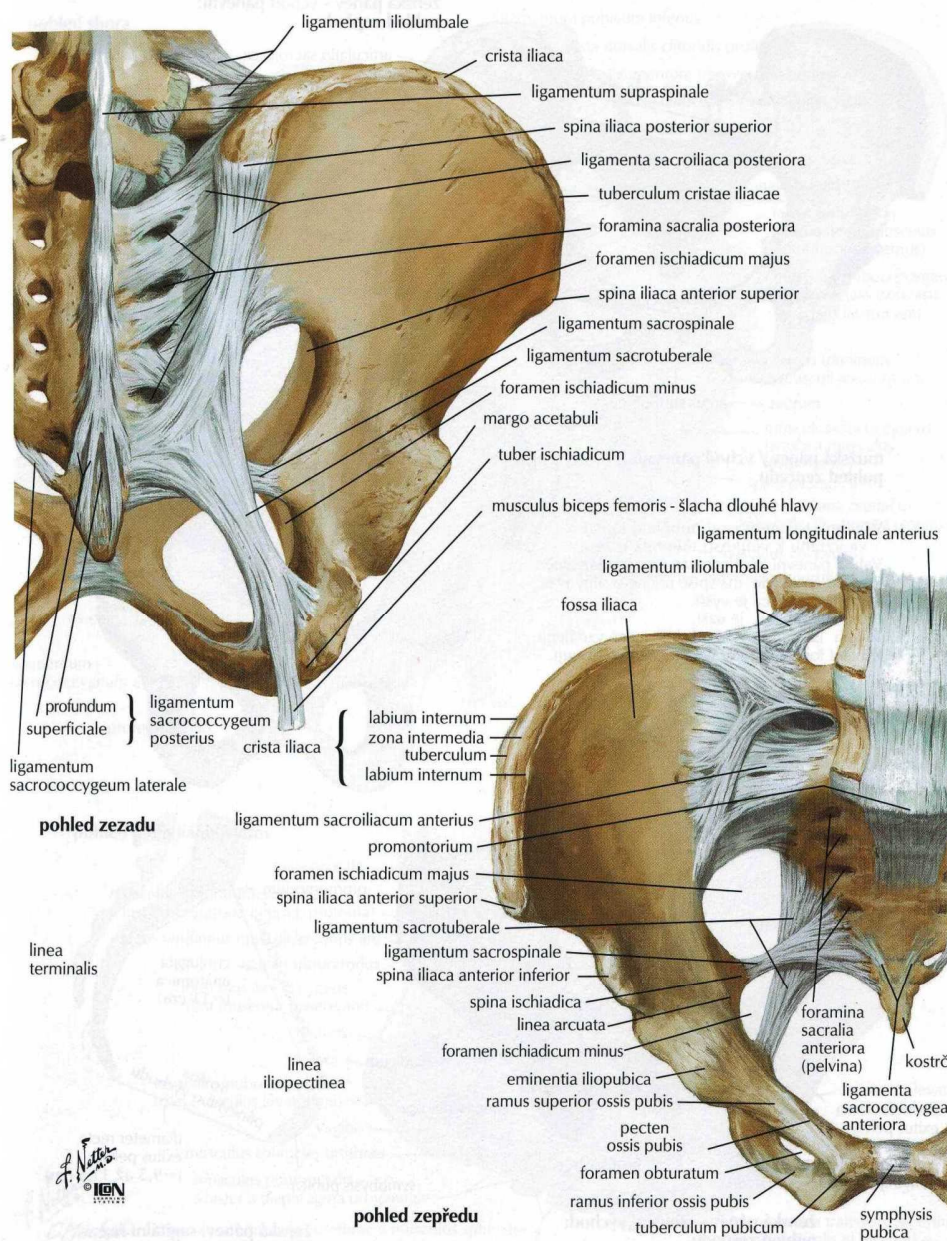


STĚNATRUPU

TABULE 255

Kosti a spoje pánve (pokračování)

