

Masarykova univerzita
Fakulta sportovních studií

PREVENCE ZRANĚNÍ PŘEDNÍHO KŘÍŽOVÉHO VAZU VE VOLEJBALU

Habilitační práce

Autor: Mgr. David Zahradník, Ph.D.

Pracoviště: Centrum diagnostiky lidského pohybu, katedra studií lidského pohybu

Pedagogická fakulta Ostravské univerzity

Brno 2015

Jméno a příjmení autora: Mgr. David Zahradník, Ph.D.

Název habilitační práce: Prevence zranění předního křížového vazy ve volejbalu

Pracoviště: Centrum diagnostiky lidského pohybu, katedra studií lidského pohybu,
Pedagogická fakulta Ostravské univerzity

Rok habilitačního řízení: 2015

Abstrakt:

Habilitační práce se zabývá problematikou specifických doskoků po bloku ve vztahu k vybraným faktorům asociovaných s rizikem vzniku nekontaktního zranění ACL ve volejbalu. Práce je předkládána ve formě souboru uveřejněných vědeckých prací doplněných komentářem. Zkoumaný soubor tvořili profesionální hráči a hráčky nejvyšší soutěže České republiky. Kinematická data byla získána metodou optoelektronické stereofotogrammetrie (Qualisys). Kinetická data byla získána pomocí dvou silových plošin (Kistler). Pro výpočet momentů sil a absorpce energie v jednotlivých kloubech byla použita metoda inverzní dynamiky. Výsledky první studie (kapitola 4) ukazují, že doskok „run-back“ zvyšuje valgózní a externí rotační momenty sil a redukuje absorpci energie v kolenním kloubu u mužů. Tyto faktory zvyšují riziko vzniku ACL zranění během doskoku typu „run-back“. Podobné výsledky byly zjištěny ve druhé studii (kapitola 5) realizované na souboru žen. Výsledky třetí studie (kapitola 6) naznačují, že doskoky „reverse“ a „go“ mohou být rizikové pro ACL zranění kvůli doskoku na jednu dolní končetinu v mediolaterálním směru, signifikantně nižšímu úhlu flexe kolenního kloubu než je kritická hodnota 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky a signifikantně vyššímu prvnímu maximu reakční síly podložky. Výsledky čtvrté studie (kapitola 7) prezentují rozdíly ve způsobu řešení doskoku typu „go“ u žen. Na základě zjištění uvedených v předložené práci mohou trenéři objektivněji volit objem zatížení vyjádřený počtem jednotlivých typů doskoků po bloku v tréninkové praxi ve vztahu k naznačeným rizikům vzniku ACL zranění. Dále mohou trenéři učit své svěřence bezpečnějším variantám doskoků naznačených v práci.

Klíčová slova: biomechanika, volejbal, blok, doskok, kolenní kloub, přední křížový vaz, prevence zranění

Autor's first name and surname: Mgr. David Zahradník, Ph.D.

Title of the habilitation thesis: Prevention of anterior cruciate ligament injury in volleyball

Affiliation (Department): Human Motion Diagnostic Center, Department of Human Movement Studies, Pedagogical Faculty, University of Ostrava

The year of presentation: 2015

Abstract:

This habilitation thesis focuses on issues related to specific types of landing after blocking in relation to selected factors associated with the risk of noncontact anterior cruciate ligament (ACL) injury in volleyball. The thesis consists of a set of previously published studies accompanied by a commentary. The group of subjects consisted of professional players (male and female) from the highest volleyball league in the Czech Republic. Kinematic data were obtained using the method of optoelectronic stereophotogrammetry (Qualisys). Kinetic data were obtained using two force plates (Kistler). The inverse dynamics method was used to calculate moments of force and energy absorption in individual joints. The thesis presents new information with practical application for training purposes, which has the potential to reduce the risk of ACL injury in defensive play at the net. The findings of the first study (Chapter 4) show that the “run-back” landing increases valgus and external rotation moments of force and reduces knee joint energy absorption in men. Similar findings were obtained in the second study (Chapter 5), investigating a female group. The third study (Chapter 6) indicates that the “reverse” and “go” landings may involve a risk of ACL injury due to the mediolateral direction of the single leg landing, the knee joint flexion angle significantly lower than the critical value of 30° at the instant of the first peak of the ground reaction force, and the significantly higher first peak of the ground reaction force. The results of the fourth study (Chapter 7) present differences in the performance of "go" landings by women. Based on the findings of this study, coaches can make more objective choices with regard to loading volume in training sessions (expressed as the number of individual types of landings after blocking) in relation to the indicated risks of ACL injury. Coaches can also teach players to perform the safer variants of landings as indicated in the study.

Key words: biomechanics, volleyball, block, landing, knee joint, anterior cruciate ligament, injury prevention

Poděkování:

Srdečné poděkování patří bývalému dlouholetému vedoucímu Katedry tělesné výchovy Pedagogické fakulty Ostravské univerzity doc. PhDr. Vojtěchu Gajdovi, CSc. †, který významně ovlivnil můj život jak odborně, tak lidsky.

Dále bych velmi rád poděkoval Prof. PhDr. Františku Vaverkovi, CSc. za vedení disertační práce a profesoru Josephu Hamillovi, Ph.D. za konzultace při publikování studií uveřejněných v habilitační práci a možnosti absolvovat odbornou stáž v Biomechanické laboratoři Katedry Kineziologie na Massachusettské univerzitě v Amherstu v roce 2013. Velmi si vážím dlouhodobé každodenní příjemné spolupráce s vedoucím Centra diagnostiky lidského pohybu doc. Mgr. Danielem Jandačkou, Ph.D. a dalšími členy oddělení biomechaniky Mgr. Romanem Faranou, Ph.D., Mgr. Jaroslavem Uchytilem, Ph.D. a technikem Michalem Janečkem při realizaci výzkumných studií prezentovaných v této práci. Dále bych chtěl poděkovat profesoru Garethu Irwinovi z Cardiff Metropolitan Univerzity za cenné připomínky k odborným článkům. Vedení volejbalových klubů VK Ostrava, TJ Mitall Ostrava a Olymp Praha děkuji za možnost realizovat výzkumné studie uveřejněné v práci ve spolupráci s profesionálními hráči a hráčkami.

Prohlašuji, že jsem habilitační práci zpracoval samostatně, uvedl všechny použité literární a odborné zdroje a dodržoval zásady vědecké etiky.

V Ostravě dne 30.4.2015

.....

Tato habilitační práce je souborem uveřejněných vědeckých prací doplněných komentářem. Habilitační práce je vytvořena z výzkumných studií autora, které byly publikovány ve vědeckých časopisech vedených na Web of science společnosti Thomson Reuters a prezentovány na konferenci vědecké společnosti International Society of Biomechanics in Sports (ISBS).

Obsah

1. Úvod	9
1.1. Dílčí cíle a hypotézy	13
1.1.1. Studie 1	13
1.1.2. Studie 2	14
1.1.3. Studie 3	14
1.1.4. Studie 4	15
1.2. Definice základních pojmů	15
2. Přehled literatury	17
2.1. Mechanika ACL při lidském pohybu	17
2.2. Zatěžový mechanismus ACL	19
2.3. Navrhované mechanismy vzniku ACL zranění	24
2.4. Přístupy ke zkoumání rizikových faktorů ACL zranění	28
2.4.1. Studie „in vitro“	28
2.4.2. Studie „in vivo“	33
2.4.3. Studie založené na počítačových simulacích	44
2.4.4. Metody založené na rozhovoru, dotazníkovém šetření a analýze video záznamu	47
2.5. Vliv doskoků na jednu nebo obě dolní končetiny na zatížení ACL	48
2.6. Souhrn přehledu literatury	52
3. Metoda	55
4. Mechanika dolní končetiny během doskoku po bloku ve volejbalu jako rizikový faktor pro zranění předního křížového vazy	64
4.1. Abstrakt	64
4.2. Úvod	64
4.3. Metody	67
4.4. Výsledky	72
4.5. Diskuze	76
4.6. Závěry	79
5. Reakční síly podložky a valgózní zatížení kolenního kloubu během doskoku po bloku u hráčů volejbalu	83
5.1. Úvod	83
5.2. Metody	85
5.3. Výsledky	88
5.4. Diskuze	91
5.5. Závěry	93

6.	Identifikace typů doskoku po bloku ve volejbalu asociované s rizikem zranění předního křížového vazů	96
6.1.	Úvod	97
6.2.	Metody	98
6.3.	Výsledky.....	102
6.4.	Diskuze.....	105
6.5.	Závěry	108
7.	Vzory doskoku po bloku ve volejbalu (aplikace pro zranění předního křížového vazů)	113
7.1.	Úvod	113
7.2.	Metody	114
7.3.	Výsledky.....	116
7.4.	Diskuze.....	117
7.5.	Závěry	118
8.	Shrnující diskuze	120
9.	Shrnující závěry.....	129
10.	Souhrn	131
11.	Summary.....	132
12.	Referenční seznam	133
13.	Přílohy.....	146

1. Úvod

Volejbal je populární celosvětově rozšířený sport. V roce 2010 bylo registrováno u Fédération Internationale de Volley-Ball (FIVB) 220 členských zemí. Český volejbalový svaz registroval ke konci roku 2013 37 597 aktivních hráčů, z toho 21 494 žen a 16 103 mužů ve všech věkových a výkonnostních kategoriích. Navíc volejbal umožňuje pro širokou sportovní veřejnost aktivní způsob trávení volného času. U specifické skupiny profesionálních hráčů je tento sport plnohodnotným zaměstnáním. Nicméně se sportovní činností na všech výkonnostních úrovních souvisí řada zranění pohybového aparátu, která často znemožní provozování sportovních aktivit na delší dobu (Schafle, Requa, Patton, & Garrick, 1990). V mnoha případech následky zranění znemožňují dále provozovat daný sport nebo jej dovolují vykonávat v mnohem nižší kvalitě (van Meer et al., 2013).

Přestože je volejbal chápán jako nekontaktní sport (Bahr & Bahr, 1997), vyskytuje se v něm celá řada specifických zranění pohybového aparátu. Bahr a Bahr (1997) uvádí incidenci 89 různých zranění na vzorku 272 hráčů volejbalu. Byla zjištěna incidence zranění kotníků (54 %), zad (11 %), kolenních kloubů (8 %), ramenních kloubů (8 %) a prstů ruky (7 %). Vorálek, Süß a Pálová (2009) uvádějí incidenci akutních a chronických zranění kotníků (48 %, 0 %), zad (5 %, 32 %), kolenních kloubů (9 %, 11 %), ramenních kloubů (5 %, 37 %) a prstů ruky (27 %, 5 %) na vzorku 207 hráčů všech výkonnostních úrovní v České republice. Výsledky předchozích studií ukazují nezanedbatelný výskyt zranění kolenního kloubu. Zranění kolenního kloubu má často velice závažné následky, které vedou k nákladné zdravotní péči a dlouhodobé rekonvalescenci. Volejbal navíc představuje sport s vysokým počtem doskoků, kde největší počet doskoků je realizován po bloku (Tillman, Hass, Brunt & Bennett, 2004). Typické a velmi časté zranění kolenního kloubu ve volejbalu představuje zranění předního křížového vazy (ACL) (Ferretti, Papandrea, Conteduca, & Mariani, 1992). Habilitační práce se zabývá problematikou specifických doskoků po bloku s následným pohybem ve vztahu k vybranným faktorům asociovaných s rizikem nekontaktního zranění ACL ve volejbalu.

Závěry dřívějších výzkumů uvádějí, že nekontaktní zranění ACL vzniká v 70 až 90 % případů působením nadměrných sil na kolenní kloub generovaných samotným subjektem bez přímého kontaktu druhé osoby (Griffin et al., 2000; Mykelbust, Maehlum, Engbretsen,

Strand, & Solheim, 1997). Zranění ACL při sportovních aktivitách často vzniká během nekontaktních pohybů, které jsou charakterizovány náhlou změnou rychlosti pohybu nebo jeho směru jako jsou například různé typy doskoků nebo pohyby s rychlou změnou směru v reakci na pohyb soupeře (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000). Existuje předpoklad, že každý rok postihne ruptura ACL 1 osobu ze vzorku 3500 lidí v běžné populaci (Arms et al., 1984). V běžné populaci byla největší incidence zranění zaznamenána mezi 15-25 rokem věku, navíc jsou ženy podrobeny vyššímu riziku zranění ve specifických sportech (Shea, Pfeiffer, Wang, Curtin, & Apel, 2004; Yu, Kirkendall, Taft, & Garrett, 2002). De Loës, Dahlstedt a Thomée (2000) uvádějí incidenci čtyř ruptur ACL u žen a dvou ruptur ACL u mužů na 100 000 hráčů během jedné hodiny volejbalových aktivit. Arendt, Agel a Dick (1999) uvádějí míru rizika ACL zranění 0,17 zranění za 1000 atleto-expozic u hráček volejbalu. V současné době existuje výzkumná evidence, která dokazuje vyšší míru rizika vzniku ACL zranění u žen ve srovnání s muži (Ferretti et al., 1992).

Výdaje související s léčbou ACL zranění reprezentují značnou část nákladů za zdravotní péči (Arent & Dick, 1995). Léčba a následná rehabilitace nemusí vždy zaručit návrat sportovce do fyzického stavu před zraněním. Prodělaná ruptura ACL může v krátkodobém výhledu způsobovat pacientům nestabilitu kolenního kloubu v průběhu habituálních i sportovních aktivit, způsobovat funkční limitace a tím snižovat kvalitu života (Lohmander, Englund, Dahl, & Roos, 2007). Z dlouhodobého hlediska představuje ruptura ACL zranění s extrémně vysokým rizikem vzniku osteoartrózy (OA) kolenního kloubu (Lohmander et al., 2007). Bylo zjištěno, že u mladých lidí se OA kolenního kloubu velmi často rozvine jako důsledek ruptury ACL s dopady v osobní, sociální a ekonomické sféře života (Oiestad et al., 2010). V souvislosti s různým stupněm poškození ACL dochází ke kombinovanému poškození dalších pasivních struktur, které mohou vyústit v patolaxitu kolenního kloubu (DeLee, Riley, & Rockwood, 1983). Existují evidence pro různý stupeň poškození mediálních menisků v kolenním kloubu jako důsledek ruptury ACL (Papastergiou, Koukoulis, Mikalef, Ziogas, & Voulgaropoulos, 2007), stejně tak jsou evidence pro léze laterálního kolaterálního vazy kolenního kloubu (Monaco et al., 2012) a mediálního kolaterálního vazy (Anoka et al., 2012) ve vztahu k ACL zranění. Navíc bylo zjištěno, že pacienti po rekonstrukci ACL vykazují nižší sílu, propriocepci, problémy s rovnováhou a narušené svalově kosterní vzory motorické kontroly (Ingersoll, Grindstaff, Pietrosimone, & Hartl, 2008), které mohou vést k opakované ruptuře ACL (Shelbourne, Gray, & Haro, 2009).

