

Univerzita Karlova v Praze

Přírodovědecká fakulta

Studijní program:

Molekulární biologie a biochemie organismů

Studijní obor:

Speciální chemicko-biologické obory



David Vondrášek

Kineziologické aspekty bilaterální asymetrie dolní končetiny

Kinesiological aspects of lower limb bilateral asymmetry

Bakalářská práce

Vedoucí závěrečné práce: Mgr. Martin Hora

Praha, 2013

Prohlášení:

Prohlašuji, že jsem závěrečnou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze,

Podpis

Poděkování:

Děkuji Mgr. Martinovi Horovi za cenné připomínky a rady při vypracování bakalářské práce.

Abstrakt

Dolní končetiny jsou pod vlivem relativně symetrické zátěže chůze, a přesto byly nalezeny bilaterální asymetrie kostí dolních končetin na kosterních nálezech. Cílem této práce je popsat možné příčiny bilaterální asymetrie detekované v rozměrech kostí dolních končetin. Práce je zaměřena na bilaterální asymetrii dolních končetin živého člověka z pohledu bilaterálních aktivit, které vykonává, jako jsou chůze, dřepy a skoky a z pohledu unilaterálních aktivit, například kopání ve fotbale a v Taekwondu. K vypracování této bakalářské práce bylo celkem použito 59 vědeckých článků. Výsledky vědeckých článků naznačují, že možnou příčinou bilaterální asymetrie kostí dolních končetin je preference dolních končetin v unilaterálních aktivitách. Podle kineziologických článků unilaterální aktivita kopání vytváří velkou mechanickou zátěž na kyčelní, kolenní a hlezenní klouby kopající dolní končetiny.

Klíčová slova: dominance dolních končetin, unilaterální pohybové aktivity, bilaterální pohybové aktivity, silová asymetrie, točivý moment kolenního kloubu

Abstrakt

Lower limbs are under the influence of relatively symmetrical loading of gait, and even so there has been evidence of bilateral asymmetry of lower limb bones in skeletal remains. The goal of this study was to search literature for possible causes of bilateral asymmetry found in dimensions of lower limb bones. This bachelor's thesis views bilateral asymmetry of lower limbs of living human from a perspective of bilateral activities, such as walking, squats and jumps and from a perspective of unilateral activities, for example kicking in football and in Taekwondo. 59 scientific articles were used in total to write this bachelor's thesis. Results of scientific articles show, that one possible cause of bilateral asymmetry of lower limb bones is preference of the lower limbs for unilateral activities. According to kinesiological articles, the unilateral kicking activity creates great mechanical loading in hip, knee and ankle joints of the kicking lower limb.

Key words: dominance of lower limbs, unilateral movement activities, bilateral movement activities, strenght asymmetry, peak torque of knee joint

Obsah

| | |
|---|----|
| 1 Úvod | 1 |
| 2 Hodnocení bilaterální asymetrie | 2 |
| 2.1 Směrová asymetrie | 2 |
| 2.2 Antisymetrie | 3 |
| 2.3 Flukтуаční asymetrie..... | 3 |
| 2.4 Bilaterální asymetrie kostí dolních končetin..... | 4 |
| 3 Kineziologický výzkum..... | 4 |
| 3.1 Dominance končetin | 4 |
| 3.2 Kineziologické metody..... | 5 |
| 3.2.1 Isokinetické dynamometry | 6 |
| 3.2.2 Silové desky | 7 |
| 3.2.3 Nepřímá měření silové asymetrie | 7 |
| 3.3 Pohybové aktivity | 8 |
| 3.3.1 Chůze | 8 |
| 3.3.2 Dřepy | 9 |
| 3.3.3 Skoky | 10 |
| 3.3.4 Fotbal | 10 |
| 3.3.5 Taekwondo | 12 |
| 4 Závěr | 13 |
| 5 Bibliografie: | 15 |
| 6 Přílohy | 21 |

1 Úvod

Bilaterální asymetrie končetin se projevuje například v rozměrech kostí a vzniká v důsledku odlišných biomechanických nároků na kontralaterální končetiny (Auerbach a Ruff 2006). Rozdílné biomechanické nároky se projevují různou mírou stimulace kostní tkáně (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008) a svalové hmoty (Gstöttner et al. 2009) na horních i dolních kontralaterálních končetinách.

Na kosterních pozůstatcích lidí z období paleolitu, mesolitu, neolitu, z mladšího období středověku a i na kosterních pozůstatcích současných populací jsou horní končetiny ve většině sledovaných rozměrů kostí bilaterálně asymetrické (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008). Robustnější horní končetina má oproti kontralaterální horní končetině o 3 až 4% vyšší hmotnost a přibližně o 5% vyšší objem kostní tkáně (Calbet et al. 2001). Výrazná bilaterální asymetrie horních končetin (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008) je nejspíše způsobena uvolněním horních končetin od relativně symetrické zátěže lokomoce pro vykonávání nespočetných unilaterálních a bilaterálních aktivit (Gould a Lewontin 1979; Videan a McGrew 2002).

Ve srovnání s horními končetinami jsou dolní končetiny ve většině rozměrů, obzvláště v oblasti kolenního kloubu, mnohem méně asymetrické a robustnější dolní končetina je na opačné straně než je robustnější horní končetina (Obrázek 1) (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008). Dolní končetiny jsou pod konstantní symetrickou zátěží lokomoce, a i přesto jsou kosti dolních končetin bilaterálně asymetrické.

Bilaterální asymetrii dolních končetin se snaží vysvětlit několik hypotéz. Podle hypotézy funkční asymetrie jsou dolní končetiny i přes zdánlivě symetrický pohyb v konzistentním úkolovém rozporu, při kterém jedna dolní končetina přispívá více k odrazu neboli akceleraci těžiště vpřed, zatímco druhá dolní končetina přispívá více k podpoře, tedy k akceleraci těžiště vzhůru (Sadeghi et al. 2000).

Dalším vysvětlením by mohlo být, že bilaterální asymetrie dolních končetin vzniká v důsledku preference jedné z dolních končetin k manipulaci s objekty a k jiným aktivitám zahrnujícím pohybovou koordinaci unilaterálních aktivit (například kopání). Kontralaterální nepreferovaná dolní končetina je používána při unilaterálních aktivitách preferované dolní končetiny pro podpoření postoje a k udržení stability, tedy nese váhu a v případě kopání odtlačuje (Peters 1988).

Cílem této práce je popsat možné příčiny bilaterální asymetrie detekované v rozměrech kostí dolních končetin. Práce je zaměřena na bilaterální asymetrii dolních končetin živého

člověka z pohledu bilaterálních aktivit, které vykonává, jako jsou chůze, dřepy a skoky a z pohledu unilaterálních aktivit, například kopání ve fotbale a v Taekwondu.

Práce je rozdělena do dvou nestejně dlouhých částí. V první části s názvem Hodnocení bilaterální asymetrie jsou popsány základní typy asymetrie, a jak jsou hodnoceny. Kapitola je zakončena nálezy bilaterální asymetrie kostí dolních končetin. V druhé části s názvem Kineziologický výzkum jsou vypsány vybrané kineziologické metody užívané pro zjišťování bilaterální asymetrie síly dolních končetin na živých lidech. Dále jsou v kapitole Kineziologický výzkum popsány možné pohybové aktivity, které by mohly ovlivnit výskyt bilaterální asymetrie kostí dolních končetin.

2 Hodnocení bilaterální asymetrie

Míra bilaterální asymetrie končetin je vyjádřena jako rozdíl mezi hodnotami sledovaného parametru měřeného na pravé a levé končetině. Na populační úrovni lze rozlišit tři základní typy asymetrie: směrová asymetrie, antisymetrie a flukтуаční asymetrie (Kujanová et al. 2008).

2.1 Směrová asymetrie

Směrová asymetrie je adaptivní asymetrií, která vzniká v důsledku nadměrného používání jedné z končetin. Mezi kontralaterálními končetinami vzniká statisticky významný rozdíl v celém souboru a robustnější končetina je obvykle na stejné straně v celém souboru. Průměr rozdílu mezi naměřenými hodnotami pravé a levé strany je nenulový (Valen 1962; Palmer a Strobeck 1986; Palmer 1994; Kujanová et al. 2008).