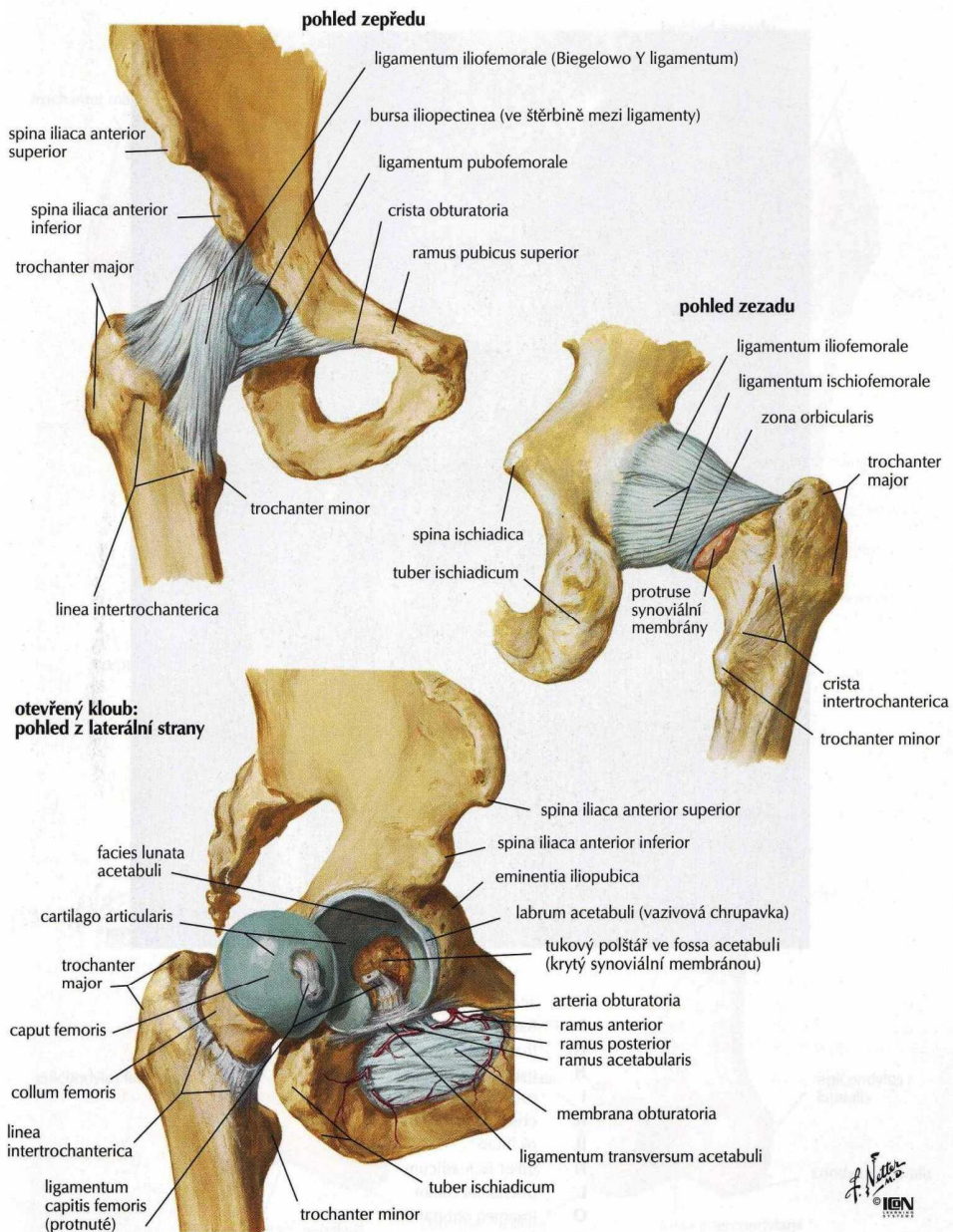
VIZ TAKÉ TABULE 150

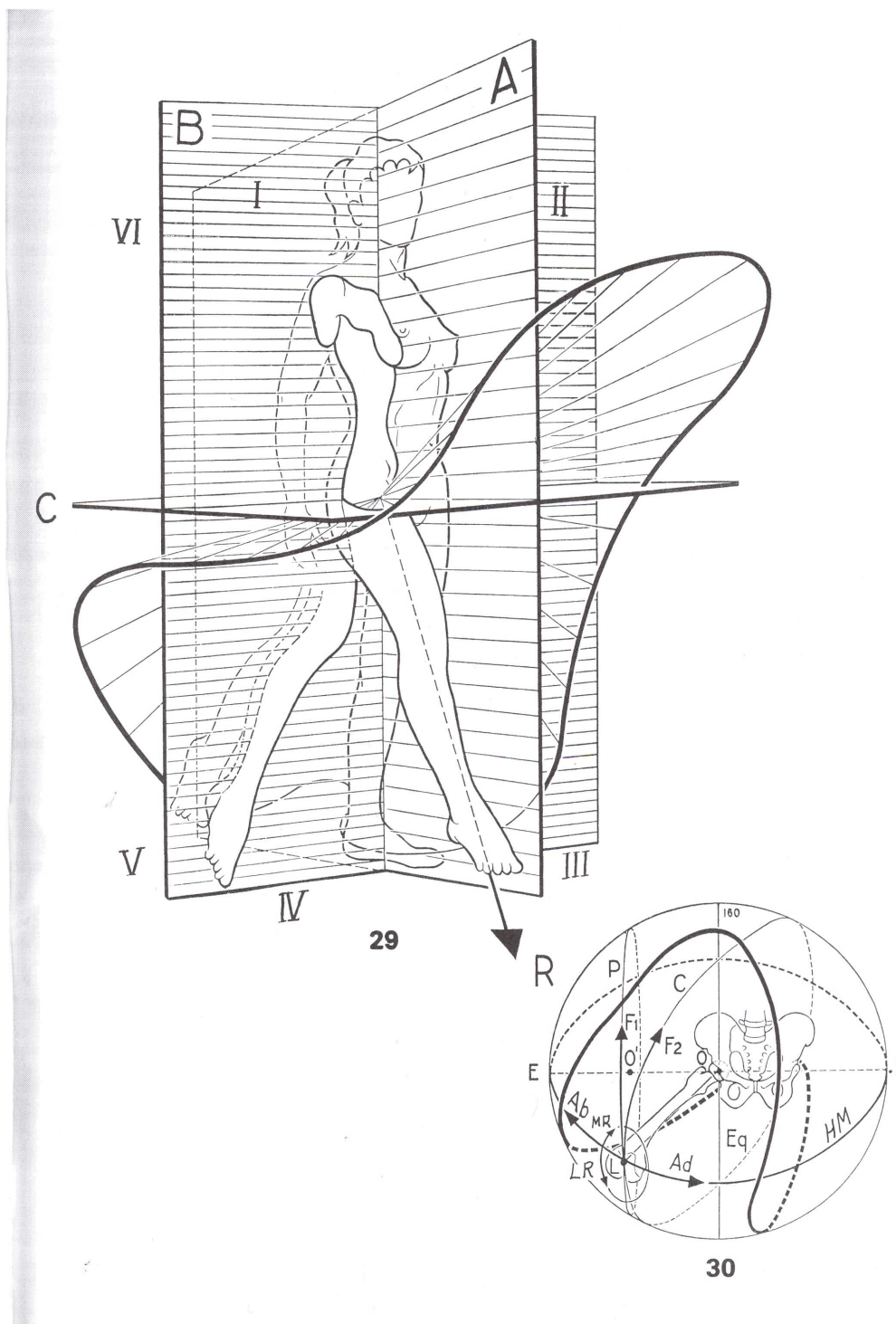


KOSTI A VAZY

TABULE 341

Kyčelní kloub

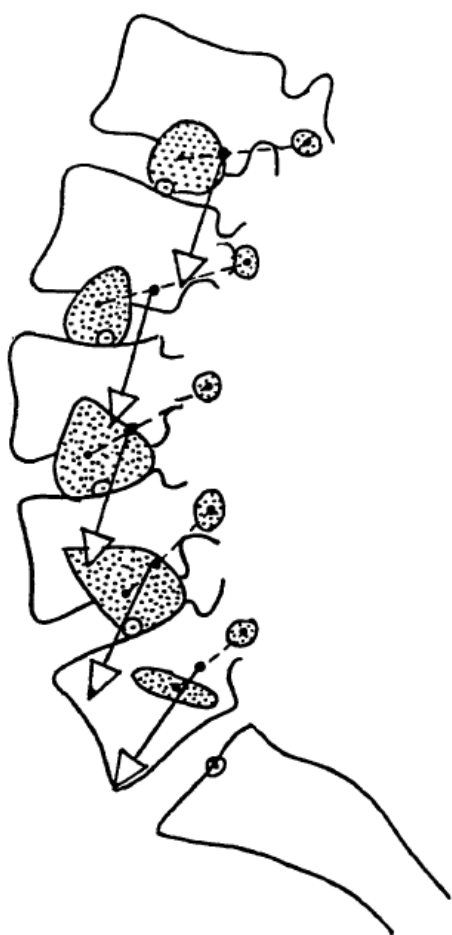




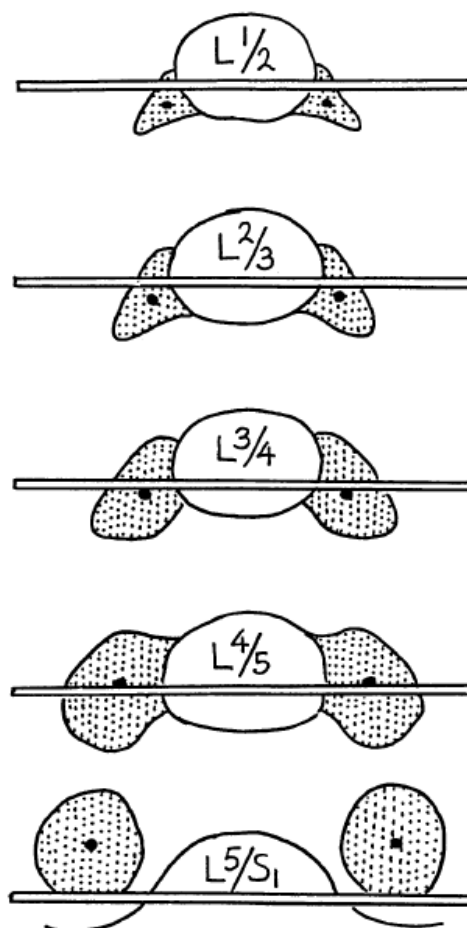
Příloha č. 6 – obrázky z článku *Psoas muscle and lumbar spine stability: a concept uniting existing controversies*¹¹

a) Černé tečky reprezentují místa začátků svalů, malé kroužky s tečkou uprostřed centra flekčně-extenčních pohybů, šipky označují směr působení snopců m. psoas směrem k eminentia iliopubica - šipky dorsálně od centra naznačují extenční pohyb, šipky ventrálně od centra flekční pohyb. Ramena sil jsou malá.

b) Transversální řezy z počítačové tomografie s vyznačenými flekčně-extenčními osami (horizontální přímkami). Větší černé tečky vyznačují centra působení svalových snopců v dané rovině. Ve třech horních segmentech jsou tato centra dorsálně od osy, na úrovni L4/5 se centra s osou shodují a na úrovni L5/S1 jsou centra působení daleko před osou.