I přes intenzivní výzkum v posledních třech dekadách, zůstává skutečný mechanismus vzniku ACL zranění nejasný (Boden, Torg, Knowles, & Hewett, 2009). Nicméně v literatuře existuje shoda v názorech na zátěžový mechanismus podmiňující signifikantní napětí ACL, které může vést k jeho ruptuře. Z anatomického hlediska představuje ACL primární zádržný systém proti posunutí tibie vůči femuru v anteriorním směru (Butler, Noyes, & Grood, 1980). Bylo zjištěno, že ke zvýšenému napětí ACL dochází vždy během působení přední střižné síly, která způsobuje posunutí tibie vůči femuru (Dai, Mao, Garrett, & Yu, 2014; Hashemi et al., 2011). Tato síla typicky vzniká při náhlém zpomalení pohybu v situaci, kdy je dolní končetina v kontaktu s podložkou, a v době, kdy na dolní končetinu působí zvýšená tělesná tíha (Whitrow, Huston, Wojtys, & Asthon-Miller, 2006a). V nízkém rozsahu flexe kolenního kloubu (0-30°) je napětí ACL vždy významně vyšší, přičemž s narůstající flexí v sagitální rovině se napětí snižuje (Berns, Hull, & Patterson 1992; Beynnon et al., 1995; Dürselen, Claes, & Kiefer, 1995; Hosseini, Gill & Li, 2009; Hughes, Watkins, & Owen, 2010). Při náhlém zpomalení pohybu (například během doskoku) je ACL ovlivněn působením kompresní síly podél longitudinální osy tibie přes posteriorní sklon tibiálního plató, který přispívá k dalšímu nárůstu přední střižné síly (Dai et al., 2014; Hashemi et al., 2011). Napětí ACL je dále zvyšováno v kombinaci se zvýšenými momenty sil ve frontální a transversální rovině (Fleming et al., 2001; Markolf et al., 1995). Existuje předpoklad, že ACL zranění nenastane výhradně v důsledku zatížení působící samostatně ve frontální, transversální nebo sagitální rovině, ale vzniká kombinací pohybů ve všech třech rovinách (Quatman, Quatman-Yates, & Hewett, 2010).

Na základě dřívějších studií je v literatuře popsáno několik mechanismů, které významně zvyšují napětí ACL a mohou vést ke vzniku zranění. Mezi navrhované mechanismy patří: 1) přední tibiální střižná síla vznikající z důvodu nadměrné kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a nedostatečné aktivace hamstringů (Berns et al., 1992; DeMorat, Weinhold, Chudik, & Garrett, 2004; Lipps, Oh, Asthon-Miller, & Wojtys, 2012); 2) zvýšení axiální komprese kolenního kloubu (Yeow, Rubab, Lee, & Goh, 2009; Wall, Rose, Sutter, Belkoff, & Boden, 2012); 3) zvýšení interní tibiální rotace (Levine et al., 2012; Markolf, O'Neill, Jackson, & McAllister, 2004); 4) zvýšení externí tibiální rotace (Olsen, Myklebust, Engebretsen & Bahr, 2004); 5) zvýšení valgózního zatížení kolenního kloubu (valgózní kolaps kolenního kloubu) ve frontální rovině (Kristianslund & Krosshaug, 2013; Krosshaug et al, 2007); a 6) kombinace výše uvedených mechanismů (Berns et al., 1992).

Výše navržené mechanismy ovlivňuje široká škála vnitřních a vnějších faktorů, které jsou asociovány s vyšším výskytem ACL zranění u žen. Vnitřní faktory zahrnují šířku interkondylární jámy (Barrett & Rose, 1994; LaPrade &, 1994), Q úhel mezi vertikální a longitudinální osou femuru (Shambaugh, Klein, & Herbert, 1991), kloubní laxita (Rozzi, Lephart, Gear, & Fu, 1999), hormonální změny (Traina & Bromberg, 1997; Wojtys, Huston, Lindenfeld, Hewett, & Greenfield, 1998) a nervosvalové faktory (Griffin et al., 2006). Vnější faktory zahrnují úroveň trénovanosti, úroveň svalové síly a změnu strategie motorické kontroly (Delfico & Garrett, 1998; Malinzak, Colby, & Kirkendall, 2001; Malone, Hardaker, & Garrett, 1993). Rozdíly ve strategii motorické kontroly se projevují u žen ve vztahu k ACL zranění v průběhu standardizovaného doskoku menším úhlem flexe kolenního kloubu, větším valgózním úhlem, vyšším valgózním momentem síly, vyšší hodnotou reakční síly podložky (Hewett et al., 2005) a nižším množstvím absorbované energie v kolenním kloubu (Norcross, Blackburn, Goerger, & Padua, 2010).

Dřívější studie řeší vliv vnějších rizikových faktorů ACL zranění jako jsou reakční síly podložky, kinematiku kolenního kloubu ve všech rovinách, vnitřní momenty sil ve všech rovinách, výstupní výkony produkované klouby dolní končetiny na zatížení ACL během standardizovaných seskoků (Laughlin et al., 2011; Nagano, Ida, Akai, & Fukubayashi, 2009; Pflum, Shelburne, Torry, Decker, & Pandy, 2004; Podraza & White, 2010; Yeow, Lee, & Goh, 2011), seskoky s následným vertikálním odrazem (Norcross et al., 2010; Ortega, Bies, & Berral de la Rosa, 2010), doskoky v anteriorním směru s následným vertikálním odrazem (Lin, Liu, Garrett, & Yu, 2008; Yu, Lin, & Garrett, 2006) a simulované doskoky po bloku na obě dolní končetiny (Hughes et al., 2010; Hughes & Watkins, 2008; Salci, Kentel, Heycan, Akin, & Korkusuz, 2004). Tato habilitační práce se zabývá reálnými doskoky po bloku, které se objevují ve volejbalu velmi frekventovaně.

V reálném volejbalovém utkání nebo tréninku se vyskytuje několik specifických typů doskoků s následným pohybem bezprostředně po kontaktu s podložkou v závislosti na herní situaci. Typ doskoku, následný pohyb a herní situace mohou významně ovlivňovat vnější rizikové faktory asociované s ACL zraněním. Přestože jsou různé typy standartizovaných doskoků studovány v širokém rozsahu vzhledem k vnějším rizikovým faktorům vzniku ACL zranění, nejsou studovány v podmínkách, které se blíží situaci v reálném utkání. Navíc je v reálném utkání nebo tréninku jakýkoliv doskok po bloku vždy ovlivněn přítomností sítě. Ta znemožňuje plnohodnotně využít flexe kyčelního kloubu v průběhu doskoku, která může

snížit velikost zatížení ACL v průběhu doskoku (Yu et al., 2006). V současnosti chybí studie, která by se zabývala problematikou doskoků po bloku ve volejbalu ve specifických podmínkách s důrazem na vysokou ekologickou validitu.

Cílem habilitační práce je zjistit vliv specifických typů doskoků po bloku ve volejbalu na vnější rizikové faktory, asociované se zraněním předního křížového vazy. Předložená práce je složena ze čtyř studií. První studie (kapitola 4) se zabývá vlivem dvou technik doskoků („stick“ a „run-back“) typicky využívaných hráči ve dvou specifických herních situacích: v situaci „úspěšného,“ a „neúspěšného,“ bloku na vnější rizikové faktory ACL zranění. Druhá studie (kapitola 5) rozšiřuje výzkum o další potenciálně bezpečnější typ doskoku (step-back) z pohledu rizika vzniku ACL zranění. Navíc byla tato studie realizována na vzorku profesionálních hráček, u kterých je evidence většího výskytu ACL zranění. Třetí studie (kapitola 6) byla rozšířena na osm specifických typů doskoků po bloku v kategorii žen. Zabývala se jejich vlivem na vnější rizikové faktory v nízkém rozsahu flexe v kolenním kloubu (0-30°), který je v literatuře asociován se vznikem ACL zranění. Čtvrtá studie (kapitola 7) je zaměřena na identifikaci pohybových vzorů v průběhu počáteční fáze doskoku definovanou od počátečního kontaktu dolní končetiny s podložkou do okamžiku 30° flexe kolenního kloubu.

Smyslem předložené práce je poskytnout informace, které by mohly přispět ke snížení výskytu zranění předního křížového vazy ve volejbalu. Přínos předložené habilitační práce spatřujeme v nových informacích v oblasti prevence zranění předního křížového vazy ve volejbalu. Na základě zjištění uvedených v předložené práci mohou trenéři objektivněji volit objem zatížení vyjádřený počtem jednotlivých typů doskoků po bloku v tréninkové praxi ve vztahu k naznačeným rizikům vzniku ACL zranění. Dále mohou trenéři učit své svěřence bezpečnějším variantám doskoků naznačených v práci.

1.1. Dílčí cíle a hypotézy

1.1.1. Studie 1

Cílem studie 1 bylo porovnat mechaniku dolní končetiny a absorpci energie během doskoku po úspěšném a neúspěšném bloku a posoudit možné riziko vzniku ACL zranění.

Hypotéza

- Předpokládáme, že typ doskoku bude ovlivňovat mechaniku kolenního kloubu, která může souviset s rizikem ACL zranění.
- Očekáváme, že během doskoku „run-back” dojde ke zvýšení valgózního a interního rotačního momentu v kolenním kloubu, prvního a druhého maxima vertikální reakční síly a k redukci absorpce energie během doskoku.

1.1.2. Studie 2

Cílem studie 2 bylo určit vztah mezi třemi typy doskoků („stick”, „step-back” a „run-back”) po bloku a vybranými rizikovými faktory ACL zranění u profesionálních hráček volejbalu.

Hypotéza

- Předpokládáme, že typ doskoku po bloku ve volejbalu bude ovlivňovat valgózní moment síly a vertikální reakční síly podložky.
- Dále předpokládáme, že doskok „run-back” bude mít nejvyšší valgózní moment síly a vertikální reakční síly podložky oproti doskokům „stick” a „step-back.

1.1.3. Studie 3

Cíle studie 3 byly a) identifikace typů doskoků po bloku ve volejbalu, u kterých je flexe v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky; b) identifikace velikosti reakčních sil podložky u doskoků s flexí v kolenním kloubu pod touto kritickou hodnotou.

Hypotéza

- Předpokládáme, že doskoky s flexí v kolenním kloubu nižší než 30° budou mít vyšší hodnotu reakční síly na podložce během doskoku než doskoky provedené v úhlech flexe vyšších než 30° v průběhu doskoku.

1.1.4. Studie 4

Cílem studie 4 bylo identifikovat pohybové vzory po bloku během počáteční fáze (rozsah 0-30° flexe v kolenním kloubu) o typu „go” ve volejbalu.

Hypotéza

- Předpokládáme, že hráčky budou využívat různé strategie doskoku během počáteční fáze doskoku z pohledu úhlů a momentů sil ve frontální rovině.

1.2. Definice základních pojmů

Valgózní moment síly v kolenním kloubu je chápán jako tendence oddálit bérec od středové roviny těla působením vnější síly, přičemž v důsledku 3. Newtonova pohybového zákona vzniká reakce působení vnitřních sil prostřednictvím svalů a dalších pasivních struktur s opačnou tendencí přitahovat bérec ke středové rovině těla.

Varózní moment síly v kolenním kloubu je chápán jako tendence přitahovat bérec ke středové rovině těla působením vnější síly, přičemž v důsledku 3. Newtonova pohybového zákona vzniká reakce působení vnitřní síly prostřednictvím svalů a dalších pasivních struktur s opačnou tendencí oddalovat bérec od středové roviny těla.

Interní rotační moment síly v kolenním kloubu je chápán jako tendence k interní rotaci bérce vůči stehnu působením vnější síly, přičemž v důsledku 3. Newtonova pohybového zákona vzniká reakce působení vnitřní síly prostřednictvím svalů a dalších pasivních struktur s opačnou tendencí externí rotace bérce vůči stehnu v transversální rovině.

Externí rotační moment síly v kolenním kloubu je chápán jako tendence k externí rotaci bérce vůči stehnu působením vnější síly, přičemž v důsledku 3. Newtonova pohybového zákona vzniká reakce působení vnitřní síly prostřednictvím svalů a dalších pasivních struktur s opačnou tendencí k interní rotaci bérce vůči stehnu v transversální rovině.

Extenzní moment síly v kolenním kloubu je chápán jako tendence k extenzi v kolenním kloubu působením vnitřních sil prostřednictvím svalů a dalších pasivních struktur.

Flexní moment síly v kolenním kloubu je chápán jako tendence k flexi v kolenním kloubu působením vnitřních sil prostřednictvím svalů a dalších pasivních struktur.

Valgóní úhel kolenního kloubu je chápán jako úhel mezi nodální osou procházející středem kolenního kloubu a longitudinální osou bérce (Hamill & Selbie, 2004) a je charakterizován sklonem bérce ve frontální rovině v pozici proximální části segmentu blíže středové rovině těla než pozice distální části segmentu.

Varóní úhel kolenního kloubu je chápán jako úhel mezi nodální osou procházející středem kolenního kloubu a longitudinální osou bérce (Hamill & Selbie, 2004), a je charakterizován sklonem bérce ve frontální rovině v pozici proximální části segmentu dále od středové roviny těla než pozice distální části segmentu.

Interní-externí rotace v kolenním kloubu je chápána jako axiální rotace bérce kolem jeho longitudinální osy vzhledem ke stehnu v transversální rovině.

Flexe-extenze kolenního kloubu je chápán jako úhel mezi longitudinální osou stehna a longitudinální osou bérce v sagitální rovině.

Reakční síla podložky je chápána jako vektorový součet vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní komponenty reakčních sil na podložce.

2. Přehled literatury

Habilitační práce řeší problematiku vlivu specifických typů doskoků po bloku ve volejbalu na vybrané rizikové faktory ACL zranění. Tato kapitola se zabývá syntézou dřívějších publikovaných poznatků se zaměřením na:

1. mechaniku ACL při lidském pohybu;
2. zátěžový mechanismus ACL;
3. navrhované mechanismy vzniku ACL;
4. přístupy ke zkoumání rizikových faktorů ACL.

2.1. Mechanika ACL při lidském pohybu

Kolenní kloub je složený kloub, který obsahuje tři kloubní spojení mezi femurem a tibií, femurem a patelou a tibií a fibulou. Pohyb kolenního kloubu v sagitální rovině je doprovázen malou rotací, která je způsobena anatomii styčných ploch femuru a tibie (Hamill & Knutzen, 2009). Tato specifická anatomie kolenního kloubu může ovlivňovat zátěžový mechanismus ACL (Dai et al., 2014). Laterální kondyl femuru je plošší, má větší kontaktní plochu a je posunutý posteriorně (Wallace, Mangine, & Malone, 1985). Mediální kondyl je posunut více distálně a mediálně, je delší v anteroposteriorním směru a v posteriorním směru se vzdaluje od laterálního kondylu. Tibiální plató, jako styčná plocha s kondyly femuru, vykazuje rozdíly na mediální a laterální straně. Mediální plocha tibiálního plató je oválná, větší a delší v anteroposteriorním směru a je mírně konkávní z důvodu dosednutí konvexní plochy mediálního kondylu femuru. Laterální plocha tibiálního plató má kruhový tvar, je menší a mírně konvexní (Wallace et al., 1985). Proto mediální části tibie a femuru do sebe dobře zapadají na rozdíl od laterální části, které k sobě nejsou přiléhavé z důvodu konvexního tvaru obou styčných ploch (Segal & Jacob, 1973). Tyto strukturální rozdíly představují jeden z determinantů rotace kloubu spolu s pohybem v sagitální rovině (Hamill & Knutzen, 2009).