Stupeň směrové asymetrie a její směr se počítá jako rozdíl hodnot mezi párovými kostmi ($A = R - L$, kde A je stupeň směrové asymetrie; R je hodnota pravé kosti; L je hodnota levé kosti) (Čuk a Leben-Seljak 2001), nebo se používá párového t-testu (Kujanová et al. 2008; Lieverse et al. 2013).

Je důležité standardizovat všechny hrubé asymetrické rozdíly na procenta směrové asymetrie (%DA; $\%DA = (R - L) / (\text{průměr levé } L \text{ a pravé } R) \times 100$) v rámci jednotlivých částí kosti, což umožňuje přímé srovnání asymetrií v oblastech různých velikostí. Například 3 mm rozdíl mezi stranami je výraznější asymetrií pro menší oblasti, než relativně větší oblasti (Auerbach a Ruff 2006). Totéž lze udělat standardizováním stupně směrové asymetrie podle průměrných hodnot měření na pravé a levé straně (SA; $SA = [(R - L) / (R + L/2)] \times 1000$). Standardizovaný stupeň směrové asymetrie nemá žádné jednotky. Standardizovaný stupeň směrové asymetrie umožní srovnání jakéhokoli rozměru bez ohledu na specifikum kosti nebo na rozměr skeletu, obdobně jako procenta směrové asymetrie. Standardizovaný stupeň

směrové asymetrie poskytne směr asymetrie jako směrová asymetrie (Čuk a Leben-Seljak 2001). Výsledky měření míry bilaterální asymetrie kostí dolních končetin se také překládají v pozitivní hodnoty pro pravostrannou asymetrii a záporné hodnoty pro levostrannou asymetrii. Další metodou užívanou k určení, jestli pravé a levé strany byly výrazně odlišné pro každou z oblastí je párový Wilcoxonův test (*Wilcoxon signed-ranks test*), neparametrický ekvivalent párovému t-testu (Auerbach a Ruff 2006; Lieverse et al. 2013).

2.2 Antisymetrie

Antisymetrie je také adaptivní asymetrií. Mezi kontralaterálními končetinami existuje statisticky významný rozdíl, ale robustnější končetina není mezi jedinci na stejné straně. Průměr rozdílu mezi naměřenými hodnotami pravé a levé strany je roven nule a hodnoty kolem průměru jsou ploše nebo bimodálně rozdělené (Valen 1962; Palmer a Strobeck 1986; Palmer 1994; Kujanová et al. 2008). Grafickým vyjádřením rozdílů mezi pravou a levou stranou je možné určit (ne)přítomnost antisymetrie (Kujanová et al. 2008).

2.3 Flukтуаční asymetrie

Flukтуаční asymetrie je charakterizována malou odchylkou od perfektní symetrie a je hodnocena pouze v nepřítomnosti směrové asymetrie nebo antisymetrie. Průměr rozdílu mezi naměřenými hodnotami pravé a levé strany je roven nule a všechny varianty jsou normálně rozděleny okolo průměru (Valen 1962; Palmer a Strobeck 1986; Palmer 1994; Kujanová et al. 2008).

Hodnocení flukтуаční asymetrie je komplikované faktem, že rozsah a distribuce flukтуаční asymetrie jsou stejné jako rozsah a distribuce chyby měření. Naměřené hodnoty flukтуаční asymetrie musí být statisticky významnou částí celkově pozorovaných rozdílů mezi stranami. A tak k určení skutečných rozdílů od perfektní symetrie jsou měření opakována. Analýzou rozptylu (ANOVA) je určeno, jestli se flukтуаční asymetrie liší od chyby měření a jestli je průměr naměřených hodnot pravá mínus levá roven nule (Palmer a Strobeck 1986; Palmer 1994). Dále se používá koeficient spolehlivosti konkrétních měření a hodnot asymetrie k určení vnitřní chyby pozorovatele. Systematická chyba je posuzována za použití párového t-testu (Kujanová et al. 2008).

Poté, co byla existence flukтуаční asymetrie potvrzena v daném znaku, následuje analýza vztahu mezi velikostí znaku a flukтуаční asymetrií. Pokud mezi velikostí znaku a flukтуаční asymetrií existuje rozdíl, pak jsou použity metody ke kontrolování vlivu velikosti znaku (Palmer 1994). Hodnoty flukтуаční asymetrie poskytnou informaci o neprojevené absolutní

asymetrii, jakoby se rozsah pravé a levé končetiny lišil (Valen 1962; Palmer a Strobeck 1986; Palmer 1994; Kujanová et al. 2008).

2.4 Bilaterální asymetrie kostí dolních končetin

Dolní končetina je ve většině rozměrů, obzvláště kolem kolene, mnohem méně asymetrická oproti horní končetině (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006). Nejvíce je asymetrie dolních končetin znatelná na transverzálních rozměrech těl dlouhých kostí (Auerbach a Ruff 2006), například na obvodu těla stehenní kosti v polovině délky kosti (Čuk a Leben-Seljak 2001). Směr asymetrie je opačný oproti horní končetině, a tak je levá strana robustnější, s výjimkou průměru hlavice stehenní kosti a šířky epikondylu stehenní kosti (Obrázek 1) (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008).

3 Kineziologický výzkum

Z výsledků studií kosterních nálezů je zřejmé, že bilaterální asymetrie se na dolních končetinách v jisté míře projeví. Nicméně, kosterní pozůstatky jsou jen otiskem fyzické aktivity prováděné během života jedince, a proto je dobré prozkoumat bilaterální asymetrii dolních končetin z hlediska různých pohybových aktivit. Pro každý kineziologický výzkum bilaterálních rozdílů mezi dolními končetinami je důležité si jasně definovat dominanci končetin.

3.1 Dominance končetin

Dominance horních i dolních končetin, někdy označovaná také jako preference končetin, či lateralita, je přisuzována funkčním odlišnostem dvou hemisfér lidského mozku (Nachshon, Denno a Aurand 1983; Gabbard a Hart 1996), které různě ovládají pohybovou koordinaci díky mnoha propojeným cestám z mozkové kůry do svalů (Joffeir 1992). Levá hemisféra je specializována na přesnou kontrolu jemné motoriky obou stran, zatímco pravá hemisféra je specializována na somatosenzorické prostorové schopnosti, emocionální vyjadřování a motorické funkce (White 1972; Cavagna et al. 1983; Colborne et al. 1992; Colborne, Wright a Naumann 1994).

Vzhledem k těmto specializacím hemisfér jsou unilaterální aktivity horních končetin vykonávány převážně preferovanou, neboli dominantní stranou. Nepreferovaná horní končetina se také podílí na unilaterálních aktivitách, ovšem s nižší intenzitou (Plato, Wood a Norris 1980; Ozener 2007).

Na dolní končetiny má funkční odlišnost hemisfér také vliv, nicméně, interpretace bilaterální asymetrie dolní končetiny v mechanické zátěži je obtížná kvůli povaze dolní

končetiny, nositelky váhy těla. Preferovaná dolní končetina v kineziologických studiích je hodnocena jako končetina používaná pro manipulaci s objekty a jiné aktivity zahrnující pohybovou koordinaci unilaterálních aktivit, nejčastěji kopání. Kontralaterální nepreferovaná dolní končetina je během takových aktivit používána pro podpoření postoje a k udržení stability, tedy nese váhu těla a v případě kopání odtlačuje (Peters 1988). Navíc jsou dolní končetiny zatíženy symetrickými aktivitami jako je chůze a běh, kde preferovaná dolní končetina přispívá více k odrazu neboli akceleraci těžiště vpřed, zatímco nepreferovaná přispívá více k podpoře, tedy k akceleraci těžiště vzhůru (Sadeghi et al. 2000).