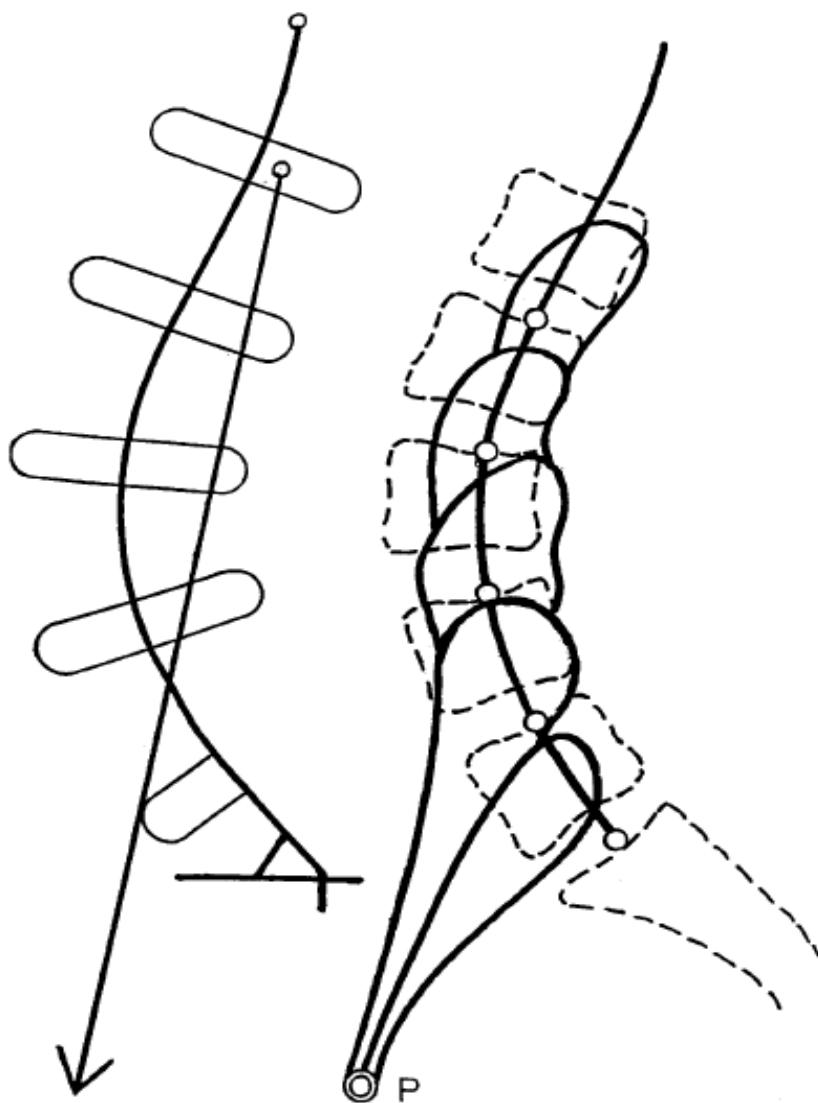
a



b

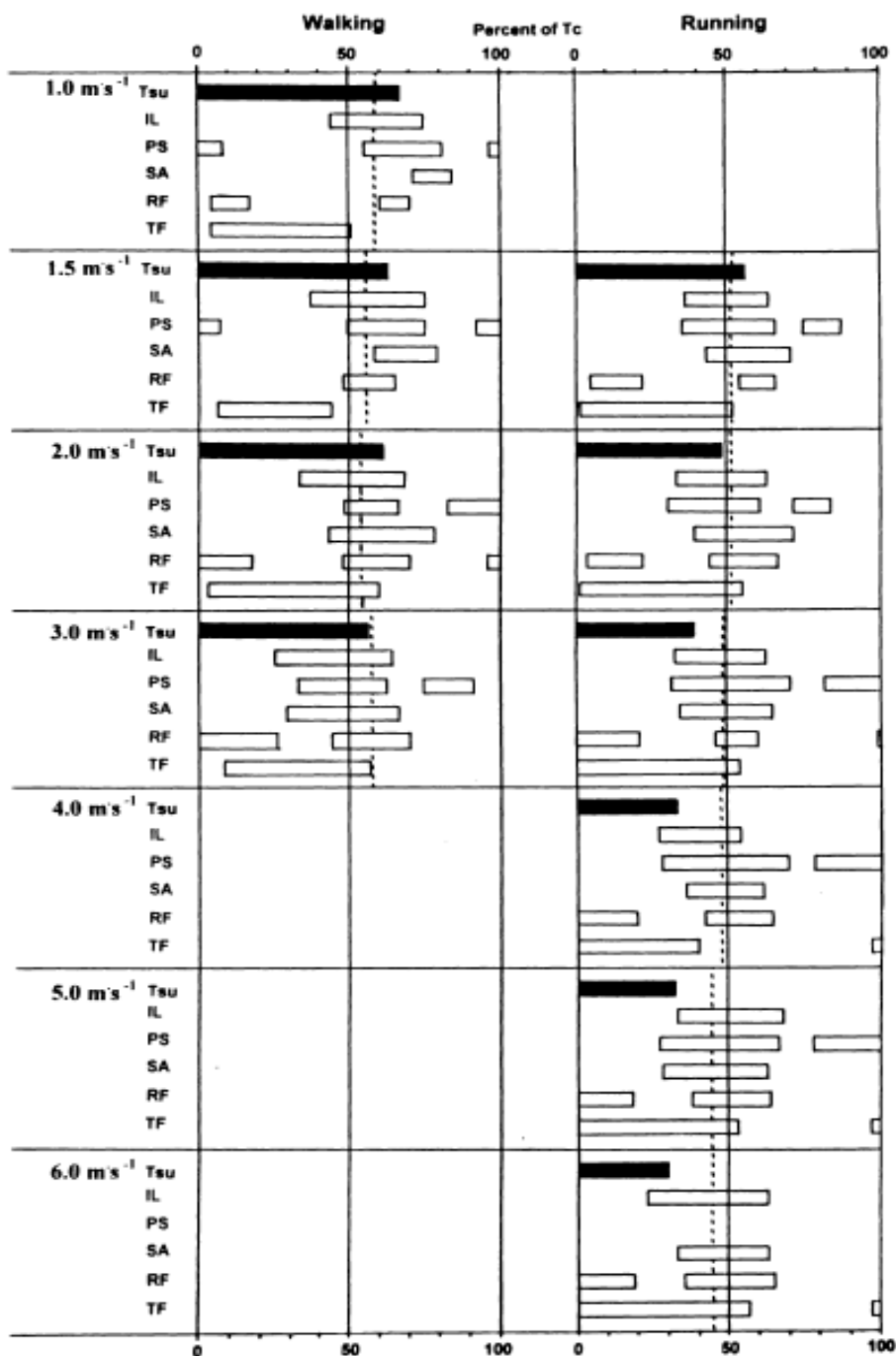
Příloha č. 7 – obrázek z článku *Psoas muscle and lumbar spine stability: a concept uniting existing controversies*¹¹