Během pohybu v sagitální rovině ve směru narůstající flexe v podmínkách zatížené dolní končetiny v kontaktu s podložkou se femur posouvá vzad po tibií valivým pohybem spolu s laterální rotací a abdukci vůči tibií. Naopak při pohybu v sagitální rovině směrem k extenzi se femur posouvá vpřed po tibií valivým pohybem spolu s mediální rotací a addukcí vůči tibií. Normální rozsah pohybu v kolenním kloubu je přibližně 130-145° ve flexi a 1-2° v hyperextenzi. Velmi malý rozsah pohybu vykazuje kolenní kloub ve frontální rovině

přibližně 5° směrem do valgozity i varozity (Hamill & Knutzen, 2009). Rozsah pohybu v transverzální rovině je závislý na velikosti flexe kolenního kloubu, kdy s rostoucí flexí narůstá rozsah pohybu externí i interní rotace a největších hodnot těchto rotací kolenního kloubu je dosaženo mezi 45-90° flexe (Dylevský, Druga, & Mrázková, 2000).

ACL primárně omezuje posunutí tibie vůči femuru v situaci, kdy je zatížená dolní končetina v kontaktu s podložkou a poskytuje 85% celkového omezení pohybu v anteriorním směru (Butler et al., 1980). Průměrná délka ACL činí 38 mm a průměrná šířka 11 mm. ACL je orientován od mediální strany laterálního kondylu femuru směrem do anteriorní interkondylární plochy tibie (Strickland, Fester, & Noyes, 2009). U ACL rozlišujeme tři části: anteromediální svazek (AM), střední svazek a posterolaterální svazek (PL). Jednotlivé části ACL jsou v napětí v různých pozicích kolenního kloubu. AM vlákna jsou v napětí při extenzi kolenního kloubu, střední vlákna jsou v napětí při interní rotaci a PL vlákna jsou v napětí při flexi kolenního kloubu. V průběhu pohybu v sagitální rovině při vzrůstajícím úhlu flexe až do 90° dochází k prodloužení délky ACL o přibližně 7%, která zůstává až do okamžiku maximální flexe kolenního kloubu stejná (Wang, Walker, & Wolf, 1973). Pokud je navíc kolenní kloub v interní rotaci, dochází k mírnému nárůstu prodloužení ACL. V případě externí rotace nedochází k prodloužení ACL v rozsahu 0-90° flexe kolenního kloubu, ale dochází k prodloužení ACL o 10% s dalším nárůstem flexe od 90° do její maximální hodnoty (Wang et al., 1973).

Předchozí „in vitro“ studie prováděné na vzorcích kolenních kloubů naznačují hodnoty působících vnějších sil nutných pro selhání ACL. Woo, Hollis a Adams (1991) uvádějí hodnoty síly a tuhosti nutné pro selhání ACL 2160 ± 157 N a 242 ± 28 N/mm. Meyer a Haut (2005) uvádějí velikost kompresní síly (5100 ± 2100 N), která vedla k ruptuře ACL 14 ze 16 vzorků kolenních kloubů. DeMorat et al. (2004) aplikoval ve své studii kompresní sílu 4500 N, která měla za následek působení signifikantní přední střížné síly. U šesti z jedenácti vzorků bylo zjištěno poškození ACL a u 3 vzorků se vyskytla kompletní ruptura. Výsledky „in vitro“ studie zabývající se rozdíly ve vlastnostech ACL mužských a ženských vzorků kolenních kloubů odhalila významné rozdíly v jejich mechanických vlastnostech. Byla testována síla nutná k ruptuře ACL u deseti mužských a ženských vzorků (průměrný věk 36 let; rozsah 17-50 let). Bylo zjištěno, že ženský ACL má horší mechanické vlastnosti oproti mužským vzorkům: o 14,3 % nižší mechanické zatížení nutné k ruptuře a o 22,5 % nižší elasticitu

(Chadrashekar, Mansouri, Slauterbeck, & Hashemi, 2006). Tyto studie naznačují, že existuje zátěžový mechanismus, který signifikantně zatěžuje ACL a může vést k jeho poškození.

2.2. Zátěžový mechanismus ACL

I přes intenzivní výzkum v posledních dvou dekadách není mechanismus vzniku ACL zranění jasně popsán (Boden et al., 2009). Quatman et al. (2010) naznačují, že ACL zranění pravděpodobně vzniká kombinací pohybů ve všech třech rovinách spíše než v průběhu pohybu pouze v jedné rovině. Studie zabývající se problematikou ACL zranění se shodují v názorech na zátěžový mechanismus podmiňující signifikantní napětí ACL. Na signifikantní napětí ACL má prokazatelný vliv:

- aplikace přední tibiální střížné síly;
- nízký rozsah flexe kolenního kloubu v průběhu pohybu;
- zpožděná koordinace svalové kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů;
- působení vysokých reakčních sil podložky během latentní fáze svalové činnosti;
- posteriorní sklon tibialního plató;
- zatížení kolenního kloubu ve frontální rovině.

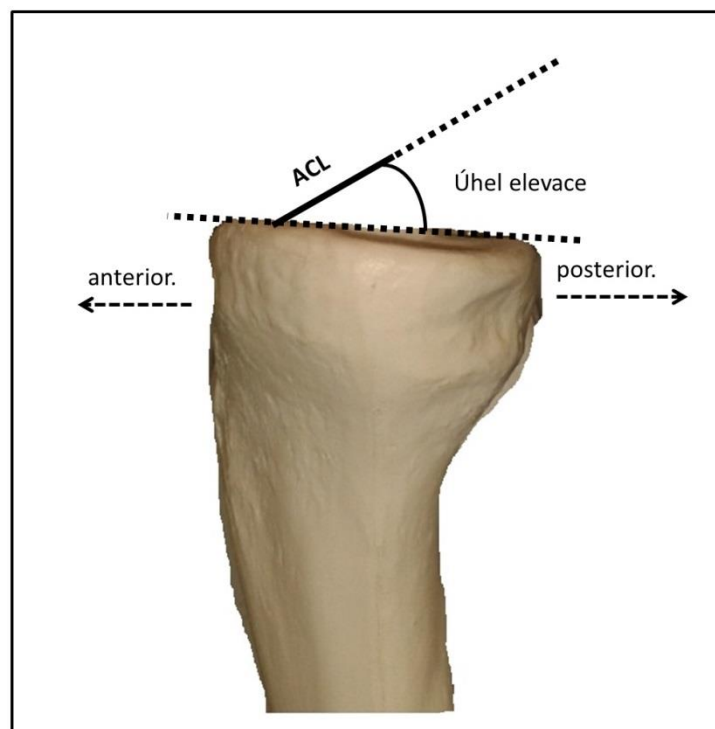
Aplikace přední tibiální střížné síly

Primární funkcí ACL je omezovat posunutí tibie vůči femuru v anteriorním směru (Butler et al., 1980). Posun tibie vůči femuru v situacích zatížené dolní končetiny způsobuje přední střížná síla, která primárně podmiňuje napětí ACL (Berns et al., 1992; Markolf et al., 1995). Velikost přední střížné síly aplikované na tibií a ACL je ovlivněna prostřednictvím posteriorní reakční síly podložky a úhlem flexe kolenního kloubu v průběhu deceleračního pohybu zatížené dolní končetiny. Posteriorní reakční síla podložky vytváří v průběhu pohybu v kolenním kloubu flexní moment síly, který musí být eliminován v kolenním kloubu extenzním momentem síly. Tento moment síly je primárně generován čtyřhlavým svalem stehenním. Vlivem generace extenzního momentu síly čtyřhlavým svalem stehenním dochází ke vzniku přední střížné síly způsobující posun femuru vůči tibií, který vede k napětí ACL (Berns et al., 1992; DeMorat et al., 2004; Markolf et al., 1995). Předchozí studie demonstrují, že maximum posteriorní a vertikální reakční síly položky významně koreluje

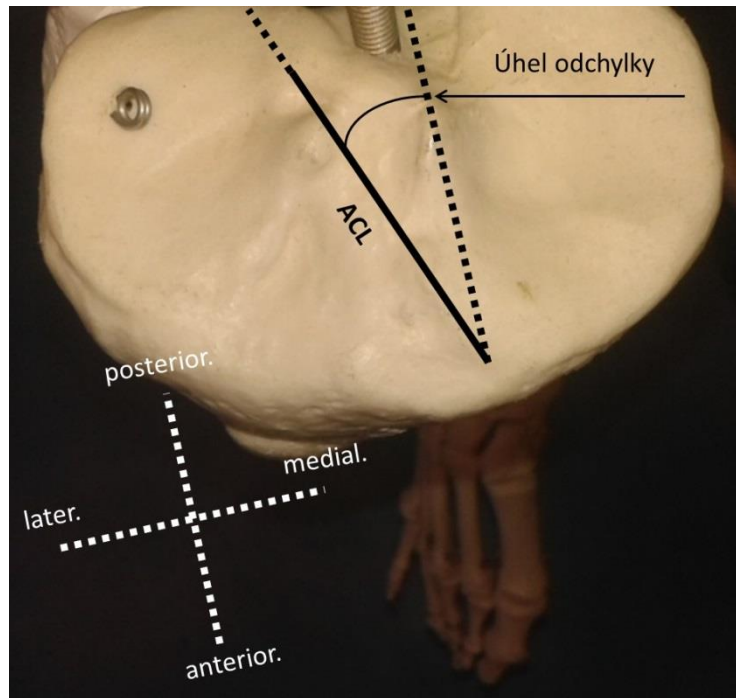
s okamžikem maxima extenzního momentu v kolenním kloubu a přední střížné síly během doskoků s následným odrazem (Lin et al., 2008; Yu et al., 2006).

Nízký rozsah flexe kolenního kloubu

V literatuře existuje evidence, že flexe kolenního kloubu má významný vliv na napětí ACL. Flexe kolenního kloubu ovlivňuje zatížení ACL prostřednictvím změny úhlu mezi longitudinální osou tibie a patelární šlachou (Nunley, Wright, Renner, Yu, & Garrett, 2003), kdy s narůstajícím úhlem mezi longitudinální osou tibie a patelární šlachou vzrůstá přední střížná síla působící na tibií. Výsledky této studie ukázaly, že úhel mezi longitudinální osou tibie a patelární šlachou byl funkcí úhlu flexe kolenního kloubu, kdy se vzrůstajícím úhlem klesal úhel flexe. Ženy navíc vykazovaly úhel mezi longitudinální osou tibie a patelární šlachou o 4° nižší než muži. Podobně ukazuje nižší úhel u žen oproti mužům předchozí studie (Buff, Jones, & Hungerford, 1988) řešící tento problém. Snížením flexe v kolenním kloubu dochází také k nárůstu úhlu elevace ACL (Obrázek 1), který je definován jako úhel mezi longitudinální osou ACL a tibiálním plató a úhlu odchylky ACL (Obrázek 2), který je definován jako úhel projekce mezi longitudinální osou ACL a tibiálním plató v posteriorním směru (Li, DeFrate, Rubash, & Gill, 2005).



Obrázek 1 Úhel elevace předního křížového vazy



Obrázek 2 Úhel odchylky předního křížového vazy

Vlivem zvyšování úhlu elevace a úhlu odchylky dochází k nárůstu zátěže působící na ACL. Výsledná síla působící podél longitudinální osy ACL se poté rovná přední střížné síle rozdělené goniometrickou funkcí úhlů elevace a odchylky. Proto větší úhel elevace a odchylky ACL způsobuje větší zatížení ACL dané velikostí působení přední střížné síly na ACL (Li et al., 2005). V literatuře existují důkazy, že s poklesem flexe v kolenním kloubu dochází k nárůstu zatížení ACL. Arms et al. (1984) zjistili, že kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního signifikantně zvyšuje napětí ACL v rozsahu 0-45° flexe v kolenním kloubu, ale k téměř žádnému napětí nedochází při flexi kolenního kloubu nad 60° flexe. Beynnon et al. (1995) měřili napětí ACL „in vivo“ během cvičení v rámci rehabilitace a zjistili, že čtyřhlavý sval stehenní produkuje signifikantní napětí ACL v 15° a 30° flexe kolenního kloubu, zatímco v 60° a 90° flexe kolenního kloubu nebyly zjištěny změny v napětí ACL. Li et al. (1999) vyšetřovali vliv čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů na napětí ACL. Jejich závěry ukazují, že k většímu napětí ACL docházelo s poklesem flexe kolenního kloubu podmíněné aktivní kontrakcí čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů.

Zpožděná koordinace svalové kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů

Z literatury je dobře známo, že koordinace svalové kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů poskytuje aktivní ochranu stability kolenního kloubu (Markolf, Graff-Redford,

& Amstutz, 1978; Wojtys, Asthon-Miller, & Huston, 2002). Aktivace příslušných svalů vytváří podmínky pro aktivní stabilitu kolenního kloubu. Ztráta aktivní tibio-femorální stability prostřednictvím aktivních svalů klade zvýšené nároky na pasivní struktury kolenního kloubu (Hughes et al., 2010; Markolf et al., 1978; Wojtys et al., 2002). Tato situace může nastat v kritickém čase během latentní fáze v průběhu pohybové aktivity, kdy čtyřhlavý sval stehenní a hamstringy nejsou aktivní nebo jsou nedostatečně aktivovány vzhledem k dané situaci a podmínkám. V případě nedostatečné aktivace svalů je stabilita kolenního kloubu závislá převážně na pasivních strukturách (Louie & Mote, 1987). Nedostatečná aktivní ochrana prostřednictvím svalové činnosti může nastat v krátkém časovém úseku způsobeném zpožděnou aktivací čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů (Hashemi et al., 2011). Zpožděná aktivace extenzorů a flexorů kolenního kloubu může být ovlivněna například únavou (Nyland, Shapiro, & Stine, 1994) nebo může být způsobena dalšími rozdílnými faktory, jako je rychlost reakce na konkrétní podnět, náhlé snížení nebo zvýšení zátěže oproti konkrétně kontrahovaným svalům (Shultz et al., 2002). Snížená absorpce energie v kolenním kloubu aktivními svaly poté může znamenat větší zatížení pasivních struktur kolenního kloubu, a tím vyšší riziko vzniku ACL zranění (Norcross et al., 2010).

Aplikace vysokých reakčních sil podložky během latentní fáze svalové činnosti

Vysoké hodnoty reakčních sil podložky v průběhu doskoků jsou asociovány s rizikem ACL zranění (Bressell & Cronin, 2005; Lin et al., 2008; Yu et al., 2006). Zpoždění v koordinaci svalové kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů způsobuje absenci nebo nedostačnou aktivní ochranu kolenního kloubu, a rozsah pohybu kloubu poté omezují pouze pasivní struktury. Nedostatečná koordinace svalové kontrakce několik milisekund před kontaktem dolní končetiny s podložkou způsobuje bezprostředně po kontaktu s podložkou působení vysokých reakčních sil podložky na dolní končetinu ve všech rovinách, zvláště v rovině sagitální (Hashemi et al., 2011). Seegmiller a McCaw (2003) uvádějí vysoké hodnoty reakční síly podložky během doskoku u vzorku rekreačních sportovců 5,7 BW. Yeow, Lee a Goh (2009) uvádějí závislost výsledné reakční síly podložky na výšce seskoku, kdy s rostoucí výškou seskoku vzrůstala výsledná reakční síla na podložce během doskoku na obě dolní končetiny.