3.2 Kineziologické metody

Kineziologické studie se zabývají bilaterální asymetrií dolních končetin například z pohledu balančních schopností jedinců (Gstöttner et al. 2009), svalové odpovědi (McCurdy a Langford 2005; Impellizzeri et al. 2007; Gstöttner et al. 2009; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010; Malý, Zahálka a Malá 2010), reakčních sil (Schot, Bates a Dufek 1994; Seeley, Umberger a Shapiro 2008), z pohledu kinematických charakteristik (Tang, Chang a Nien 2007), nebo testují novou metodu hodnocení silových asymetrií (Impellizzeri et al. 2007). Každý z těchto výzkumů musí být schválen etickou komisí.

Účastníci výzkumů jsou vybíráni například mezi rekreačními atlety (Calbet et al. 2001), amatérskými atlety (Carpes et al. 2007; Impellizzeri et al. 2007; Gstöttner et al. 2009), hráči juniorské ligy (Malý, Zahálka a Malá 2010), profesionálními atlety z národních týmů (Tang, Chang a Nien 2007; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010). Dále jsou vybíráni studenti univerzit (Calbet et al. 2001; McCurdy a Langford 2005; Gnat et al. 2009) a další dobrovolníci, kteří přijmou pozvání k výzkumu (Sanderson 1990). K některým studiím jsou vybráni sportovně neaktivní jedinci, vůči kterým jsou atleti srovnáni (Calbet et al. 2001).

Každý z výzkumů má definovaná vyřazovací kritéria jako jsou například zranění dolních končetin v předešlých měsících nebo letech (McCurdy a Langford 2005; Gstöttner et al. 2009; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010), dále známé deficity rovnováhy (senzorické systémy-vestibulární, vizuální a somatosenzorický; a centrální nervový systém) (Gstöttner et al. 2009), kosterní metabolické nemoci (Calbet et al. 2001), kuřáctví (Calbet et al. 2001), a dále asymetrické části těla (McCaw a Bates 1991; Gnat et al. 2009), ba dokonce i začátek atletické kariéry v předpubertálním věku, neboť začínající věk je hlavním určovatelem rozsahu adaptivní odpovědi kosti (Calbet et al. 2001). Testovaní jedinci ohlásili, kterou dolní končetinu preferenčně používají ke kopání. V některých studiích se objevují i atleti používající obě dolní končetiny preferenčně, pak je preference jejich dolních končetin označována

jako „*mixed footness*“ (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010). Většina účastníků v použitých studiích byli praváci.

Každý zkoumaný dobrovolník byl seznámen s výzkumem a chtěl-li se účastnit, dal písemný souhlas. Výzkumníci poté seletovali ty účastníky, kteří svou historií odpovídali vyřazovacím kritériím. Vybraní jedinci pokračovali ve výzkumu a byli podrobeni různým metodám vybraných specificky za určitým cílem.

Kineziologické metody jsou používány k testování silových asymetrií. Před provedením jakéhokoli testu se účastníci rozehrějí a popřípadě si zkusí testovaný pohyb. Nejčastěji používanými nástroji jsou isokinetické dynamometry a silové desky. Silové asymetrie mohou být měřeny i nepřímo pomocí závaží, nebo kamerových systémů.

3.2.1 Isokinetické dynamometry

K testování silových projevů svalů jsou ve většině případů používány isokinetické dynamometry. Testování na isokinetickém dynamometru umožňuje monitorovat projev síly v koncentrických a excentrických kontrakcích při konstantní rychlosti. V koncentrických stazích je možné identifikovat nejslabší a nejsilnější bod rozsahu pohybu. Navíc k monitorování síly svalů extenzorů a flexorů, která je určena úrovní maximálního točivého momentu svalů (*maximum peak muscle torque*), přístroj zjistí poměr ipsilaterální síly (*strength ipsilateral ratio*) mezi extenzorem a flexorem. Silové parametry jsou získávány při různých úhlových rychlostech. Průměrné maximální hodnoty točivého momentu jsou počítány pro každé isokinetické měření. Asymetrie v maximálních hodnotách točivého momentu jsou počítány jako směrové (levá versus pravá, L – R), absolutní (|směrová) a flukтуаční (preferovaná versus nepreferovaná) (Tsepis et al. 2004; Markou a Vagenas 2006).

Přístroj se skládá ze sedadla a z jednotky tvořené pákou a snímacím zařízením. Rameno páky, s kterým je testovaný v kontaktu, se pohybuje předem nastavenou úhlovou rychlostí za konstantní rychlosti, neboť působí-li jedinec větší silou na páku, tak přístroj zvětší odpor. Odpor je tedy proměnlivý a odpovídá změnám v síle vyvíjené svaly v jednotlivých úhlech pohybu. Testování jedinci sedí na sedadle isokinetického dynamometru, které spolu s pákami dynamometru jsou přizpůsobeny individuálně každému testovanému jedinci tak, aby osa frontální roviny kloubu byla v ose rotující dynamometrické páky. Netestovaná dolní končetina a torso testovaného jedince jsou fixovány pro izolaci testovaného pohybu. Součástí měření je také verbální stimulace. Mezi jednotlivými testy při různých rychlostech je dána krátká pauza, například 5 minut. Při přechodu k testování dalších kloubů je pauza například 30 minut (Impellizzeri et al. 2007; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010; Malý, Zahálka, a Malá 2010).

3.2.2 Silové desky

Dalším velmi často používaným nástrojem jsou silové desky, které měří reakční síly. Silové desky tvoří několikametrové dráhy v případě prostorových pohybů, v případě skoků, či dřepů se jedná o menší plochu (Schot, Bates a Dufek 1994; Seeley, Umberger a Shapiro 2008; Gstöttner et al. 2009).

Test síly výskoku (*vertical jump force test*) je metodou vytvořenou Impellizzerim et al. (2007) pro vyhodnocení bilaterální silové asymetrie. Tato metoda se skládá z vertikálního protipohybovému skákání za použití obou dolních končetin a bez pohybu horních končetin. Oproti testování na jedné dolní končetině není ovlivněna přímým měřením produkce síly, rovnováhou jedince, vysokou zátěží na poraněnou dolní končetinu a není ovlivněna koordinací končetin. Navíc je třeba pouze jedné silové desky a jedné dřevěné desky, a proto je i levnější oproti jiným testům využívajícím obě dolní končetiny. Desky jsou od sebe vzdáleny 1 cm, aby se nedotýkaly. Každý účastník pokusu se postaví na silovou desku testovanou dolní končetinou a netestovanou dolní končetinou si stoupne na dřevěnou desku, která je ve stejné výškové úrovni jako silová deska. Účastník stojí na deskách rozkročený na šířku ramen v statickém vzpřímeném postavení s plně propnutými koleny. Testovaný jedinec k výskoku provede dřepnutí s úhlem cca 90° v kolenním kloubu. Mezi výskoky je krátká pauza. Součástí měření je také verbální stimulace (Impellizzeri et al. 2007).

3.2.3 Nepřímá měření silové asymetrie

Modifikované unilaterální dřepy slouží k vyhodnocení rozdílné síly mezi preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou. Síla není přímo měřena. Testovaný jedinec provádí dřep na testované dolní končetině, zatímco druhá dolní končetina je zapřena nártem o tyč, která je připevněná v zadní části stojanu. Současně jedinec drží závaží ve formě tyčové činky s kotouči na trapézovém svalu. Na stranách stojanu jsou připevněny metry, za které je přivázána rezistentní guma, která určuje maximální hloubka dřepu 90° v kolenním kloubu. Jedinec při provedení dřepu pocítí rezistentní gumu na zadní části stehna testované dolní končetiny. Jedinci provádějí určitý počet opakování při různých zátěžích. V každé sérii dřepů je zátěž zvýšena. Mezi sériemi je krátká pauza, například 3 až 5 minut. Pokud byla série úspěšná, zátěž je zvyšována, pokud byla neúspěšná, je proveden poslední pokus se sníženou váhou. Správné provedení dřepu kontroluje testující. Dřepy jsou provedeny na preferované, nebo na nepreferované dolní končetině (McCurdy a Langford 2005).