Srovnání experimentálního specifického směru tahu orientací m. psoas. Vlevo je znázorněn proužek kovu, preformovaný do tvaru L páteře, který ve vzpřímené pozici drží struna napnutá specifickým směrem. Vpravo je lehce upravený model tahů m. psoas tak, jak odpovídá realitě. Při shodném stupni lordózy se shodují i směry tahu.



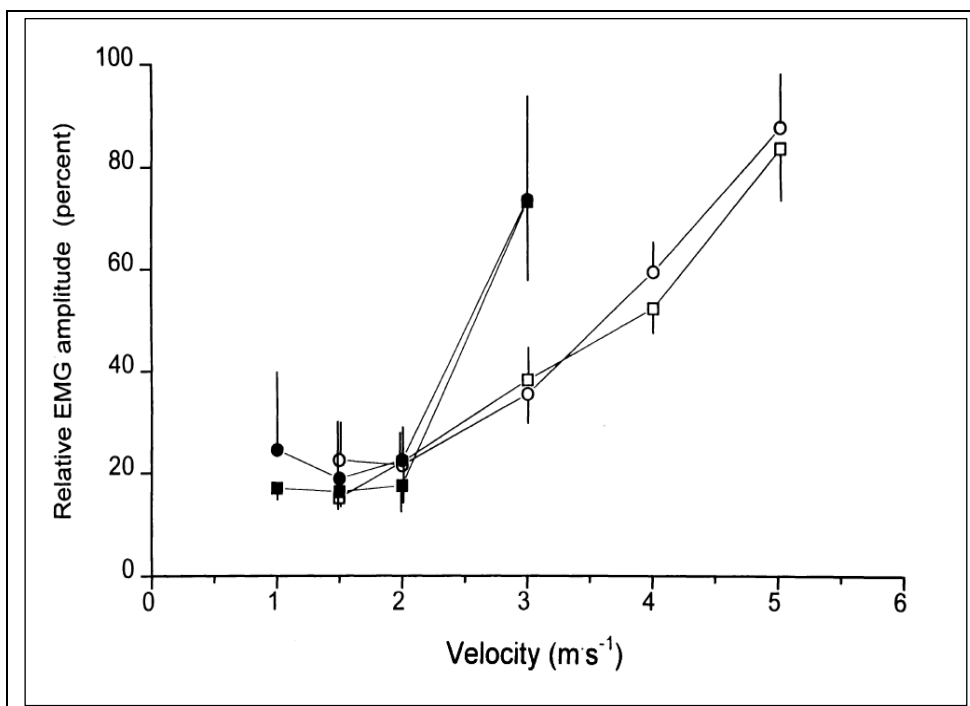
Příloha č. 8 – obrázek z článku *Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion*¹

Obrázek znázorňuje periody svalové aktivace m. iliacus (IL), m. psoas (PS), m. sartorius (SA), m. rectus femoris (RF) a m. tensor fasciae latae (TF) a trvání fáze opory stejnostranné dolní končetiny (Tsu). Jako 100% je označena délka jednoho krokového cyklu. Svislé tečkované čáry označují průměr začátku flexe v kyčli, vypočtený podle dat od všech zkoumaných subjektů.



Příloha č. 9 – obrázek z článku *Intramuscular EMG from the hip flexor muscles during human locomotion*¹

Závislost EMG amplitudy m. iliacus (čtverečky) a m. psoas (kolečka) na rychlosti chůze (plné symboly) a běhu (bílé symboly). Hodnoty jsou znázorněny v procentech, přičemž 100% je námi největší naměřená amplituda aktivace každého svalu.



Příloha č. 10 – obrázek z článku *Spine stabilization by psoas muscle during walking and running*¹²

Efekt kontrakce m. psoas na femur a L páteř, sagitální projekce.

- 1- vertebrální část m. psoas
- 2- umístění retinacula dle Santeguida and McGilla
- 3- intrapelvická část m. psoas
- 4- ohyb m. psoas přes eminentia iliopubica
- 5- šlacha m. psoas upínající se na trochanter minor
- 6- to samé na flektovaném femuru