Posterioerní sklon tibiálního plató

Studie naznačují, že ACL je také zatěžován v průběhu pohybu kompresními silami působícími podél longitudinální osy tibie prostřednictvím posterioerního sklonu tibiálního plató (Meyer & Haut, 2008; Meyer & Haut, 2005). Hohmann, Bryant, Reaburn a Tetsworth (2011) uvádějí, že pacientky s ACL zraněním měly větší sklon tibiálního plató než pacientky bez ACL zranění. Posterioerní sklon tibiálního plató se liší na mediální a laterální straně a nabývá hodnot od 1° do 14° (Stijak, Herzog, & Schai, 2008). Kompresní síla působí kolmo na tibiální plató a tímto přispívá ke generaci přední střižné síly. Tato komponenta střižné síly způsobuje posunutí tibie vůči femuru v anteriorním směru spolu s působením čtyřhlavého svalu stehenního prostřednictvím patelární šlachy. Bylo prokázáno, že subjekty se strmějším sklonem tibiálního plató mají větší výslednou přední střižnou sílu a potenciálně větší posunutí tibie vůči femuru v anteriorním směru (Hashemi et al., 2011). Naopak subjekty s mírnějším sklonem tibiálního plató se mohou vyhnout nadměrnému posunutí tibie vůči femuru v průběhu pohybu, protože mírnější sklon může působit jako ochrana proti zvýšenému napětí ACL (Hashemi et al., 2011). Griffin et al. (2004) uvádějí v „in vitro“ studii, že k významnému zvýšení posunu tibie vůči femuru v anteriorním směru dochází při sklonu tibiálního plató od 8,8° do 13,2° při působení kompresní síly o velikosti 200 N.

Zatížení kolenního kloubu ve frontální rovině

V rámci zátěžového mechanismu přispívají k napětí ACL pohyby kolenního kloubu ve frontální rovině. Existuje evidence studií na základě analýzy video záznamu pro „valgózní kolaps“ kolenního kloubu jako jeden z navrhovaných mechanismů ACL zranění především u žen (Krosshaug et al., 2007; Quatman & Hewett, 2009). Quatman a Hewett (2009) naznačují, že ACL zranění vzniká u mužů spíše prostřednictvím pohybů v sagitální rovině, zatímco u žen se stává dominantním při vzniku ACL zranění „valgózní kolaps“ kolenního kloubu ve frontální rovině. Nicméně výsledky kvantitativních studií neprokázaly „valgózní kolaps“ kolenního kloubu jako samostatný mechanismus vzniku ACL zranění (Yu & Garrett, 2007). Navíc autoři „in vitro“ studií uvádějí, že pohyb ve frontální rovině může signifikantně zvyšovat napětí ACL pouze v případě přítomnosti přední střižné síly (Markolf et al., 1995). Berns et al. (1992) vyšetřovali napětí AM svazku ACL v rozsahu 0-30° flexe v kolenním kloubu. Výsledky ukázaly, že aplikace valgózního a varózního momentu síly samostatně nezpůsobila signifikantní napětí AM svazku ACL. Napětí AM svazku ACL se signifikantně

zvýšilo až v kombinaci přední střížné síly a valgózního nebo varózního momentu síly. Markolf et al. (1995) vyšetřovali podobné závislosti v „in vitro“ studii v rozsahu od 5° hyperextenze do 90° flexe při aplikaci 100 N přední střížné síly a 10 Nm valgózního, varózního, interního a externího rotačního momentu síly. Výsledky opět naznačily, že aplikace valgózního, varózního a externího rotačního momentu síly samostatně nezpůsobila signifikantní napětí ACL. Napětí ACL se signifikantně zvýšilo při kombinaci přední střížné síly a momentů síly ve frontální a transversální rovině. Flemming et al. (2001) studovali vliv externí zátěže v podmínkách zatížené dolní končetiny na jedenácti subjektech v „in vivo“ studii. V rámci experimentu aplikovali přední střížnou sílu na proximální konec tibie v rozsahu 0-130 N, valgózní, varózní momenty síly 10 Nm a externí, interní rotační momenty sil 9 Nm ve 20° flexe kolenního kloubu. Výsledky naznačily nejvyšší napětí ACL při kombinaci přední střížné síly s vnějším interním rotačním momentem síly. Kombinace varózního, valgózního a externího rotačního momentu síly spolu s přední střížnou silou měl nižší efekt na napětí ACL.

2.3. Navrhované mechanismy vzniku ACL zranění

Z předchozích studií je zřejmé, že k signifikantnímu napětí ACL dochází v přítomnosti výše uvedených podmínek. Nicméně daleko nižší shoda panuje mezi autory studi zabývající se mechanismy vzniku ACL zranění. V literatuře navrhované mechanismy vycházejí z výše uvedených podmínek zátěžového mechanismu ACL a jsou založeny na:

- aplikaci přední tibiální střížné síly vznikající z důvodu nadměrné kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a nedostatečné aktivace hamstringů (Berns et al., 1992; DeMorat et al., 2004; Lipps et al., 2012);
- zvýšení axiální komprese kolenního kloubu (Yeow et al., 2009; Wall et al., 2012);
- zvýšení valgózního zatížení kolenního kloubu (valgózní kolaps kolenního kloubu) ve frontální rovině (Kristianslund & Krosshaug, 2013; Krosshaug et al., 2007);
- zvýšení interní tibiální rotace (Levine et al., 2012; Markolf et al., 2004);
- zvýšení externí tibiální rotace (Olsen et al., 2004);
- kombinaci výše uvedených navržených mechanismů (Berns et al., 1992; Markolf et al., 1995).

Výše navržené mechanismy indikují, že kolenní kloub může být vystaven vysoké zátěži v některé ze tří rovin. Quatman et al. (2010) uvádějí, že 82 % navrhovaných mechanismů vzniku ACL podporuje mechanismus zahrnující pohyb v rovinách sagitální, frontální a transversální. Tento závěr je v souladu s Shimokochi a Shultz (2008), kteří prezentují primární mechanismus vzniku ACL zranění vycházející ze zátěže kolenního kloubu ve všech rovinách. Existuje soulad mezi autory, že ACL zranění vzniká během sportovních pohybů, jako jsou odrazy a doskoky, pohyby se změnou směru do stran nebo rychlé pohyby po obratu o 180°. Nicméně neexistuje jednoznačný názor na okamžik působení maximální zátěže ACL, který může vyústit v jeho rupturu. Studie zabývající se touto problematikou naznačují, že k maximální zátěži ACL dochází:

- krátce po počátečním kontaktu s podložkou (17 - 60 ms);
- v nízkém rozsahu flexe kolenního kloubu (do 30° flexe).

Studie založené na analýze videozáznamu poskytují důležité informace o okamžiku vzniku ACL zranění v reálných situacích. Jejich limitací je však nižší přesnost získaných dat v předpokládaném okamžiku vzniku zranění. Koga et al. (2010) analyzovali kinematiku kolenního kloubu deseti situací v basketbale a házené, které vedly k poškození ACL. Výsledky naznačily, že k ACL zranění pravděpodobně došlo v průběhu prvních 40 ms po počátečním kontaktu s podložkou ve všech deseti sledovaných případech. Krosshaug et al. (2007) analyzovali 39 případů vzniku ACL zranění v basketbalu. Odhadnutý čas vzniku ACL zranění se pohyboval v intervalu od 17 do 50 ms po počátečním kontaktu. Studie „in vitro“ studující vzorky kolenních kloubů poskytují přesnější informace o okamžiku vzniku zranění. Naopak jejich limitací představuje fakt, že jsou řešeny s nízkou ekologickou validitou. Withrow et al. (2006a) simulovali v „in vitro“ studii symetrický doskok v sagitální rovině na jednu dolní končetinu. Doskok byl simulován působením kompresních sil na kolenní kloub ve dvou podmínkách charakterizovaných přítomností a absencí valgózního zatížení na 10 vzorcích kolenních kloubů. Počáteční flexe byla nastavena na hodnotu 25°. Výsledky naznačily, že maximálního napětí ACL bylo dosaženo v čase 40 ms po počátečním kontaktu po aplikaci průměrné síly 1610 N, která přesahovala dvojnásobek tělesné tíhy. Podobně Withrow, Huston, Wojtys, & Ashton-Miller (2006b) simuloval v „in vitro“ studii asymetrický doskok v sagitální rovině na jednu dolní končetinu ve stejných podmínkách. Čas maxima napětí ACL vedoucí k jeho poškození byl zaznamenán rovněž 40 ms po počátečním kontaktu. Meyer a Haut (2005) simulovali v „in vitro“ studii kompresní zatížení vzorků kolenních kloubů ve výchozí pozici 90° flexe v okamžiku působení kompresní síly.

Maximum napětí ACL bylo dosaženo u všech vzorků v rozsahu od 51 ms do 60 ms po počátečním kontaktu. Shin, Chaudhari a Andriacchi (2007) modelovali napětí ACL během simulovaných doskoků na jednu dolní končetinu a doskoků po pohybu v anteriorním směru. Bylo zjištěno maximum kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního způsobující přední tibialní střížnou sílu v hodnotě 1290 N, které bylo dosaženo 27 ms po počátečním kontaktu. Počáteční flexe byla nastavena na 25° a byla zvýšena v průběhu simulovaného pohybu na 29,5° ve 30 ms po počátečním kontaktu. Napětí AM a PL svazku ACL bylo zvýšeno o 2,5 % a jeho maximum bylo dosaženo během prvních 40 ms po počátečním kontaktu. Pflum et al. (2004) vyšetřovali působení síly na ACL během seskoku pomocí 3D modelu. Výsledky ukázaly, že ACL byl zatížen pouze v prvních 25 % fáze doskoku po počátečním kontaktu s podložkou v rozsahu flexe kolenního kloubu od 33° do 48°. Napětí ACL pokleslo na nulovou hodnotu krátce po počátečním kontaktu a poté rychle dosáhlo maxima 253 N (přibližně 0,4 BW) v čase 40 ms po počátečním kontaktu s podložkou. Laughlin et al. (2011) prezentovali model zatížení ACL během doskoku na jednu dolní končetinu na datech získaných z patnácti subjektů. Byly simulovány dva typy doskoků „tuhý“ a „měkký“. „Tuhý“ typ doskoku byl charakterizován minimalizací flexe kolene v průběhu doskoku, naopak „měkký“ typ doskoku byl charakterizován maximalizací flexe kolene v průběhu doskoku. Výsledky ukázaly, že maximum napětí ACL bylo dosaženo u „tuhého“ typu v čase 10 ms a u „měkkého“ typu doskoku v čase 7 ms po počátečním kontaktu. Větší napětí ACL bylo zaznamenáno u „tuhého“ typu doskoku 0,8 BW oproti „měkkému“ typu doskoku 0,7 BW. Steele a Brown (1999) měřili nepřímo zatížení ACL prostřednictvím tibio-femorální střížné síly během doskoku na jednu dolní končetinu 11 subjektů se symptomy nestability kolenního kloubu. Maxima tibio-femorální střížné síly bylo dosaženo v rozsahu 28-32 ms po počátečním kontaktu s podložkou. Výsledky naznačují, že u doskoků na jednu dolní končetinu oproti doskokům na obě dolní končetiny bývá dosaženo maxima zatížení ACL dříve. Dřívější dosažení maxima napětí indikuje nižší flexi v okamžiku maximálního napětí ACL.

Autoři jednotlivých studií se shodují na faktu, že ke vzniku ACL zranění dochází v nízkém rozsahu flexe kolenního kloubu (Boden et al., 2009; Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007; Olsen et al., 2004). Kinematická data získaná z analýzy videozáznamu ACL událostí poskytují informace o změnách flexe kolenního kloubu v reálných situacích. Koga et al. (2010) uvádí průměrnou flexi kolenního kloubu u všech deseti analyzovaných případů ACL zranění v okamžiku počátečního kontaktu s podložkou 23° (rozsah 11°-30°), která se zvýšila na 24° (rozsah 19-29°) během prvních 40 ms. Krosshaug et al. (2007) uvádí větší

flexi v kolenním kloubu u žen v okamžiku počátečního kontaktu s podložkou (15° u žen, 9° u mužů), která se zvýšila v průběhu prvních 50 ms na 27° u žen a 19° u mužů. Boden et al. (2009) srovnávali 29 reálných doskokových situací v basketbalu během, kterých došlo ke zranění ACL s 27 podobnými kontrolními situacemi, při kterých ke zranění nedošlo. Nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly v průběhu flexe kolenního kloubu mezi postiženou a kontrolní skupinou. Mírně nižší flexe byla zaznamenána u postižené skupiny v okamžiku kontaktu s podložkou 18,3° oproti 21,8° u kontrolní skupiny. Olsen et al. (2004) uvádí rozsah flexe kolenního kloubu v předpokládaném okamžiku vzniku ACL zranění od 5° do 25° u dvaceti videozáznamů zachycujících zranění ACL. Podobně lze nalézt rozsah flexe kolenního kloubu, ve kterém dochází k poškození ACL na základě „in vitro“ studií. Levine et al. (2012) uvádí rupturu ACL u 15 ze 17 vzorků kolenních kloubů, kdy počáteční flexe byla nastavena na hodnotu 25°. Wall et al. (2012) testovali 12 vzorků kolenních kloubů axiálním zatížením v situaci s přítomností i absencí kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního. Počáteční flexe byla nastavena na hodnotu 15°, přičemž ruptura ACL byla zjištěna u všech testovaných vzorků. DeMorat et al. (2004) uvádí 6 ruptur ACL z 11 vzorků kolenních kloubů během simulovaného zatížení čtyřhlavým svaem stehenním ve flexi 20°. Dürselen et al. (1995) uvádí signifikantní napětí ACL v rozsahu 20-60° flexe v kolenním kloubu. Draganich a Vahey (1990) prezentují významné napětí ACL u 6 vzorků kolenních kloubů v rozsahu od 0° do 40° flexe kolenního kloubu při aplikaci kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů. Autoři “in vivo” studií (Beynon et al., 1995; Hosseini et al., 2009) i experimentálních studií (Hughes et al., 2010; Kristianslund & Krosshaug, 2013) rovněž naznačují, že nízký rozsah flexe v kolenním kloubu (0-30°) v průběhu pohybu může být rizikový pro vznik ACL zranění.

Doskok ve volejbalu je zpravidla realizován prvním kontaktem přes špičku nohy (Zahradnik, Jandacka, Uchytíl, Farana & Hamill, 2015). Tento typ doskoku je charakterizován dvěma maximy vertikální reakční síly podložky. První maximum koresponduje s kontaktem metatarzů s podložkou, druhé maximum koresponduje kontaktem paty s podložkou (Ortega et al., 2010). První maximum je chápáno jako pasivní z důvodu nedostatečné aktivace čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů, druhé maximum je chápáno jako aktivní, kde může být energie absorbována prostřednictvím aktivní svalové kontrakce svalů (Norcross et al., 2010). První maximum vertikální reakční síly podložky typicky nastává během 10-14 ms po počátečním kontaktu s podložkou během fáze pasivního zatížení svalově

kosterního systému (Cronin, Bressel, & Finn, 2008; Ortega et al., 2010). Yu et al. (2006) uvádějí, že riziko vzniku ACL zranění během doskoku může korespondovat s prvním pasivním maximem vertikální reakční síly podložky krátce po počátečním kontaktu s podložkou. Hughes et al., 2010) zjistili, že se první maximum vertikální reakční síly nachází v nízkém rozsahu flexe kolenního kloubu (0° - 30°), které je chápáno jako rizikové pro ACL zranění. Pokud dojde během tohoto krátkého časového intervalu ke kombinaci rizikových faktorů podmiňujících signifikantní napětí ACL, může dojít ke vzniku ACL zranění. Není ovšem vyloučeno, že k ACL zranění nemůže dojít později vlivem kombinovaného zatížení při pohybu ve všech rovinách (Quatman et al., 2010).