Dalším používaným nástrojem jsou různé kamerové systémy analýzy pohybu, které mají vysokorychlostní kamery snímající pohyby čidel umístěných v testovaných oblastech. Snímání

pohybů čidel vysokorychlostními kamerami je používáno například k analýze kopů obloukem u atletů Taekwonda. Pohyb začíná a končí kontaktem prstů dolní končetiny s podložkou a rychlost pohybů je spočtena z časových sérií. Z rychlosti kopu obloukem vykonaným preferovanou, nebo nepreferovanou dolní končetinou, je možné vypočítat sílu produkovanou kopající končetinou. Čím rychlejší bude provedení kopu obloukem kopající končetinou, tím větší sílu končetina produkovala, a tak z rozdílných rychlostí kopů obloukem vykonaných preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou lze odvodit silové asymetrie (Tang, Chang a Nien 2007).

3.3 Pohybové aktivity

Mnohé studie jsou cíleny na výzkum živých jedinců účastnících se různých fyzických aktivit s odlišnou biomechanickou zátěží. Testovanými fyzickými aktivitami jsou například chůze, dřepy, skoky, fotbal a Taekwondo.

3.3.1 Chůze

Chůze je základní aktivitou dne a je nejvíce univerzální a komplexní pro všechny lidské aktivity. Je to komplex motorických dovedností řízených několika propojenými cestami z mozkové kůry do svalů. Vysoká interakce mezi centrálním nervovým systémem a různými svaly umožňuje jedinci udržet vzpřímené tělo, zatímco se současně pohybuje řádným, stálým způsobem (Sadeghi et al. 2000).

Chůze je považována za symetrickou právě tehdy, když je perfektní souhlas mezi akcemi dolních končetin (Soudan 1982; Herzog et al. 1989), nebo pokud není zaznamenán žádný statistický rozdíl v parametrech měřených bilaterálně jako je reakční síla, nebo točivý moment v kloubech dolních končetin (Gundersen et al. 1989; Griffin, Olney a McBride 1995; Gabbard 1997; Hesse et al. 1997).

V případě, že není perfektní souhlas mezi akcemi dolních končetin, nebo pokud je zaznamenán statisticky významný rozdíl v bilaterálně měřených parametrech, pak je chůze považována za asymetrickou. Asymetrie chůze je částečně vysvětlována funkčními úkoly končetin, které přispívají ke kontrole a k odrazu během chůze. Podle teorie funkční asymetrie nepreferovaná dolní končetina přispívá více k podpoře a preferovaná dolní končetina přispívá více k odrazu vpřed. Jinými slovy by podpurné impulzy vzniklé z vertikální reakční síly měly být vyšší u nepreferované dolní končetiny a odrazové impulzy vzniklé z antero-posteriorní reakční síly by měly být vyšší u preferované dolní končetiny (Sadeghi et al. 2000).

Pro přijetí hypotézy funkční asymetrie je důležité vzít v potaz impulzy vertikálních (podpora) a antero-posteriorních (odraz) reakčních sil, které jsou obzvláště důležité, neboť jsou

přímo spřaženy s příspěvkem každé končetiny k podpoře a posunu těžiště během chůze. Jestliže tedy existují bilaterální rozdíly v reakčních silách mezi dolními končetinami a reprezentují funkční asymetrie, pak by mělo platit, že podpůrné impulzy díky vertikálním reakčním silám budou větší na nepreferované dolní končetině než na preferované dolní končetině (Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Dále by mělo platit, že odrazové impulzy díky antero-posteriorním reakčním silám budou větší na preferované dolní končetině vzhledem k nepreferované dolní končetině (Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Koncept funkční asymetrie může být dále testován při různých rychlostech. Lze předpokládat, že s rostoucí rychlostí chůze se zvětší odrazové impulzy asociované s antero-posteriorními reakčními silami na preferované straně více než na nepreferované straně. Vyšší rychlost chůze by měla vyžadovat větší odrazové impulzy, ale neměly by se významně měnit podpůrné impulzy vzhledem k nezávislosti gravitace na rychlost chůze (Seeley, Umberger a Shapiro 2008).

Při pomalé a preferované rychlosti se nepodařilo podpořit koncept funkční asymetrie zdatné chůze (Seeley, Umberger a Shapiro 2008), neboť nebyl nalezen statisticky významný bilaterální rozdíl v podpůrných impulzech. Dále nebyl prokázán statisticky významný rozdíl v bilaterálních rozdílech odrazových impulzů. Tyto výsledky indikují, že pokud jsou obě dolní končetiny brány jako celistvé entity, pak přispívají dosti podobně podpůrnými a odrazovými impulzy v preferované rychlosti chůze (Obrázek 2) (Seeley, Umberger a Shapiro 2008).

Navzdory výsledkům pomalé a preferované rychlosti chůze, výsledky vyšších rychlostí více podpořily hypotézu funkční asymetrie (Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Odrazové impulzy preferované dolní končetiny se zvětšily s rychlostí více než u nepreferované dolní končetiny. Při vysoké rychlosti byly odrazové impulzy preferované dolní končetiny významně větší než u nepreferované dolní končetiny. Podpůrné impulzy zůstávaly podobné mezi dolními končetinami s rostoucí rychlostí. Tyto výsledky naznačují, že jakékoli zděděné neuromuskulární asymetrie mezi dolními končetinami jsou zřejmé pouze tehdy, když jsou nároky na odrazové impulzy vysoké (Tabulka 1) (Seeley, Umberger a Shapiro 2008).

3.3.2 Dřepy

Dřepy jsou používány k vyhodnocení silových (a)symetrií k určení účasti testované osoby ve sportovních aktivitách a v aktivitách dne (McCurdy a Langford 2005). Jedná se tedy o pouhý nástroj, nikoli o sportovní disciplínu. Existují dva typy dřepů a to jsou unilaterální dřepy a bilaterální dřepy. Unilaterální dřepy jsou prováděny na jedné dolní končetině, zatímco bilaterální dřepy jsou prováděny na obou dolních končetinách. Oba typy dřepů mohou

být se zátěží, či bez ní. Měří se rozsah pohybu, síla svalů a vytrvalost k vyhodnocení bilaterální asymetrie dolních končetin (McCurdy a Langford 2005).

Při vyhodnocení silové asymetrie dolních končetin, měřené v zátěžovém postavení se závažím (modifikovaný unilaterální dřep), nebyly nalezeny žádné významné statistické silové rozdíly mezi preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou (Tabulka 1) (McCurdy a Langford 2005).

3.3.3 Skoky

Opět se jedná o aktivitu, která pomáhá určit silové asymetrie a účast testované osoby ve sportu a v aktivitách dne. Účastníci studie, ve které jsou měřeny hodnoty silové asymetrie pomocí horizontálních a vertikálních skoků, jsou testováni buď při skoku na jedné dolní končetině, nebo na obou dolních končetinách. Testy horizontálních skoků na jedné dolní končetině měří rozdíl v preferované a nepreferované dolní končetině ve vzdálenosti, do které účastníci doskočí. Výhodou těchto funkčních testů je jejich nízká nákladnost. Na druhé straně produkce síly není přímo měřena a výkon je ovlivněn dalšími faktory, jako je rovnováha a schopnost koordinace komplexních pohybů. Navíc, v případě, že je testován jedinec, který prodělal zranění, pak test mohou ovlivnit i psychologické faktory. Testy vertikálních skoků na obou dolních končetinách měří rozdíl preferované a nepreferované dolní končetiny v přímé produkci síly. Díky podpoře obou končetin není testování závislé na rovnováze (Impellizzeri et al. 2007). Průměrné hodnoty maximální síly výskoku, získané při testu síly výskoku, byly podobné mezi končetinami (Tabulka 1) (Impellizzeri et al. 2007).

3.3.4 Fotbal

Fotbal je velmi intenzivní sport, který se skládá z běžných aktivit jako je chůze a sprint, jejichž intenzita se v průměru rovná vzdálenosti 11 km maratonského běhu (70-80% maximální spotřeby kyslíku) (Bangsbo 1994), a dále obsahuje unilaterální aktivity jako je kopání. Velmi intenzivní aktivity, jako je kopání, se často střídají a oproti konstantní intenzitě běhu na dlouhé vzdálenosti umožňují lepší adaptaci kosti (Calbet et al. 2001). Během sprintu jsou vyvolávány reakční síly (Freychat et al. 1996), které v kombinaci s kopáním mohou stimulovat tvorbu kostní tkáně dolních končetin a axiálního skeletu (Calbet et al. 2001). K nárůstu kostní hmoty by mělo docházet v těch oblastech skeletu, které byly přímo vystaveny zátěži. Celoživotní hráči fotbalu si díky kombinaci velmi intenzivních a konstantně intenzivních aktivit mohou zvýšit obsah minerálů kostí, a tak si mohou zvýšit mechanickou odolnost kosti. V některých oblastech dolních končetin dochází k redukci kostní hmoty, což naznačuje možnou redistribuci kosterních minerálů podle charakteristik cvičení (Calbet et al. 2001).

Mimo stimulaci kostní tkáně dochází také ke stimulaci tkáně svalové. Jednou z hlavních funkcí svalů je ochrana a stabilizace spojů skeletálního systému (Malý, Zahálka a Malá 2010). Mohou existovat rozdíly mezi dolními končetinami nebo mezi agonistickými a antagonistickými svalovými skupinami v síle svalů (silové asymetrie), aktivaci svalů a v robustnosti mezi dolními končetinami (Kearns, Isokawa a Abe 2001; Ross et al. 2004; Rahnama, Lees a Bambaecichi 2005). Indikátory nevyvážené svalové síly mají vlastní vnitřní povahu, která je odražena externím projevem a v případě výrazných asymetrií zvyšuje pravděpodobnost zranění svalů, nebo zhoršení sportovního výkonu (Malý, Zahálka a Malá 2010), neboť svalová síla je rozhodující pro výkon a prevenci zranění (Bangsbo et al. 2006).

Pro hráče fotbalu je důležité zvládnout kopnutí do míče preferovanou i nepreferovanou dolní končetinou. Avšak i u špičkových hráčů se projevuje bilaterální asymetrie a v momentech, kdy není možné odehrát míč preferovanou dolní končetinou, nezabodují (Gstöttner et al. 2009). Preference končetiny ovlivňuje hodnoty kopu jako je rychlost a přesnost (McLean a Tumilty 1993).

Existuje hypotéza, že konsistentní asymetrická zátěž a funkční adaptace postupně vyvolávají asymetrie v myodynamických charakteristikách hráče. Dále se předpokládá, že fotbalově specifické kinetické adaptace a silové asymetrie interagují s některými kritickými exogenními faktory fotbalového výkonu jako je profesionální tréninkový věk (Amato et al. 2001; Gerodimos et al. 2003) a pozice na hřišti (Davis, Brewer a Atkin 1992; Wisløff, Helgerud a Hoff 1998). Tyto faktory mohou ovlivnit stupeň již existujících anatomických a funkčních asymetrií, a tak mohou vést k zranění (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010).

Účast ve sportu na profesionální úrovni s vysokými nároky na dolní končetiny indukuje kritické silové adaptace ve funkci kolení a hlezenních kloubů. Isokinetické silové asymetrie jsou typické pro hráče nižšího (5-7 let) a středního profesionálního tréninkového věku (8-10 let) v důsledku nedostatečného rozvoje jejich kinetických a neuromuskulárních vzorů, zatímco hráči hrající 11 a více let si adoptovali preventivní neuromuskulární strategie k ochraně před únavou a zraněním, a tak jejich návyky na používání dolních končetin jsou více symetrické (Tang, Chang a Nien 2007; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010).

Bez ohledu na profesionální tréninkový věk je produkce síly kolenních extenzorů větší u preferované dolní končetiny ve srovnání s nepreferovanou dolní končetinou při všech rychlostech. Síla svalů produkovaná koleními extenzory preferované dolní končetiny je nejvyšší při nejnižší rychlosti (Gür et al. 1999; Dauty a Potiron-Josse 2004; Rahnama, Lees a Bambaecichi 2005; Malý, Zahálka a Malá 2010). Produkce síly hlezenních kloubů

je ve srovnání s koleními klouby více symetrická a není u nich pozorována směrová asymetrie síly (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010).

Působená síla se snižuje se zvyšující rychlostí u obou dolních končetin. Při nejvyšší rychlosti dosáhla 54% maximální svalové síly (Malý, Zahálka a Malá 2010). Bilaterální asymetrie v síle kolenních extenzorů se objevily při nižších rychlostech u menšího počtu hráčů, než při vyšších rychlostech (Malý, Zahálka a Malá 2010). Zmenšení produkce síly a zvyšující se projev bilaterální asymetrie kolenních extenzorů při vyšších rychlostech lze vysvětlit tím, že síla svalů, kterou svaly musí vyvinout, klesá se zvyšující se rychlostí pohybu v koncentrických kontrakcích (Hill 1938 in Malý, Zahálka a Malá 2010). Maximální možný čas pro kontakt mezi aktinovými a myozinovými filamenty je redukován se zvyšující se rychlostí koncentrické aktivity (*Huxley model*), a tak se délka kontaktní fáze redukuje v celkovém kontaktním cyklu filament. Spojení mezi filamenty musí být rozvolněno krátce po jejich spojení bez dostatečného času pro tvorbu síly, takže sdílení spojů ve svalech klesá a produkovaná síla je nižší (Wirth a Schmidtbleicher 2007), a proto s větší rychlostí se síla produkovaná končetinami snižuje a také se prohlubují silové rozdíly mezi preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou (Tabulka 1) (Malý, Zahálka a Malá 2010).

3.3.5 Taekwondo

Taekwondo je také kopový sport, v kterém jsou kopy směrovány na oponenta preferovanou nebo oběma dolními končetinami alternativně. Neví se, zdali tato preference existuje u elitních atletů Taekwonda. Obecně atleti preferují jednu nohu pro kopání cíle během tréninku. Ve studiích jsou testovány kinematické charakteristiky preferované a nepreferované dolní končetiny. Tyto charakteristiky jsou testovány na elitních atletech, neboť se předpokládá, že dlouhodobá účast ve sportu s unilaterálními aktivitami má odlišnou stranovou stimulaci tkání (Tang, Chang a Nien 2007).

Elitní atleti Taekwonda prováděli kop obloukem, který používá kyčelní, kolenní a hlezenní klouby, a dále prsty dolní končetiny. Spočítány byly průměrné rychlosti kloubů. Nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi preferovanou a nepreferovanou dolní končetinou v čase pohybu, v maximální rychlosti prstů, kyčelní úhlové rychlosti, kolenní úhlové rychlosti a hlezenní úhlové rychlosti. Tyto kinematické charakteristiky byly lepší u preferované dolní končetiny, ale nedosáhly statistické významnosti, a proto se nepodařilo najít asymetrii u elitních atletů Taekwonda. Je to nejspíše z důvodu výhody v souboji, kdy se atlet vyhne odhadnutí svého pohybu protivníkem (Tabulka 1) (Tang, Chang a Nien 2007).

4 Závěr

Většina kineziologických výzkumů neobjevila žádný statisticky významný rozdíl mezi hodnotami sledovaného parametru měřeného na preferované a nepreferované dolní končetině (McCurdy a Langford 2005; Impellizzeri et al. 2007; Tang, Chang a Nien 2007). V kineziologických studiích, které našly statisticky významný rozdíl mezi hodnotami sledovaného parametru, byla míra bilaterální asymetrie vyšší na preferované dolní končetině. Konkrétně se jedná o odrazové impulzy, ke kterým při vysoké rychlosti chůze přispívala více preferovaná dolní končetina než nepreferovaná dolní končetina (Seeley, Umberger a Shapiro 2008). Dále se jedná o vyšší hodnoty maximálního točivého momentu v kolenním kloubu preferované končetiny, než v kolenním kloubu nepreferované dolní končetiny (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010; Malý, Zahálka a Malá 2010).

Odrazové impulzy, ke kterým při vysoké rychlosti chůze přispívala více preferovaná dolní končetina než nepreferovaná dolní končetina, poskytují informaci pouze o celkové bilaterální asymetrii dolních končetin a místní bilaterální asymetrie zůstávají skryté (Seeley, Umberger a Shapiro 2008).