2.4. Přístupy ke zkoumání rizikových faktorů ACL zranění

Kapitola se zabývá přístupy ke zkoumání vnějších rizikových faktorů souvisejících se změnou motorické kontroly asociovaných s ACL zraněním. Rozdíly ve strategii motorické kontroly se projevují u žen ve vztahu k ACL zranění v průběhu standardizovaného doskoku menším úhlem flexe kolenního kloubu, větším valgózním úhlem, vyšším valgózním momentem síly, vyšší hodnotou reakční síly podložky (Hewett et al., 2005) a nižším množstvím absorbované energie v kolenním kloubu (Norcross et al., 2010). Studie zabývající se výše uvedenými faktory vycházejí z předpokladu zátěžového mechanismu ACL a z předpokladu kombinovaného zatížení kolenního kloubu ve všech třech rovinách. Přístupy ke zkoumání vlivu vnějších rizikových faktorů můžeme rozdělit na:

- studie „in vitro“;
- studie „in vivo“;
- studie založené na počítačové simulaci;
- studie založené na rozhovoru, dotazníkové metodě a na analýze videozáznamu.

2.4.1. Studie „in vitro“

Studie „in vitro“ využívají ke studiu zpravidla upravené vzorky kolenních kloubů. Quatman et al. (2010) uvádějí výhody, limitace a možnosti aplikace pro výzkum v oblasti ACL u jednotlivých typů studií.

Výhody:

- možnost přímého studia mechanismu zranění;
- přímé měření sil působících na vazy a kloubní spojení;
- identifikace charakteristik pasivních struktur během pohybu v kolenním kloubu;
- možnost stanovení stupňů volnosti kinematiky kolenního kloubu.

Limitace:

- vzorky kolenních kloubů mohou být významně rozdílné od populace, na kterou je výzkum zaměřen;
- obtížné nastavení nervosvalových posloupností během pohybu vedoucím ke zranění ACL;
- potřeba velkého počtu vzorků kolenních kloubů pro reprodukci studovaného mechanismu vzniku zranění;
- velikost, orientace aplikovaného zatížení a věk vzorků kolenních kloubů mohou významně ovlivňovat vlastnosti svalově kosterního systému při zatížení ACL.

Aplikace pro výzkum v oblasti ACL zranění

- Napětí a biomechanické parametry získané během aplikace externích zátěžových parametrů poskytují evidenci, jakým způsobem může ACL zranění nastat.
- Poškození ACL v těchto typech studií může nastat během působení přední střížné síly a kombinace pohybů ve všech třech rovinách.

Aplikace vnějších sil na kolenní kloub poskytuje informaci o zatížení ACL ve všech rovinách pohybu. Markolf et al. (1995) vyšetřovali efekt různých vnějších sil na zatížení ACL. Bylo aplikováno 100 N přední střížné síly a 10 Nm externího, interního, valgózního a varózního momentu síly na 15 vzorků kolenních kloubů. Napětí ACL bylo měřeno v rozsahu od 5° hyperextenze do 90° flexe. Výsledky naznačily, že přední střížná síla spolu s momenty sil ve frontální a transversální rovině generuje signifikantní napětí ACL, které je vyšší než při aplikaci přední střížné síly samostatně. Dále bylo zjištěno, že napětí ACL bylo nižší v kombinovaném zatížení přední střížné síly a externího rotačního momentu síly než při zatížení přední střížnou silou samostatně. Přední střížná síla v kombinaci s interním rotačním momentem síly produkuje významné napětí ACL v plné extenzi kolenního kloubu. Napětí ACL vlivem kombinovaného zatížení přední střížné síly a momentů sil ve frontální

a transversální rovině narůstá s poklesem flexe kolenního kloubu. Kiapour et al., (2013) zjišťovali vztah mezi napětím ACL a laxitou kolenního kloubu v anteriorním směru během simulovaného doskoku na obě dolní končetiny na vzorku 20 kolenních kloubů. Každý vzorek byl testován ve čtyřech cyklech působením přední a zadní střížné síly o velikosti 134 N. Výsledky testování laxity kolenního kloubu, ukázaly signifikantně průměrný posun tibie v anteriorním směru ($3,1 \pm 1,1$ mm) a průměrné maximum napětí ACL ($4,9 \% \pm 4,3 \%$) z důvodu aplikace přední střížné síly. Následně simulovaný doskok zvýšil průměrný posun tibie v anteriorním směru o $10,4 \pm 3,5$ mm a průměrné maximum napětí ACL o $6,8 \% \pm 2,8 \%$ z důvodu aplikace přední střížné síly při kompresní síle 4070 ± 732 N. Závěry ukázaly, že vzorky vykazující větší laxitu kolenního kloubu dosahovaly rovněž větší maximum napětí ACL během působení zátěže.

Omezení pohybu v určitém směru může poskytnout informace vedoucí ke snížení napětí ACL. Yeow et al. (2009) zjišťovali vliv předního tibiálního posunutí, axiálního zatížení a interní rotace tibie na rupturu ACL u čtyř testovaných skupin s různým omezením (axiální komprese bez jakéhokoliv omezení, omezení předního tibiálního posunutí, omezení axiální tibiální rotace a kombinace obou omezení). U 16 vzorků kolenních kloubů byla počáteční flexe nastavena na 70° . Výsledky ukázaly poškození ACL ve skupině bez jakéhokoliv omezení (rozsah kompresní síly 1400-4000 N). U ostatních testovaných skupin bylo zjištěno poškození kostní tkáně v místě úponu svalu (rozsah kompresní síly během vzniku fraktury 2200-6900 N). Posteriovní posun femuru a axiální tibiální rotace u skupin s omezením byly signifikantně nižší oproti skupině bez jakéhokoliv omezení. Došlo k podstatné redukci obou faktorů u skupiny s oběma omezeními, ale maximum kompresní síly bylo signifikantně vyšší oproti skupině bez omezení. Ze závěru vyplývá, že omezení předního tibiálního posunutí a axiální tibiální rotace může zabránit poškození ACL.

Simulovaná kontrakce svalů (čtyřhlavého svalu stehenního, hamstringů a trojhlavého svalu) během simulovaného doskoku v „in vitro“ studiích se více přibližuje reálným podmínkám při pohybu. Oh, Lipps, Ashton-Miller a Wojtys (2012) vyšetřovali vliv axiálního zatížení a momentů síly ve frontální rovině na napětí ACL během doskoku s rotací kolem longitudinální osy. Studie byla realizována na 15 vzorcích kolenních kloubů se simulací kontrakce svalů během testovaného pohybu. 3D kinematická data byla získána během aplikace kompresních sil (2 BW), flexního momentu síly, interního a externího rotačního momentu a valgózního a varózního momentu síly ve frontální rovině na tibií. Napětí

AM svazku ACL bylo přímo měřeno prostřednictvím převodníku DVRT (Differential variable reluctance transducer), který byl umístěný na ACL. Výsledky ukázaly, že průměrné maximum relativního napětí AM svazku ACL bylo o 192 % vyšší během aplikace interního rotačního v kombinaci s valgózním nebo varózním momentem síly než při aplikaci externího rotačního momentu síly v kombinaci se zatížením ve frontální rovině. Navíc aplikace valgózního momentu síly zvýšila napětí AM svazku ACL kvůli posteriornímu sklonu tibiálního platá. Kombinace interního rotačního momentu síly a zatížení ve frontální rovině je chápáno jako kombinace faktorů pro nejvyšší zatížení ACL. V další studii byly vyšetřovány podobné závislé proměnné v podmínkách simulovaného doskoku na jednu dolní končetinu. Oh, Ashton-Miller a Wojtys (2011a) vyšetřovali vliv valgózního zatížení a interního rotačního momentu tibie na napětí ACL během simulovaného doskoku na jednu dolní končetinu. Studie byla realizována na 12 vzorcích kolenních kloubů, u kterých byl simulován tah čtyřhlavého svalu stehenního, hamstringů a trojhlavého svalu lýtkového v pozici výchozí flexe. Na vzorky bylo aplikováno kombinované zatížení: momentu flexe, interního rotačního momentu, valgózního momentu síly a kompresní síly o velikosti 2BW. Napětí ACL bylo měřeno pomocí DVRT zařízení. Každé aplikované zatížení bylo následně srovnáváno s aplikovanou kompresní silou. Výsledky ukázaly, že došlo ke zvýšení normalizovaného maxima napětí AM svazku ACL o 117 % kvůli působení interního rotačního momentu síly (17 ± 4 Nm), což je o 30 % větší zatížení než při aplikaci valgózního momentu síly (133 ± 29 Nm). Ze závěrů vyplývá, že interní rotační moment zvyšuje napětí AM svazku ACL během simulovaného doskoku na jednu dolní končetinu mnohem více než aplikace valgózního momentu síly. Hashemi et al. (2010) vyšetřovali vliv zvýšené aktivace (před simulovaným kontaktem) čtyřhlavého svalu stehenního během doskoku na zatížení ACL. Bylo testováno 9 vzorků kolenních kloubů v nastavené počáteční flexi 20°. Napětí ACL bylo měřeno zařízením DVRT instalovaným na ACL. Byla aplikována zvýšená síla čtyřhlavého svalu stehenního v rozsahu 25-700 N. Napětí ACL bylo měřeno před simulovaným doskokem během aplikace kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a následně v průběhu doskoku během aplikace reakční síly podložky. Během testování nedošlo k žádné ruptuře ACL. Výsledky ukázaly pozitivní korelaci mezi napětím ACL a aplikovanou silou čtyřhlavého svalu stehenního a negativní korelaci mezi napětím ACL a simulovaným doskokem. Celkové napětí ACL dané působením obou aplikovaných sil nevykazovalo žádnou korelaci se silou čtyřhlavého svalu stehenního. Závěry naznačují, že zvýšená před aktivace čtyřhlavého svalu stehenního sice zvyšuje napětí ACL před doskokem, ale redukuje jeho napětí během doskoku, a proto je chápána jako ochranný mechanismus. Navíc vzhledem

k nízké korelaci mezi celkovým napětím ACL a aplikovanou silou čtyřhlavého svalu stehenního závěry ukazují, že během těchto simulovaných podmínek je celkové napětí ACL nezávislé na síle čtyřhlavého svalu stehenního. Whithrow, Huston, Wojtys a Ashton-Miller (2008) ověřovali vliv různého napětí hamstringů na zatížení ACL během flexe a působení kompresních sil na 10 vzorcích kolenních kloubů během simulovaného doskoku. Výchozí flexe byla nastavena na hodnotu 25° a byla aplikována axiální kompresní síla o velikosti 1700 N. Byl simulován tah čtyřhlavého svalu stehenního, hamstringů a trojhlavého svalu lýtkového. Ze závěru vyplývá, že zvýšení síly produkované hamstringy během simulovaného doskoku signifikantně redukuje napětí ACL v „in vitro“ studii. Oh, Kreinbrink, Ashton-Miller a Wojtys (2011b) vyšetřovali vliv transektce ACL na interní tibialní rotaci a posun tibie v anteriorním směru během simulovaném doskoku s obratem o 180°. Studie byla realizována na 12 vzorcích kolenních kloubů. Na distální část tibie bylo aplikováno kombinované zatížení kompresní síly (800N), flexního momentu síly (40 Nm) a interního rotačního momentu síly (17 Nm) v přítomnosti simulovaného tahu pěti vícekloubových svalů v počáteční flexi 15°. Napětí ACL bylo měřeno přímo prostřednictvím zařízení DVRT. Vzorky byly podrobeny aplikací kompresních a rotačních sil. Následně byla provedena transektce ACL a celý postup měření byl zopakován. Výsledky ukázaly, že vzorky kolenních kloubů po transektci vykazovaly relativně malé, ale signifikantní změny v normalizované interní rotaci tibie (z 0,7°/Nm ± 0,3°/Nm na 0,8°/Nm ± 0,3°/Nm). Ale mnohem zásadnější byly změny v posunu tibie v anteriorním směru (z 2,9 na 7,0 ± 2,9). Ze závěrů vyplývá, že transektce ACL vede pouze k malému zvýšení interní tibialní rotace, ale vede k signifikantnímu nárůstu posunu tibie v anteriorním směru v simulovaném doskoku s následnou změnou směru.

Z výsledků výše uvedených studií je zřejmý vliv vnějších sil na ACL bez ohledu na pohlaví. Vliv pohlaví na zatížení ACL zjišťovali Weinhold et al. (2007). Cílem studie bylo zjistit, zda vzor zatížení popsany v „in vivo“ studii na ženských subjektech během doskoků v anteriorním směru s následným vertikálním odrazem způsobí vyšší napětí ACL u mužského vzoru prostřednictvím „in vitro“ studie realizované na 7 vzorcích kolenních kloubů. Byly aplikovány kompresní síly, síly čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů, střížné síly a momenty sil působící na tibi. Napětí ACL bylo monitorováno prostřednictvím DVRT. Výsledky ukázaly, že napětí ACL se signifikantně zvýšilo u ženského vzoru zátěže oproti mužskému vzoru zátěže po aplikaci střížné síly a aplikaci momentů sil. Závěry naznačují, že strategie motorické kontroly u žen používaná během doskoků po odrazu v anteriorním směru způsobuje větší napětí ACL, a tím větší riziko ACL zranění než strategie motorické

kontroly používaná u mužů. Podobně Lipps et al. (2012) testovali 20 vzorků mužských a ženských kolenních kloubů během působení axiální komprese a interního rotačního momentu síly v počáteční flexi 15° a aplikace zátěžové síly rovnající se 2 BW. Vzorky ženských kolenních kloubů vykazovaly o 95 % větší maximum relativního napětí AM svazku ACL na rozdíl od mužských vzorků. Navíc bylo zjištěno, že velikost plochy příčného průřezu a laterálního sklonu tibie byly signifikantním prediktorem napětí AM svazku ACL. Ze závěru vyplývá, že napětí AM svazku ACL je při aplikaci stejného zatížení vyšší u ženského ACL kvůli menší ploše příčného průřezu a většímu sklonu laterálního plató tibie. Ng et al. (2013) srovnávali rozměry AM a PL svazku ACL zjištěné metodou magnetické rezonance (MRI) a metodou přímého měření na 5 vzorcích kolenních kloubů. Poté byly naměřeny rozměry obou svazků metodou MRI u 24 subjektů. Výsledky ukázaly signifikantní korelaci mezi měřeními získaných na vzorcích kolenních kloubů. Dále nebyly zjištěny žádné významné rozdíly mezi měření na vzorcích kolenních kloubů a běžných subjektech. Bylo zjištěno, že AM svazek je signifikantně větší než PL svazek ACL. Navíc muži vykazovali signifikantně větší oba svazky ACL než ženy. Velikosti jednotlivých svazků nebyly vztaženy k věku a laterální dominanci a nebyly zaznamenány rozdíly mezi levou a pravou stranou těla.