Vyšší míra bilaterální asymetrie v kolenním kloubu preferované dolní končetiny byla nalezena u fotbalistů (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010; Malý, Zahálka a Malá 2010) a odpovídá nálezům vyšší míry bilaterální asymetrie v rozměrech epikondylů stehenní kosti preferované dolní končetiny a v rozměrech hlavice stehenní kosti preferované dolní končetiny (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008). Aktivita kopání vytváří mechanickou zátěž na kyčelní, kolenní a hlezenní klouby kopající dolní končetiny (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010), a tak může být jednou z možných příčin bilaterální asymetrie kostí dolních končetin.

Nicméně většina rozměrů kostí dolních končetin měla vyšší míru bilaterální asymetrie na nepreferované dolní končetině (Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008). Příčinou vyšší míry bilaterální asymetrie kostí nepreferované dolní končetiny může být zvýšená biomechanická zátěž vyvíjená na nepreferovanou dolní končetinu při vykonávání unilaterálních aktivit preferovanou dolní končetinou (Auerbach a Ruff 2006).

Vliv preference končetin při kopání na bilaterální asymetrii kostí dolních končetin je dále podpořen faktem, že u profesionálních fotbalistů vykonávající unilaterální pohybové aktivity po dobu 5 až 10 let je produkce síly u preferované končetiny vyšší než produkce síly u nepreferované dolní končetiny (Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010; Malý, Zahálka a Malá 2010). Zajímavé je, že při účasti ve sportu s asymetrickými pohybovými vzory (fotbal,

Taekwondo) na profesionální úrovni po dobu 11 a více let se silové asymetrie dolních končetin snižují, či dokonce vytrácejí (Tang, Chang a Nien 2007; Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010).

Pokud tedy preference končetin ovlivňuje vznik bilaterální asymetrie dolních končetin, pak by se u profesionálních atletů s účastí ve sportu s asymetrickými pohybovými vzory měly bilaterální asymetrie kostí dolních končetin zmírnit, nebo vytratit. Zmírnění, nebo odstranění bilaterální asymetrie kostí dolních končetin by mělo vzniknout symetrickou stimulací kostí tkáně preferované a nepreferované dolní končetiny. Studium bilaterální asymetrie kostí dolních končetin profesionálních sportovců by mohlo být plodným předmětem dalších studií.

5 Bibliografie:

- Amato, M, F Lemoine, J Gonzales, C Schmidt, P Afriat, PL Bernard. 2001. Influence of age and physical activity on isokinetic characteristics of hamstring and quadriceps muscles of young gymnasts and soccer players. *Annales de réadaptation et de médecine physique: revue scientifique de la Société française de rééducation fonctionnelle de réadaptation et de médecine physique* 44(9): 581–590.
- Auerbach, BM a CB Ruff. 2006. Limb Bone Bilateral Asymmetry: Variability and Commonality Among Modern Humans. *Journal of Human Evolution* 50(2): 203–218.
- Bangsbo, J. 1994. The Physiology of Soccer with Special Reference to Intense Intermittent Exercise. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum* 619: 1–155.
- Bangsbo, J, M Mohr, A Poulsen, J Perez-Gomez a P Krstrup. 2006. Training and Testing the Elite Athlete. *Journal of Exercise Science & Fitness* 4(1): 1–13.
- Calbet, JA, C Dorado, P Diaz-Herrera a LP Rodriguez-Rodriguez. 2001. High Femoral Bone Mineral Content and Density in Male Football (soccer) Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33(10): 1682–1687.
- Carpes, FP, M Rossato, IE Faria a C Bolli Mota. 2007. Bilateral Pedaling Asymmetry During a Simulated 40-km Cycling Time-trial. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 47(1): 51–57.
- Cavagna, GA, L Tesio, T Fuchimoto a NC Heglund. 1983. Ergometric Evaluation of Pathological Gait. *Journal of Applied Physiology: Respiratory, Environmental and Exercise Physiology* 55(2): 607–613.
- Colborne, GR, S Naumann, PE Longmuir a D Berbrayer. 1992. Analysis of Mechanical and Metabolic Factors in the Gait of Congenital Below Knee Amputees. A Comparison of the SACH and Seattle Feet. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists* 71(5): 272–278.
- Colborne, GR, FV Wright a S Naumann. 1994. Feedback of Triceps Surae EMG in Gait of Children with Cerebral Palsy: a Controlled Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 75(1): 40–45.

- Čuk, T a P Leben-Seljak. 2001. Lateral Asymmetry of Human Long Bones. *Variability and Evolution* 9: 19–32.
- Dauty, M a M Potiron-Josse. 2004. Correlation and Differences of Performance Between Soccer Players, Professional, Young Players and Amateurs, from the 10-meters Sprint Test and Knee Isokinetic Assessment. *Science & Sports* 19: 75–79.
- Davis, JA, J Brewer a D Atkin. 1992. Pre-season Physiological Characteristics of English First and Second Division Soccer Players. *Journal of Sports Sciences* 10(6): 541–547.
- Fousekis, K, E Tsepis a G Vagenas. 2010. Lower Limb Strength in Professional Soccer Players: Profile, Asymmetry, and Training Age. *Journal of Sports Science and Medicine* 9: 364–373.
- Freychat, P, A Belli, JP Carret a JR Lacour. 1996. Relationship Between Rearfoot and Forefoot Orientation and Ground Reaction Forces During Running. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28(2): 225–232.
- Gabbard, C a S Hart. 1996. A Question of Foot Dominance. *The Journal of General Psychology* 123(4): 289–296.
- Gabbard, C. 1997. Coming to Terms With Laterality. *The Journal of Psychology* 131(5): 561–564.
- Gentry, V a C Gabbard. 1995. Foot-preference Behavior: a Developmental Perspective. *The Journal of General Psychology* 122(1): 37–45.
- Gerodimos, V, V Mandou, A Zafeiridis, P Ioakimidis, N Stavropoulos, S Kellis. 2003. Isokinetic Peak Torque and Hamstring/quadriceps Ratios in Young Basketball Players. Effects of Age, Velocity, and Contraction Mode. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 43(4): 444–452.
- Gnat, R, E Saulicz, M Bialy a P Klaptocz. 2009. Does Pelvic Asymmetry Always Mean Pathology? Analysis of Mechanical Factors Leading to the Asymmetry. *Journal of Human Kinetics* 21(1): 23–32.
- Gould, SJ a RC Lewontin. 1979. The Spandrels of San Marco and the Panglossian Paradigm: a Critique of the Adaptationist Programme. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Containing Papers of a Biological Character*. Royal Society (Great Britain) 205(1161): 581–598.