2.4.2. Studie „in vivo“

Studie „in vivo“ provádí výzkum na živých organismech (Shimokochi & Shultz, 2008). Do této kategorie jsou zařazeny klinické studie převážně využívající artroskopie, zobrazovací metody, elektromyografie a dále laboratorní studie zabývající se analýzou pohybu při využití metod převážně inverzní dynamiky. Quatman et al. (2010) uvádějí výhody, limitace a možnosti aplikace pro výzkum v oblasti ACL u jednotlivých typů studií.

Výhody:

Klinické studie

- možnost identifikace lézí asociovaných se zraněním;
- možnost měření napětí vnitřních struktur kloubů;
- možnost analýzy anatomických omezení;
- aplikace zobrazovacích metod (MRI, rentgen atd.) umožňujících vizualizaci interních struktur během dynamických aktivit v podmínkách zatížené dolní končetiny;
- přesnost, preciznost a spolehlivost získaných dat.

Laboratorní studie

- možnost napodobení specifických pohybů, které se objevují v průběhu vzniku zranění;
- odhad kinematických a kinetických parametrů kloubů během rizikových pohybů;
- spojení biomechanických a epidemiologických studií poskytuje prediktivní nástroj v problematice rizikových faktorů (umožňuje predikci svalově kosterních zranění).

Limitace:

Klinické studie

- neanalyzují přímo mechanismus vzniku zranění;
- zjištěná patologie po zranění asociovaná s biomechanickými efekty nemusí být spolehlivým indikátorem aktuálního mechanismu zranění;
- artroskopický zásah není etický pro zdravé subjekty, může ovlivňovat propriocepci funkcí kloubu;
- nákladnost zobrazovacích metod, možnost expozice rentgenovým zářením;
- časté subjektivní a vysoce variabilní rozdíly mezi subjekty.

Laboratorní studie

- nereplikují aktuální zranění, spíše odhadují celkovou biomechaniku kloubu během rizikových pohybů;
- obtížná reprodukce napětí, které nastává ve vnitřních strukturách kloubu (vazy, chrupavky, kosti);
- je neetické se snažit produkovat zranění v laboratoři.

Aplikace ve výzkumu ACL

Klinické studie

- měřicí zařízení umístěné na ACL prostřednictvím artroskopie poskytuje informace o napětí ACL během aplikace externí zátěže;
- zjištěná traumata kostí mohou poskytnout informace o mechanismu zranění;
- posteriorní sklon tibiálního plató stanovený pomocí zobrazovacích metod může být asociovaný s ACL zraněním;
- Lachmanův test, data získaná z arthrometru KT 1000, poskytují informace o biomechanických efektech v nedostatečích ACL;
- funkční zobrazovací metody pomáhají identifikovat strukturální změny ve vztahu osteoartróze.

Laboratorní studie

- identifikace rozdílů mezi pohlavím v mechanice rizikových pohybů (doskoky, pohyby se změnou směru), které mohou být asociovány s ACL zraněním;
- identifikace biomechanických a nervosvalových proměnných asociovaných s ACL zraněním.

Přehled klinických studií

Délka prodloužení a napětí jednotlivých svazků ACL v různých pozicích kolenního kloubu představuje velmi často řešenou otázku. Hosseini et al. (2009) vyšetřovali prodloužení ACL v průběhu axiálního zatížení tibie v situaci bez zátěže a v situaci plného zatížení tělesnou hmotností. Devět zdravých subjektů bylo naskenováno pomocí metody magnetické rezonance (MRI) ve výše uvedených situacích v rozsahu flexe 0-45°. ACL byl analyzován pomocí tří modelů v závislosti na jednotlivých částech ACL: střední svazek, AM svazek a PL svazek. Výsledky ukázaly, že AM svazek dosáhl maxima relativního prodloužení o 4,4 % ± 3,4 % v okamžiku 30° flexe oproti PL svazku, který dosáhl maxima prodloužení 5,9 % ± 3,4 % v okamžiku 15° flexe. Vlákná PL svazku byla kratší oproti vláknům AM svazku. Nicméně maximum relativního prodloužení PL svazku dosáhlo mnohem většího prodloužení (o 13 %) než vlákna AM svazku (o 3 %) v okamžiku 30° flexe zvýšením axiálního zatížením plnou tělesnou hmotností. Ze závěru vyplývá, že vlákna PL svazku jsou napínána mnohem více než vlákna AM svazku. Podobně Jordan et al. (2007) porovnávali „in vivo“ kinematiku AM a PL svazku ACL během podmínky plně zatížené dolní končetiny. Studie byla řešena na vzorku 7 zdravých subjektů s využitím metody MRI při pohybu z 0° flexe do flexe 135°. Bylo zjištěno, že AM a PL svazek byl nejdelší v nízkém rozsahu flexe a následně došlo ke zkracování obou svazků s narůstající flexí. Úhly elevace a deviace obou svazků byly v nízkém rozsahu flexe podobné a nebyly zjištěny rozdíly v rotaci obou svazků. Yoo et al. (2010) se zabývali podobnou problematikou změny délky svazků ACL v závislosti na různých flexích kolenního kloubu pomocí počítačové tomografie u souboru zdravých subjektů. Byla analyzována délka AM a PL svazku ACL v okamžiku flexe (0°, 45°, 90° a 135°). Autoři uvádějí signifikantní rozdíly mezi délkou PL svazku a ostatními svazky v plné extenzi. Nebyly zjištěny signifikantní rozdíly mezi délkou AM svazku a ostatními svazky ve všech sledovaných flexích kolenního kloubu. Fleming et al. (2001) studovali vliv plného zatížení tělesnou hmotností působící na tibii ve vztahu k napětí ACL. Napětí ACL bylo měřeno pomocí DVRT zařízení implantovaného na AM svazek ACL u 11 subjektů. Napětí ACL bylo měřeno „in vivo“ v podmínkách fixované dolní končetiny, u které byla možná

nezávislá aplikace střížné síly v anteriorním a posteriorním směru, momentu síly ve frontální a transversální rovině. Přední střížná síla byla aplikována v rozsahu 0-130 N. Valgózní-varózní moment síly byl aplikován v rozsahu od -10 Nm do 10 Nm, interní a externí rotační moment v rozsahu od -9 Nm do 9 Nm v předem nastavené flexi kolenního kloubu 20°. Výsledky ukázaly, že došlo k signifikantnímu nárůstu napětí ACL při aplikaci přední střížné síly v kombinaci s interním rotačním momentem síly na proximální část tibie. Aplikace momentů sil ve frontální rovině v kombinaci s externím rotačním momentem síly měl menší efekt na napětí ACL při plném zatížení tělesnou hmotností. Beynnon et al. (1995) vyšetřovali napětí ACL během rehabilitačních aktivit na vzorku 11 subjektů s normální funkcí ACL. Subjektům bylo na ACL aplikováno měřící zařízení DVRT. Bylo zjištěno, že ve flexi 10° a 20° s přidanou zátěží 45 N na dolní končetinu, vykazoval ACL během aktivní extenze vyšší napětí než bez přidané zátěže. Izometrická svalová kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního produkovala významné napětí ACL ve flexi 15° a 30°, zatímco ve 30° a 60° nebyly zaznamenány žádné změny v délce ACL. Simultánní kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů produkovala signifikantní napětí pouze u 15° flexe, zatímco ve větší flexi nebylo zaznamenáno další napětí ACL.

Jsou známy studie, které se zabývají problematikou nepřímého měření délky ACL. Fleming et al. (1993) srovnávali posunutí tibie v anteriorním směru a napětí AM svazku ACL prostřednictvím „in vivo“ studie. Napětí AM svazku ACL bylo měřeno pomocí Hallova zařízení implantovaného přímo na AM svazek ACL u 5 zdravých subjektů. Dále bylo zjištěno napětí AM svazku ACL během Lachmanova testu nepřímým měřením pomocí arthrometru v rozsahu flexe kolenního kloubu od 30-90°. Zjištěné napětí AM svazku ACL a posunu tibie v anteriorním směru bylo srovnáváno pomocí regresního modelu. Autoři hledali odpověď na otázku, zda posun tibie v anteriorním směru může predikovat napětí AM svazku ACL. Výsledky ukázaly, že napětí AM svazku ACL v okamžiku 150 N přední střížné síly a 30° flexe bylo signifikantně vyšší než aplikace 150 N přední střížné síly v 90° flexe. Během působení přední střížné síly ve 30° flexi byla zjištěna signifikantní korelace mezi napětím AM svazku ACL a posunem tibie v anteriorním směru (0,59). Nicméně nebyla zaznamenána významná korelace při 90° flexi. Proto napětí AM svazku ACL nebylo v 90° flexi v tomto experimentu přesně predikováno. Podobně v případové studii zjišťovali Cerulli et al. (2003) rozdíl v napětí ACL stanoveným Lachmanovým testem a napětím ACL měřeným „in vivo“ během pohybového úkolu s rychlou decelerací. Subjekt provedl s nainstalovaným DVRT zařízením odraz s následným doskokem do vzdálenosti 1,5 m. Z výsledků vyplývá, že napětí

zjištěné pomocí Lachmanova testu bylo nižší ($2\% \pm 0,17\%$) než při přímém měření pomocí DVRT zařízení během doskoku ($5,47\% \pm 0,28\%$).

Další možnosti při vyšetřování vlivu vnějších faktorů na ACL poskytuje metoda fluoroskopie. Torry et al. (2011) zjišťovali vztah mezi působením přední střížné síly, extenzním momentem a posunem tibie vůči femuru u žen během doskoku při využití 2D fluoroskopie v kombinaci s kinematickou analýzou pohybu. Subjekty provedly seskok z výšky 40 cm s doskokem na obě dolní končetiny. Nebyly zjištěny signifikantní vztahy mezi maximy přední nebo zadní střížné síly a maximy posunutí tibie v anteriorním a laterálním směru a mezi maximem extenzního momentu a maximy posunutí tibie v anteriorním a laterálním směru. Závěry ukazují, že ženy vykazovaly vysoké hodnoty extenzního momentu a přední střížné síly během seskoku s následným doskokem, které nekorespondovaly s vysokým posunutím tibie vůči femuru v anteriorním a laterálním směru. Van de Velde, Gill a Li (2008) kombinovali přístup pro hodnocení kinematiky ACL „in vivo“ a „in vitro“. Výsledky kinematiky 9 vzorků kolenních kloubů pomocí robotického testovacího systému ukázaly, že ACL po rekonstrukci neovlivňuje pouze změna posunutí v anteriorním směru a rotace tibie v transversální rovině, ale také větší posunutí tibie v mediálním směru. Následné měření „in vivo“ provedené fluoroskopickou zobrazovací metodou odhalilo podobné výsledky. Bylo zjištěno zvýšené posunutí tibie v mediálním směru o 1 mm mezi 15° až 90° flexe kolenních kloubů po rekonstrukci ACL se zvýšeným posunutím v anteriorním směru o 3 mm a interní rotací tibie o 2° v nízkém rozsahu flexe. Analýza tibiofemorálního místa kontaktu chrupavek ukázala posun posteriorním směrem vlivem zvýšeného posunutí tibie v anteriorním směru. Závěry naznačují, jak ruptura ACL iniciuje posloupnost změn, které vyústí v abnormální tibiofemorální kontakt v sagitální i frontální rovině. Tyto změny mohou v budoucnu dále negativně ovlivňovat kinematiku během provádění pohybové činnosti. Myers et al. (2012) hledali odpověď na otázku, jak ACL a další pasivní a aktivní struktury kolenního kloubu omezují posunutí tibie v anteriorním směru a rotaci tibie vůči femuru v různých pohybových úkolech při zvyšující se kontrakci čtyřhlavého svalu stehenního. Deset žen bylo měřeno metodou dvourozměrné fluoroskopie ve čtyřech pohybových úkolech (pomalá extenze, chůze rychlostí 90 kroků za minutu, maximální úsilí při produkci izometrické síly v 70° flexe kolenního kloubu a doskok s výšky 40 cm s maximálním vertikálním odrazem). Doskok produkoval signifikantně větší posunutí tibie v anteriorním směru ($5,6 \pm 1,9$ mm) než během chůze ($3,1 \pm 2,2$ mm). Během volné extenze ($2,6 \pm 2,1$ mm) nebyly zjištěny signifikantní rozdíly mezi doskokem a izometrickou kontrakcí ($5,0 \pm 1,9$ mm).

Dále nebyly zjištěny signifikantní rozdíly v maximu interní rotace tibie mezi doskokem ($19,4^\circ \pm 5,7^\circ$), izometrickou kontrakcí ($15,9^\circ \pm 6,7^\circ$) a volnou extenzí ($14,5^\circ \pm 7,7^\circ$), které produkovaly významně větší interní rotaci než chůze ($3,9^\circ \pm 4,2^\circ$). Extenzní moment síly významně narůstal mezi pohybovými úkoly, přičemž nejvyšší byl zaznamenán u doskoku ($140,2 \pm 26,2$ Nm). Ze závěrů vyplývá, že signifikantní zvýšení posunutí tibie v anteriorním směru souvisí s nárůstem externího zatížení, které způsobuje nárůst kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního. Nebyly zjištěny rozdíly v interní rotaci mezi doskokem, izometrickou kontrakcí a extenzí. Hodnoty posunu tibie v anteriorním směru a interní rotace byly v normálním rozsahu pohybu.