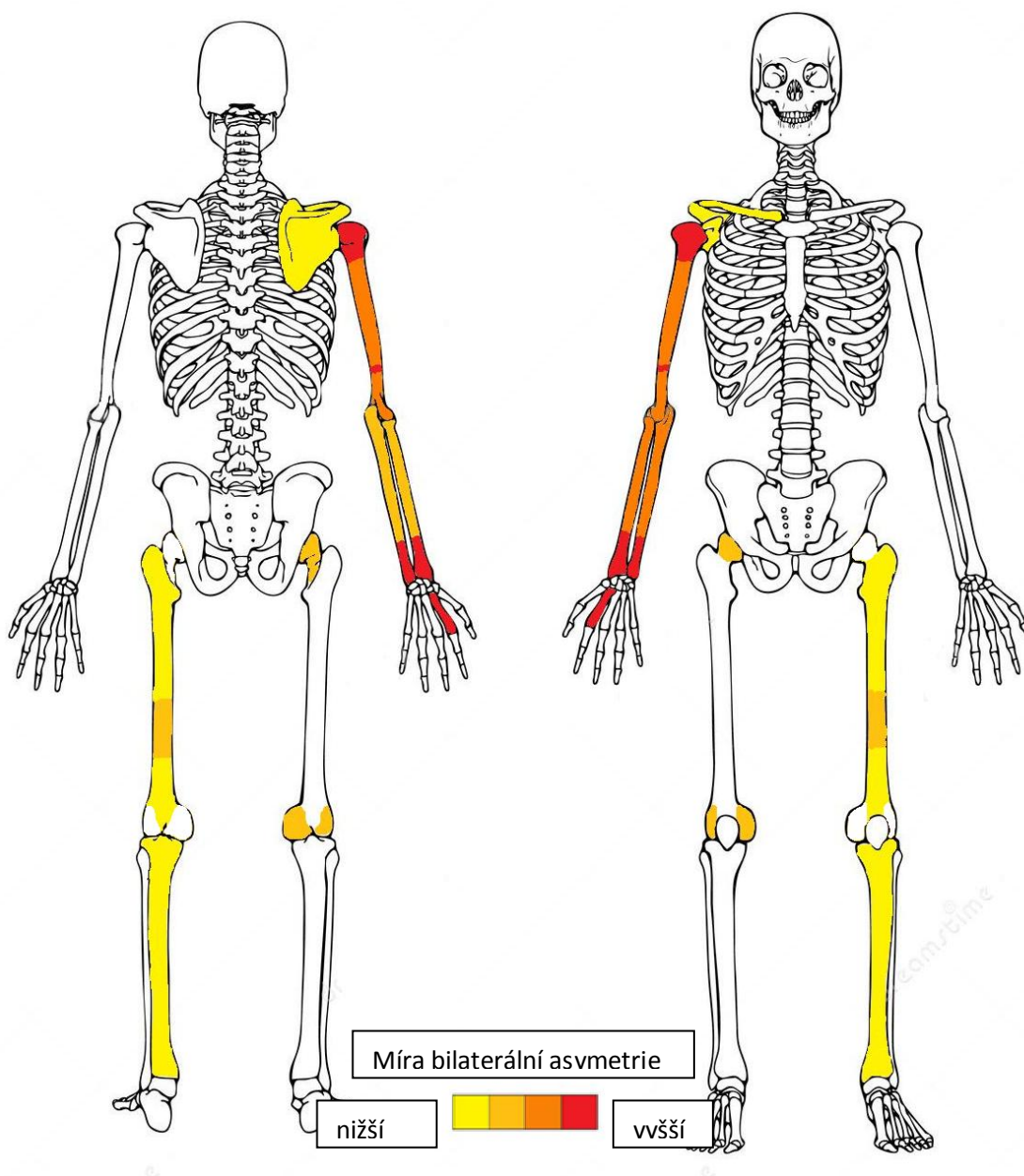
- Griffin, MP, SJ Olney a ID McBride. 1995. Role of Symmetry in Gait Performance of Stroke Subjects with Hemiplegia. *Gait & Posture* 3(3): 132–142.
- Gstöttner, M, A Neher, A Scholtz, M Millonig, S Lemberg, C Raschner. 2009. Balance Ability and Muscle Response of the Preferred and Nonpreferred Leg in Soccer Players. *Motor Control* 2009; 13(2): 218–31.
- Gundersen, LA, DR Valle, AE Barr, JV Danoff, SJ Stanhope, L Snyder-Mackler. 1989. Bilateral Analysis of the Knee and Ankle During Gait: An Examination of the Relationship Between Lateral Dominance and Symmetry. *Physical Therapy* 69(8): 640–650.
- Gür, H, B Akova, Z Pündük a S Küçüköğlü. 1999. Effects of Age on the Reciprocal Peak Torque Ratios During Knee Muscle Contractions in Elite Soccer Players. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 9(2): 81–87.
- Herzog, W, BM Nigg, LJ Read a E Olsson. 1989. Asymmetries in Ground Reaction Force Patterns in Normal Human Gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 21(1): 110–114.
- Hesse, S, F Reiter, M Jahnke, M Dawson, T Sarkodie-Gyan, KH Mauritz. 1997. Asymmetry of Gait Initiation in Hemiparetic Stroke Subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 78(7): 719–724.
- Hill, AV. 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London*, 126, 136-195.
- Impellizzeri, FM, E Rampinini, N Maffiuletti a SM Marcora. 2007. A Vertical Jump Force Test for Assessing Bilateral Strength Asymmetry in Athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39(11): 2044.
- Joffeir, J. Gait Disturbance. 1992. *Austr Family Physicians* 21(10): 1437–40.
- Kearns, CF, M Isokawa, a T Abe. 2001. Architectural Characteristics of Dominant Leg Muscles in Junior Soccer Players. *European Journal of Applied Physiology* 85(3-4): 240–243.
- Knapik, JJ, CL Bauman, BH Jones, JM Harris a L Vaughan. 1991. Preseason Strength and Flexibility Imbalances Associated with Athletic Injuries in Female Collegiate Athletes. *The American Journal of Sports Medicine* 19(1): 76–81.

- Kujanová, M, L Bigoni, J Velemínská a P Velemínský. 2008. Limb Bones Asymmetry and Stress in Medieval and Recent Populations of Central Europe. *International Journal of Osteoarchaeology* 18(5): 476–491.
- Lieverse, AR., VI Bazaliiskii, OI Goriunova a AW Weber. 2013. Lower Limb Activity in the Cis-Baikal: Enteseal Changes Among Middle Holocene Siberian Foragers. *American Journal of Physical Anthropology* 150(3): 421–432.
- Malý, T, F Zahálka a L Malá. 2010. Isokinetic Strength, Ipsilateral and Bilateral Ratio of Peak Muscle Torque in Knee Flexors and Extensors in Elite Young Soccer Players. *Acta Kinesiologica* 4(2): 17–23.
- Markou, S a G Vagenas. 2006. Multivariate Isokinetic Asymmetry of the Knee and Shoulder in Elite Volleyball Players. *European Journal of Sport Science* 6(1): 71–80.
- McCaw, ST a BT Bates. 1991. Biomechanical Implications of Mild Leg Length Inequality. *British Journal of Sports Medicine* 25(1): 10–13.
- McCurdy, K a G Langford. 2005. Comparison of Unilateral Squat Strength Between the Dominant and Non-dominant Leg in Men and Women. *Journal of Sports Science and Medicine* 4: 153–159.
- McLean, BD a DM Tumilty. 1993. Left-right Asymmetry in Two Types of Soccer Kick. *British Journal of Sports Medicine* 27(4): 260–262.
- Nachshon, I, D Denno a S Aurand. 1983. Lateral Preferences of Hand, Eye and Foot: Relation to Cerebral Dominance. *The International Journal of Neuroscience* 18(1-2): 1–9.
- Ozener, B. 2007. Biomechanical Pressures and Upper Extremity Asymmetry: a Study on Young Laborers. *Collegium Antropologicum* 31(3): 693–699.
- Palmer, AR a C Strobeck. 1986. Fluctuating Asymmetry: Measurement, Analysis, Patterns. *Annual Review of Ecology and Systematics* 17(1): 391–421.
- Palmer AR. 1994. Fluctuating asymmetry analyses: a primer. In *Developmental Instability: Its Origins and Evolutionary Implications*, Markow TA (ed.). Kluwer: Dordrecht; 335–364.
- Peters, M. 1988. Footedness: Asymmetries in Foot Preference and Skill and Neuropsychological Assessment of Foot Movement. *Psychological Bulletin* 103(2): 179–192.