Další velmi využívanou metodu při analýze pohybových úkolů asociovaných s rizikem ACL představuje elektromyografie. Colby et al. (2000) vyšetřovali aktivaci čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů ve vztahu k flexi kolenního kloubu během pohybů se změnou směru, pohybů se změnou směru křížným krokem, pohybů se zastavením a doskoků. Studie se zúčastnilo 15 rekreačních sportovců, u kterých byla měřena flexe v kolenním kloubu a elektromyografická aktivita čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů. Výsledky ukázaly vysokou aktivaci čtyřhlavého svalu stehenního začínající právě před kontaktem chodidla s podložkou. Během těchto pohybových úkolů přesahovaly hodnoty aktivace čtyřhlavého svalu stehenního maximum izometrické kontrakce. Aktivace hamstringů začala až po kontaktu chodidla s podložkou. Maximum aktivace čtyřhlavého svalu stehenního dosahovalo ve všech pohybových úkolech 161 % maxima jeho volné svalové kontrakce, zatímco aktivace svalové kontrakce hamstringů byla v tomto okamžiku 14 %. Počáteční kontakt chodidla s podložkou nastal průměrně v okamžiku 22° flexe kolenního kloubu ve všech pohybových úkolech. Výsledky ukázaly, že nízká úroveň aktivace hamstringů v kombinaci s nízkou flexí kolenního kloubu v okamžiku kontaktu chodidla s podložkou a zároveň velké síly generované čtyřhlavým svalem stehenním mohou produkovat signifikantní posun tibie v anteriorním směru, které může hrát roli u ACL zranění. Ortiz et al. (2008) se zabývali problematikou dvou typů doskoků mezi zdravými subjekty a subjekty po rekonstrukci ACL. Patnáct zdravých a 13 subjektů po rekonstrukci ACL provedlo doskok na jednu dolní končetinu s následným vertikálním odrazem z výšky 40 cm a opakované výskoky a seskoky z výšky 20 cm. Byly zaznamenány kinematické parametry kolenního kloubu, momenty sil kolenního kloubu, reakční síly podložky a elektromyografická aktivita čtyřhlavého svalu stehenního, hamstringů a velkého hýžd'ového svalu na dominantní dolní končetině u zdravých subjektů a na postižené dolní končetině u subjektů po rekonstrukci

ACL. Nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly mezi skupinami v maximech úhlů kyčelního a kolenního kloubu v doskoku s následným vertikálním odrazem. Byly zjištěny statisticky významné rozdíly v nervosvalové aktivitě a přední střížné síle u kategorie žen po rekonstrukci ACL během doskoku s následným odrazem. Nicméně nebyly zaznamenány žádné signifikantní rozdíly ve sledovaných parametrech mezi oběma kategoriemi během opakovaných výskoků a seskoků. Závěry naznačují, že ženy po rekonstrukci ACL disponují nervosvalovou strategií, která dovoluje doskakovat ze stejné výšky jako zdravé subjekty, ale vykazují momenty sil, které mohou být predispozicí zranění ACL v budoucnu, pokud budou provozovat sporty náročné na odrazy a doskoky. Sell et al. (2006) zjišťovali efekt vzdálenosti a reakce během doskoku po odraze v anteriorním směru s následným odrazem do tří směrů na nervosvalové a biomechanické charakteristiky kolenního kloubu u souboru zdravých středoškolských hráčů a hráček basketbalu (18 mužů a 17 žen). Byly sledovány reakční síly podložky, kinematika kolenního kloubu a elektromyografická aktivita během plánovaných a nepředvídatelných doskoků s následným odrazem do tří různých směrů. Z výsledků vyplývá, že směr odrazu a podmínky pohybového úkolu (plánovaný vs. nepředvídatelný) u obou kategorií signifikantně ovlivňuje úhly a momenty sil kolenního kloubu, reakční síly podložky, velikost přední střížné síly a elektromyografické charakteristiky. Navíc byly zjištěny signifikantní rozdíly mezi oběma kategoriemi. Závěry naznačují, že zvláště následný odraz mediálním směrem (odraz z pravé dolní končetiny vlevo) může být velmi nebezpečný vzhledem k ACL zranění. Pollard, Sigward a Powers (2010) vyšetřovali vliv velikosti flexe v kyčelním a kolenním kloubu na rozsah pohybu a momenty sil ve frontální rovině na vzorku 58 hráček fotbalu. Hráčky vykonaly seskok s následným vertikálním odrazem po doskoku ve dvou modifikacích doskokových podmínek (velká flexe vs. malá flexe v kolenním kloubu). Výsledky ukázaly, že subjekty doskakující s nízkou flexí demonstrovaly signifikantně zvýšený valgózní úhel, valgózní moment síly, sníženou absorpci energie v kolenním a kyčelním kloubu a zvýšenou elektromyografickou aktivitu laterální hlavy čtyřhlavého svalu stehenního ve srovnání se subjekty doskakující s velkou flexí v kolenním kloubu. Sportující ženy s limitovaným pohybem v sagitální rovině během doskoku vykazují biomechanický profil, který může zvyšovat riziko zranění předního křížového vazů.

Přehled laboratorních studií

Vzhledem k mnohem vyšší incidenci ACL zranění u žen je velká část studií zaměřená na srovnání rozdílů mezi pohlavími u vnějších faktorů asociovaných s rizikem ACL během

různých pohybových úkolů. Chappell, Yu, Kirkendall a Garrett (2002) srovnávali kinetiku kolenního kloubu mezi pohlavími během doskoku v anteriorním směru s následným pohybem vpřed, odrazem vzhůru a vzad. Studie byla realizována na vzorku 10 mužů a 10 žen. Výsledky ukázaly v kategorii žen signifikantně vyšší hodnoty přední střížné síly oproti kategorii mužů ve všech pohybových úkolech. Všichni zkoumaní vykazovali významně vyšší hodnoty přední střížné síly během doskoku s následným pohybem vzad oproti zbylým dvou typům doskoku. U žen byl zjištěn významně vyšší extenzní a valgózní moment síly ve všech pohybových úkolech. Výsledky naznačily, že ženy vykazují rozdílnou strategii motorické kontroly, která může v konečném důsledku vyústit v ACL zranění z důvodu aplikace významně větší přední střížné síly a valgózního momentu síly. Podobně Yu et al. (2006) vyšetřovali biomechaniku dolní končetiny během doskoku po odrazu v anteriorním směru s následným vertikálním odrazem na vzorku 30 zdravých pohybově aktivních mužů a 30 žen. Výsledky ukázaly, že maximum přední střížné síly a maximum extenzního momentu významně korelovalo s posteriorní a vertikální reakční silou podložky. Dále bylo zjištěno, že úhlová rychlost flexe v kyčelním a kolenním kloubu v počátečním kontaktu rovněž významně korelovala s posteriorní a vertikální reakční silou podložky. Ze závěrů vyplývá, že velký úhel flexe v kyčelním a kolenním kloubu v počátečním kontaktu s podložkou nemusí nutně redukovat impaktní síly během doskoku, ale aktivní nárůst flexe v těchto kloubech může tyto síly snižovat. Rovněž věk má vliv na incidenci ACL zranění u obou kategorií. Yu et al. (2005) zjišťovali vliv věku a pohlaví na kinematiku dolní končetiny u rekreačních hráčů a hráček fotbalu ve věkovém rozmezí 11-16 let. Vyšetřovaný pohyb byl doskok po odrazu v anteriorním směru s následným vertikálním odrazem. Bylo zjištěno, že věk a pohlaví má signifikantní efekt na flexi kolenního kloubu v okamžiku kontaktu s podložkou, maximum flexe kolenního kloubu, úhel kolenního kloubu ve frontální rovině a rozsah pohybu ve frontální rovině. Mladší hráčky fotbalu mají nižší flexi kolenního a kyčelního kloubu v okamžiku kontaktu s podložkou a nižší rozsah pohybu v kolenním a kyčelním kloubu oproti mužům. Tyto rozdíly v pohybových vzorech kyčle a kolene nastávají po 12 roku věku a zvyšují se až do věku 16 let. Joseph et al. (2011) se zaměřili na temporální rozdíly mezi pohlavími během standardizovaného doskoku u atletů. Studie se zúčastnilo 10 mužů a 10 žen. Výsledky ukázaly, že maximum addukce v kyčelním kloubu, valgózního úhlu v koleni a everze v hleznu nastalo signifikantně dříve v kategorii žen. V kategorii žen nastalo maximum addukce v kyčli a maximum valgózního momentu před dosažením maximální flexe kolenního kloubu. V kategorii mužů tomu bylo naopak a obou maxim bylo dosaženo až po dosažení maximální flexe v sagitální rovině. Signifikantní rozdíly byly také zjištěny

ve prospěch větší úhlové rychlosti u kategorie žen. V závěrech autoři naznačují rozdílné strategie v průběhu doskoku mezi oběma pohlavími, kde ženy během doskoku mnohem rychleji realizují pohyb směrem do valgozity, a tím se vystavují vyššímu potenciálnímu riziku ACL zranění.

Studie zaměřené na rozdíly mezi pohlavími lze nalézt i ve volejbalu. Nicméně výběr studií zaměřených na prevenci ACL ve volejbalu je značně omezený. Hughes, Watkins a Owen (2008) zjišťovali rozdíly mezi pohlavím v kinematice dolní končetiny ve frontální rovině během doskoku po bloku ve volejbalu. Studie byla realizována na vzorku 6 univerzitních hráčů a hráček. Hráčky vykazovaly oproti hráčům větší maxima valgózního úhlu a větší rozsahy pohybu ve frontální rovině kolenního kloubu vyjádřenými vzájemným posunutím středu kloubů během doskoku. Tento fakt může zvyšovat riziko napětí ACL u žen oproti mužům. Salci et al. (2004) srovnávali doskoky po bloku a po útočném úderu ve volejbalu mezi muži a ženami. Subjekti provedli dva typy doskoků z výšky 40 a 60 cm. Výsledky ukázaly, že ženy vykazovaly signifikantně nižší flexi v kyčelním a kolenním kloubu než muži při doskoku z bloku a doskoku po útočném úderu z výšky 40cm. Byly také zjištěny signifikantní rozdíly v extenzním momentu síly u doskoku po bloku z výšky 60 cm. Ženy vykazovaly větší normalizované maximum reakční síly podložky. Navíc byla potvrzena silná korelace mezi úhlem flexe v kolenním kloubu a silou čtyřhlavého svalu stehenního u mužů, ale u žen potvrzena nebyla. Závěry potvrzují rozdílnou mechaniku dolní končetiny během sledovaných doskoků u mužů a žen. Velká část studií je řešena pouze na ženských subjektech z důvodu vysoké incidence ACL zranění. Hughes et al. (2010) řešili rozdíly mezi pohlavími v kinetice kolenního kloubu ve frontální a sagitální rovině během doskoku po bloku ve volejbalu. Ženy vykazovaly nižší normalizovaný extenzní moment síly na začátku latentní fáze svalové aktivity než muži. Naopak maximum normalizovaného valgózního momentu síly bylo signifikantně vyšší u žen. Větší maximum valgózního momentu indikuje pravděpodobně přetížení svalů kolenního kloubu během doskoku a tím pádem zvýšení napětí pasivních struktur kolenního kloubu. Zvýšení napětí pasivních struktur v kolenním kloubu může přispívat k větší incidenci výskytu ACL zranění v kategorii žen ve srovnání s kategorií mužů.

Problematika valgózního momentu síly jako prediktoru ACL zranění je také často diskutována. Hewett et al. (2005) řešili pomocí prospektivní studie rizikové faktory asociované s později utrpeným ACL zraněním na souboru 205 žen participujících ve sportech s vysokým rizikem ACL zranění, jako je fotbal, basketbal a volejbal. Kinetická a kinematická

data byla získána v průběhu doskoku s následným odrazem. Výsledky ukázaly, že 9 sportovkyň utrpělo v průběhu roku ACL zranění. Tyto hráčky byly srovnávány se zbytkem nezraněných hráček. Zraněné hráčky vykazovaly o 8° větší valgózní úhel, měly 2,5 krát větší valgózní moment síly a o 20 % vyšší reakční sílu na podložce. Výsledky dále naznačují, že valgózní moment predikoval ACL zranění z 73%. Pohyb a zatížení kolenního kloubu v průběhu doskoku je prediktorem rizika ACL zranění. Myer et al. (2010) prostřednictvím prospektivní studie validovali nástroj pro identifikaci sportovců s vysokým rizikem ACL zranění. Jako hlavní prediktivní faktor byl zvolen valgózní moment síly kolenního kloubu. Z výsledků vyplývá, že sportující ženy, u kterých byly zjištěny během doskoku vysoké hodnoty valgózního momentu, se v budoucnu mohou nacházet ve zvýšeném riziku vzniku ACL zranění. Navíc zvýšený rozsah pohybu ve frontální a sagitální rovině, tělesná hmotnost, délka tibie a poměr mezi silou čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů (Q-H) predikují vysoký valgózní moment síly. Podobně Goetschius et al. (2012) použili v prospektivní studii stejné proměnné jako Myer et al. (2010). Data byla získána v průběhu doskoku po seskoku z plošiny na souboru 1855 aktivně sportujících žen. Získaná data byla poté vyhodnocena pomocí klinického algoritmu ve vztahu k ACL zranění. Asociace mezi valgózním momentem a ACL zraněním byla poté stanovena regresní analýzou. K celkovému počtu 20 žen, které utrpěly ACL zranění, bylo vypárováno 45 kontrolních subjektů. Nebyl potvrzen vztah mezi rizikem ACL zranění a pravděpodobností vysoké hodnoty valgózního momentu určené prostřednictvím klinického algoritmu.

Řada studií se zabývá analýzou různých pohybových úkolů, jako jsou různé typy doskoků nebo pohyby se změnou směru a jejich vztah k riziku vzniku ACL. Kristianslund a Krosshaug (2013) se zaměřili na rozdíly mezi třemi specifickými typy doskoků po seskoku z plošiny a třemi specifickými typy pohybů se změnou směru do stran. Studie se zúčastnilo 120 elitních hráček házené. Výsledky naznačují zásadní rozdíly mezi doskoky a pohyby se změnou směru. Byl zjištěn valgózní moment, který byl šest krát vyšší u pohybů s rychlou změnou směru oproti doskokům ($1,58 \pm 0,60$ Nm/kg vs. $0,25 \pm 0,16$ Nm/kg). Dále byla zjištěna nízká korelace pro valgózní moment síly (0,135) v závislosti na typu pohybového úkolu a střední korelace pro úhel ve frontální a sagitální rovině. Ze závěrů vyplývá, že jednotlivé pohybové úkoly jsou řešeny rozdílnými pohybovými vzory, což dokládá nekonzistentnost valgózního momentu síly v analyzovaných pohybových úkolech. Cowley et al. (2006) se zaměřili na nervosvalové rozdíly mezi standardizovaným seskokem s následným odrazem a vybraným pohybem se změnou směru a dále na rozdíly mezi dominantní a nedominantní stranou těla

u 30 hráček basketbalu a fotbalu. Byly analyzovány reakční síly podložky, valgózní úhel a valgózní moment síly ve dvou výše popsáných pohybových úkolech. Hráčky basketbalu vykazovaly větší reakční sílu podložky a sníženou dobu kontaktu s podložkou během doskoku, zatímco hráčky fotbalu vykazovaly větší reakční síly podložky a kratší dobu kontaktu s podložkou během pohybu se změnou směru. Obě skupiny hráček měly větší valgózní úhel v okamžiku počátečního kontaktu i v okamžiku maxima flexe kolenního kloubu během realizace pohybu se změnou směru. Větší valgózní moment byl zjištěn na dominantní končetině u pohybu se změnou směru. Závěry naznačují rozdíly v nervosvalové kontrole v závislosti na pohybovém úkolu a druhu sportu.