- Plato, CC, JL Wood a AH Norris. 1980. Bilateral Asymmetry in Bone Measurements of the Hand and Lateral Hand Dominance. *American Journal of Physical Anthropology* 52(1): 27–31.
- Rahnama, N, A Lees a E Bambaecichi. 2005. Comparison of Muscle Strength and Flexibility Between the Preferred and Non-preferred Leg in English Soccer Players. *Ergonomics* 48(11-14): 1568–1575.
- Ross, S, KM Guskiewicz, W Prentice, R Schneider a B Yu. 2004. Comparison of Biomechanical Factors Between the Kicking and Stance Limbs. *Journal of Sport Rehabilitation* 13(2): 135–150.
- Sadeghi, H, P Allard, F Prince a H Labelle. 2000. Symmetry and Limb Dominance in Able-bodied Gait: a Review. *Gait & Posture* 12(1): 34–45.
- Sanderson, David J. 1990. The Influence of Cadence and Power Output on Asymmetry of Force Application During Steady-rate Cycling. *Journal of Human Movement Studies* 19(1): 1–9.
- Seeley, Matthew K., Brian R. Umberger a Robert Shapiro. 2008. A Test of the Functional Asymmetry Hypothesis in Walking. *Gait & Posture* 28(1): 24–28.
- Schot, PK, BT Bates a JS Dufek. 1994. Bilateral Performance Symmetry During Drop Landing: a Kinetic Analysis. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 26(9): 1153–1159.
- Soudan, K. 1982. Standardization of Gait Kinematic Data Using a Gait Symmetry Index and Fourier Analysis. *In Biomechanics: Principles and Applications*. R Huiskes, DH van Campen, and JR de Wijn, eds. Pp. 135–140. *Developments in Biomechanics*, 1. Springer Netherlands.
- Tang, WT, JS Chang a YH Nien. 2007. The Kinematics Characteristics of Preferred and Non-preferred Roundhouse Kick in Elite Taekwondo Athletes. *Journal of Biomechanics* 40(2): 780.
- Tsepis, E, G Vagenas, G Giakas a A Georgoulis. 2004. Hamstring Weakness as an Indicator of Poor Knee Function in ACL-deficient Patients. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy: Official Journal of the ESSKA* 12(1): 22–29.
- Valen, LV. 1962. A Study of Fluctuating Asymmetry. *Evolution* 16(2): 125.

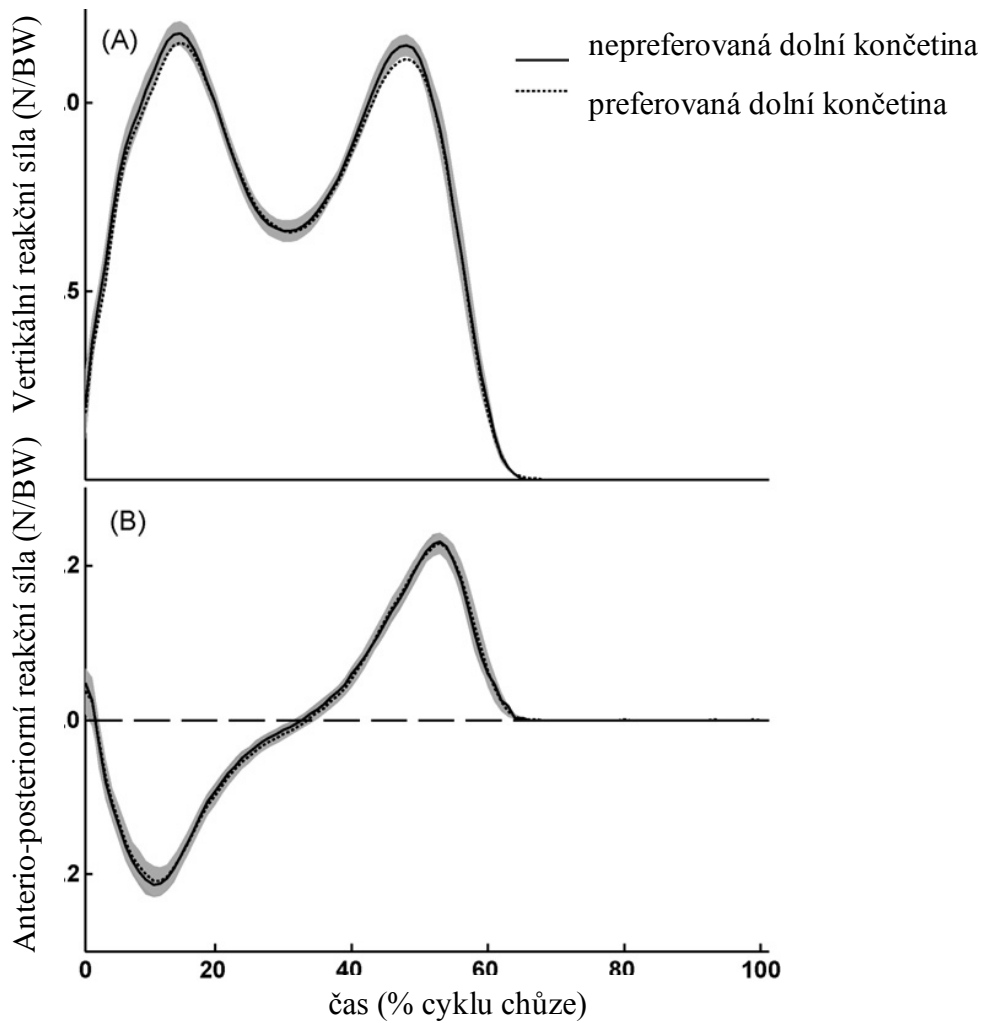
- Videan, EN a WC McGrew. 2002. Bipedality in Chimpanzee (*Pan Troglodytes*) and Bonobo (*Pan Paniscus*): Testing Hypotheses on the Evolution of Bipedalism. *American Journal of Physical Anthropology* 118(2): 184–190.
- White, MJ. 1972. Hemispheric Asymmetries in Tachistoscopic Information-processing. *British Journal of Psychology* 63(4): 497–508.
- Wirth, K, & Schmidtbleicher, D. 2007. Periodization in power training. *Leistungssport*, 1, 35-40.
- Wisløff, U, J Helgerud a J Hoff. 1998. Strength and Endurance of Elite Soccer Players. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 30(3): 462–467.

6 Přílohy



Obrázek 1

Bilaterální asymetrie kostí končetin. Znárodněn je jedinec, který má dominantní pravou horní končetinu a dominantní pravou dolní končetinu. Barevně jsou označeny bilaterálně asymetrické oblasti: žlutá barva značí nižší míru asymetrie, červená barva značí vyšší míru asymetrie. Obrázek byl vypracován na základě studií: Čuk a Leben-Seljak 2001; Auerbach a Ruff 2006; Kujanová et al. 2008.



Obrázek 2

Průměry a směrodatné odchyly (stínovaná oblast) vertikálních reakčních sil (nahore) a anterio-posteriorních reakčních sil (dole) při preferované rychlosti chůze. Data jsou normalizována na tělesnou hmotnost (BW) a jsou vyjádřena jako procenta chůze cyklu. Ke zřehlednění grafu jsou vyobrazeny jen směrodatné odchyly nepreferované dolní končetiny. Preferovaná dolní končetina měla směrodatné odchyly rozsahově velmi podobné. Obrázek byl převzat z Seeley, Umberger a Shapiro 2008.

Tabulka 1

Bilaterální asymetrie v měřených parametrech mezi preferovanou dolní končetinou (PK) a nepreferovanou dolní končetinou (NK)

| Aktivita | Parametr | Rychlost | PK | NK | Zdroj |
|--|--|-------------|----------|----------|--|
| chůze | odrazový impulz | pomalá | 0 | 0 | Seeley, Umberger, a Shapiro 2008 |
| | | preferovaná | 0 | 0 | |
| | | rychlá | + | - | |
| | podpůrný impulz | pomalá | 0 | 0 | |
| | | preferovaná | 0 | 0 | |
| | | rychlá | 0 | 0 | |
| modifikované unilaterální dřepy | váha závaží | | 0 | 0 | McCurdy a Langford 2005 |
| vertikální skoky na obou dolních končetinách | maximální síla vertikálního skoku | | 0 | 0 | Impellizzeri et al. 2007 |
| fotbal | točivý moment v kolenním kloubu (měřeno na isokinetickém dynamometru) | pomalá | + | - | Fousekis, Tsepis a Vagenas 2010; Malý, Zahálka a Malá 2010 |
| | | rychlá | 0 | 0 | |
| | točivý moment v hlezenním kloubu (měřeno na isokinetickém dynamometru) | pomalá | 0 | 0 | |
| | | rychlá | 0 | 0 | |
| Taekwondo | průměrné rychlosti kloubů dolní končetiny při kopu obloukem | | 0 | 0 | Tang, Chang a Nien 2007 |

Rozdíl mezi hodnotami sledovaného parametru měřeného na preferované a nepreferované dolní končetině je značen: 0 (žádný statisticky významný rozdíl), + (statisticky významný rozdíl, naměřená míra asymetrie byla vyšší na dané končetině), - (statisticky významný rozdíl, naměřená míra asymetrie byla nižší na dané končetině).