Cortes, Onate a Van Lunen (2011) vyšetřovali rozdíly v kinematických a kinetických parametrech mezi třemi standardizovanými pohybovými úkoly běžně využívanými pro hodnocení rizikových faktorů ACL zranění (seskok z plošiny, pohyb se změnou směru a pohyb s obratem o 180°). Studie se zúčastnilo 19 hráček fotbalu, které vykonaly v průběhu experimentu standardizovaný seskok a pohyb se změnou směru a pohyb s obratem o 180° v nepředvídatelných podmínkách. Pohyb s obratem o 180° vykazoval nižší flexi v kolenním kloubu a větší valgózní úhel než pohyb se změnou směru v okamžiku maxima reakční síly podložky. Pohyb s obratem o 180° měl větší maximum posteriorní reakční síly podložky ($0,8 \pm 0,3$ BW) než standardizovaný seskok ($0,3 \pm 0,06$ BW) a než pohyb se změnou směru ($0,3 \pm 0,1$ BW). Stejně tak byl zjištěn u pohybu s obratem o 180° nejvyšší valgózní moment síly ($0,72 \pm 0,3$ Nm/kg·m) než u standardizovaného seskoku ($0,14 \pm 0,07$ Nm/kg·m) a pohybu se změnou směru ($0,17 \pm 0,5$ Nm/kg·m). Během pohybu s obratem o 180° subjekty vykazovaly mnohem vzpřímenější postavení těla, která může mít vliv na větší zatížení kolenního kloubu, a tím většího napětí ACL. Bates, Ford, Myer a Hewett (2013) zjišťovali rozdíly mezi dvěma následnými doskoky po seskoku z výšky 31 cm ve vztahu k ACL zranění. Experiment byl realizován na vzorku 239 hráček basketbalu seniorské kategorie. Výsledky ukázaly větší úhel addukce v kyčli, valgózní úhel a moment síly kolenního kloubu u prvního doskoku oproti doskoku druhému. Druhý doskok vykazoval menší úhel flexe a momentů sil v kyčelním a kolenním kloubu oproti prvnímu doskoku. Navíc druhý doskok demonstroval větší stranovou asymetrii v kinematice a kinetice kyčelního a kolenního kloubu ve frontální a sagitální rovině. Autoři naznačují, že v pořadí druhý doskok může být lepším nástrojem pro hodnocení rizik ACL zranění u seniorských hráček basketbalu. Ferrer et al. (2013) analyzovali kinetiku a kinematiku v transversální rovině v podmínkách plně zatížené dolní končetiny u subjektů s ACL zraněním. Studie se zúčastnilo 8 subjektů s chronickým

postižením ACL a každý z nich vykonal výskok s obratem o 180° s následným doskokem a výskok s překřížením. Analýza momentů sil v transversální rovině vykazala kolísání během doskoku s překřížením, kde počáteční nízké hodnoty byly následovány mnohem vyššími hodnotami ve skupině se zraněním ACL oproti kontrolní skupině. Výskok s obratem byl charakterizován nižšími hodnotami během celé oporové fáze ve skupině s ACL postižením s výjimkou signifikantních rozdílů ve středové části oporové fáze. Ze závěrů vyplývají rozdílné vzory řešení analyzovaných pohybových úkolů. Navíc nebyly potvrzeny tendence ke zvýšení interní rotace tibie a nestabilitě během rotace v transversální rovině.

2.4.3. Studie založené na počítačových simulacích

Studie založené na počítačových simulacích využívají data získána z „in vitro“ a „in vivo“ studií jako výchozí pro simulaci zatížení struktur kolenního kloubu pomocí specializovaných softwarů. Quatman et al. (2010) uvádějí výhody, limitace a možnosti aplikace pro výzkum v oblasti ACL u jednotlivých typů studií.

Výhody:

- odhadují biomechaniku interních struktur kloubu;
- biomechanická data získána „in vivo“ mohou být použita jako vstupní data pro různé modely a počítačové simulace;
- rozšiřuje analýzu pohybu ve vztahu ke kinematice a kinetice pasivních struktur;
- možné použití v simulaci mechanismu zranění;
- relativně dostupný software.

Limitace:

- modely jsou často zjednodušovány kvůli složitosti kloubů;
- nezbytnost určitého odhadu vlastností struktur, místa spojení pasivních struktur;
- modely musí být validovány (v ideálním případě s „in vivo“ a „in vitro“ daty), může být obtížné získat adekvátní data z populace, na kterou je studie zaměřena.

Aplikace ve výzkumu ACL

- simulace ACL zranění v různých pohybových úkolech;
- identifikace možných strategií, snížení rizika vzniku ACL zranění;

- rozšíření biomechanických a epidemiologických analýz pohybu ve vztahu reakčním silám podložky a vlivu externích podmínek zátěže na napětí ACL.

Lin et al. (2009) validovali stochastický biomechanický model pro rizika a rizikové faktory nekontaktního ACL zranění z hlediska pohlaví jako rizikového faktoru ACL zranění. Model ACL zátěže byl navržen na základě Monte Carlo simulace pro odhad míry ACL zranění během doskoku v horizontálním směru s následným výskokem. Hustota distribuce nezávislých proměnných modelu byla určena na základě „in-vivo“ dat získaných na vzorku 40 sportujících mužů a 40 žen. Simulované ACL zranění bylo poté definováno jako maximum zátěže ACL větší než 2250 N pro muže a 1800 N pro ženy. Míra rizika ACL zranění byla vyjádřena jako poměr pravděpodobnosti ruptury ACL mezi kategorií mužů a žen. Míra rizika ACL zranění určena prostřednictvím scholastického biomechanického modelu byla $4,96 \pm 0,22$ zranění. Predikovaná flexe kolenního kloubu v okamžiku maxima napětí ACL byla u žen $22^\circ \pm 8^\circ$ a u mužů $24,9^\circ \pm 5,6^\circ$. V následující studii použili Lin et al. (2012) stejnou metodu pro simulaci nekontaktního ACL zranění během doskoků s následným odrazem. Během simulovaného ACL zranění v průběhu doskoku vykazovaly ženy a muži signifikantně menší flexi kolenního kloubu, větší normalizované maximum posteriorní a vertikální reakční síly podložky, větší valgózní moment síly, větší sílu zjištěnou na patelární šlaše, větší sílu čtyřhlavého svalu stehenního, větší extenzní moment v kolenním kloubu, větší přední střížnou sílu ve srovnání se simulovanými pokusy při, kterých zranění ACL nevzniklo. Prostřednictvím počítačové simulace zjišťovali Shin, Chaudhari a Andriacchi (2009) vliv izolovaného valgózního momentu síly na napětí ACL během doskoku na jednu dolní končetinu. Data valgózního momentu síly z „in vivo“ studie byla aplikována do 3D dynamického modelu kolenního kloubu testovaného na simulaci napětí ACL. Bylo analyzováno napětí ACL, valgózní úhel, rotace tibie a napětí mediálního kolaterálního vazy kolenního kloubu. Studie ukazuje, že se napětí ACL zvyšuje nelineárně se zvyšujícím se valgózním momentem síly. Subjekty s přirozeně vysokým valgózním momentem síly vykazují větší senzitivitu zvyšujícího se napětí ACL spolu s nárůstem valgózního momentu síly. Navíc dochází k externí rotaci tibie, která dále zvyšuje valgózní moment síly. Ze závěrů vyplývá, že valgózní moment síly zvyšuje napětí ACL během doskoku na jednu dolní končetinu. Nicméně samotný valgózní moment síly nemůže být dostatečný pro rupturu ACL bez souběžného poškození mediálního kolaterálního vazy (MCL). Důvodem je kombinovaná externí rotace tibie a zvyšující se napětí v MCL, které zabrání dalšímu proporcionálnímu zvyšování vysokých hodnot valgózního momentu. Výška seskoku taktéž hraje důležitou roli

v zatížení ACL. Kar a Quesada (2012) zjišťovali vliv zvyšující se výšky během doskoku s následným výskokem na valgózní úhel a externí momenty sil na souboru 11 rekreačních sportovkyň. Výsledky ukazují zvyšující se valgózní moment síly a valgózní úhel v závislosti na zvyšující se výšce seskoku. Zvýšení výšky seskoku z 30 cm na 50 cm vedlo ke zvýšení maxima valgózního momentu ze $40,5 \pm 3,2$ Nm na $43,2 \pm 3,7$ Nm, zvýšení napětí ACL z $9,3 \pm 3,1$ % na $13,7 \pm 1,1$ % a zvýšení maxima síly působící na ACL z $1056,1 \pm 71,4$ N na $1164,4 \pm 123,8$ N srovnatelných na levé a pravé straně. Prodloužení jednotlivých svazků ACL v závislosti na flexi kolenního kloubu je také simulováno pomocí počítačových modelů. Li, et al. (2004) zjišťovali vliv flexe kolenního kloubu na prodloužení AM a PL svazku ACL v podmínkách plného zatížení dolní končetiny během flexe v kolenním kloubu pomocí 3D počítačové simulace. Výsledky ukázaly, že AM svazek ACL měl relativně konstantní délku v rozsahu od plné extenze do 90° flexe. Délka PL svazku ACL klesala s narůstající flexí kolenního kloubu. Data naznačují reciproční funkci mezi AM a PL svazkem ACL v závislosti na vzrůstající flexi kolenního kloubu. Svazek AM hraje důležitější roli v nízkém rozsahu flexe, zatímco PL svazek hraje mnohem důležitější roli ve větších flexích kolenního kloubu. Podobný problém řešili Iwahashi et al. (2008), kteří srovnávali délku všech tří svazků ACL v závislosti na flexi kolenního kloubu u 9 subjektů v rozsahu flexe od $0-150^\circ$ pomocí 3D virtuálního modelu. Všechny tři svazky byly signifikantně nejdelší v okamžiku plné extenze a zkracovaly se se zvyšující se flexí kolenního kloubu až do hodnoty flexe 100° . Chen, Yin, Cheng, Li, Chen a Yang (2013) vyšetřovali „in vivo“ kinematiku a pohyb kondylů femuru u subjektů s unilaterální rupturou ACL. Oba kolenní klouby byly zobrazeny v extenzi a flexi 15° , 30° , 60° a 120° pomocí počítačové tomografie a následně byl vytvořen 3D model. Výsledky ukázaly, že u postiženého kolenního kloubu byl laterální kondyl posunut více posteriorně v extenzi a 15° flexe, zatímco pozice mediálního kondylu byla změněna pouze minimálně. Toto způsobuje větší posunutí laterálního kondylu v posteriorním směru a větší externí rotaci femuru vůči tibií. Navíc takto postižený kolenní kloub vykazuje signifikantně redukovaný rozsah pohybu laterálního kondylu v posteriorním směru v rozsahu flexe od 15° - 60° . Vlivem nevýznamných změn v pohybu mediálního kondylu dochází k menšímu posunu v posteriorním směru s redukovaným rozsahem externí rotace během flexe od 15° do 60° . Nebyly zjištěny rozdíly v pohybu kondylů femuru ve frontální rovině mezi postiženým a nepostiženým kolenním kloubem. Ze závěrů vyplývá, že v postiženém kolenním kloubu dochází primárně ke změnám v antero-posteriorním směru u laterálního kondylu, který produkuje nejenom posteriorní subluxaci během nízkého rozsahu flexe, ale také redukuje rozsah pohybu v posteriorním směru během flexe kolenního kloubu od 15°

do 60°. Utturkar et al. (2013) zkoumali efekt valgózního kolapsu kolenního kloubu na prodloužení ACL v okamžiku plné extenze, 30° flexe a v pozici valgózního kolapsu kolenního kloubu (30° flexe, 10° externí rotace tibie a interní rotace v kyčli) na vzorku 8 zdravých mužů. Výsledky ukázaly signifikantní pokles délky ACL směrem od plné extenze ($30,2 \pm 2,6$ mm) do flexe 30° ($27,1 \pm 2,2$ mm). Délka ACL dále poklesla v pozici valgózního kolapsu ($25,6 \pm 2,4$ mm). AM i PL svazek ACL vykazoval podobný trend v poklesu délky ve všech třech vyšetřovaných pozicích. Závěry naznačují, že délka ACL v pozicích blízko plné extenze může být relevantnější rizikový faktor ACL zranění než pozice valgózního kolapsu u mužů.

2.4.4. Metody založené na rozhovoru, dotazníkovém šetření a analýze video záznamu

Metody založené na rozhovoru, dotazníkovém šetření a analýze videozáznamu poskytují důležité informace o události při vzniku ACL zranění. Jejich nevýhodu však představuje nižší přesnost nebo nemožnost identifikace okamžiku vzniku zranění v průběhu pohybové činnosti. Quatman et al. (2010) uvádějí výhody, limitace a možnosti aplikace pro výzkum v oblasti ACL u jednotlivých typů studií.

Výhody:

- přímé pozorování nebo popis mechanismu vzniku zranění.

Limitace:

- nemožnost určit napětí vnitřních struktur;
- kvalita odpovědí v rozhovorech a dotazníkových šetřeních subjektů závisí na schopnosti si vybavit průběh události vedoucí k ACL zranění;
- analýza videozáznamu je závislá na jeho kvalitě i úhlu postavení kamery a schopnosti pozorovatele popsat událost vedoucí k ACL zranění.

Aplikace ve výzkumu ACL

- popis události vedoucí ke zranění (například kontaktní nebo nekontaktní) dále například popis pozice trupu, kolenního kloubu v průběhu vzniku zranění.

Ferretti et al. (1992) objasňovali okolnosti vzniku ACL zranění u hráčů volejbalu napříč všemi výkonnostními kategoriemi v průběhu 10 let v Itálii. Bylo zaznamenáno 52 případů vzniku ACL zranění (10 mužů a 42 žen) v průměrném věku 22,2 let (rozsah od 16-29 let).

Z celkového počtu bylo 37 amatérských hráčů a 15 profesionálů. Dle specializací soubor obsahoval 10 nahrávačů, 42 smečařů a 14 blokařů. Bylo zjištěno, že 32 případů zranění vzniklo během soutěžního utkání a 20 případů vzniklo během tréninku. Během útočného úderu bylo zaznamenáno 38 případů, během blokování 10 případů a během obranných činností v poli 4 případy. Ve 48 osmi případech z 52 došlo ke zranění ACL během doskoku, navíc ve 38 případech došlo k rotaci v transversální rovině. McNair, Marshall a Matheson (1990) zjišťovali okolnosti vzniku ACL zranění u 23 subjektů. Bylo zjištěno, že u 70 % subjektů došlo ke vzniku ACL zranění během švihové fáze pohybu v nekontaktních situacích, 53 % uvádí v okamžiku vzniku zranění interní rotaci tibie v okamžiku mírné flexe kolenního kloubu. Pocit posunu tibie vůči femuru uvádí 61 % subjektů, zatímco výrazný zvuk v okamžiku vzniku zranění uvádí pouze 30 % subjektů. Boden et al. (2000) se v první části studie dotazovali pomocí standardizovaného dotazníku 89 subjektů o události vedoucí k ACL zranění. Nekontaktní mechanismus byl potvrzen u 72 % a kontaktní mechanismus u 28 % subjektů. Bylo potvrzeno, že většina ACL zranění vznikla během švihové fáze pohybu v okamžiku mírné flexe kolenního kloubu. Nekontaktní mechanismus byl klasifikován jako náhlé zpomalení pohybu před změnou směru nebo doskok po odraze, zatímco kontaktní zranění nastávají jako výsledek valgózního kolapsu kolenního kloubu v důsledku působení vnější síly (například protihrače). Druhá část studie je zaměřena na analýzu videozáznamu 27 případů vzniku ACL zranění. Výsledky potvrdily pozici kolenního kloubu v mírné flexi během významného zpomalení pohybu nebo během doskoku. Olsen, Myklebust, Engebretsen, Holme a Bahr (2003) vyšetřovali vztah mezi typem podlahy a rizikem ACL zranění v házené. V průběhu sedmi sezón bylo zaznamenáno 174 ACL zranění, z nichž 53 vzniklo během soutěžních utkání. Závěry naznačují, že mnohem vyšší riziko vzniku ACL zranění bylo zjištěno u kategorie žen na dřevěné podlaze.

Studie zabývající se analýzou videozáznamu jsou uvedeny v kapitole (2.3).

2.5. Vliv doskoků na jednu nebo obě dolní končetiny na zatížení ACL

Pouze dvě studie se zabývaly analýzou doskoků v reálném utkání volejbalu. Tillman et al. (2004) kategorizovali techniku odrazů a doskoků u elitních hráček volejbalu během dvou soutěžních utkání, kde bylo zaznamenáno 1087 odrazů s následným doskokem. Z celkového počtu bylo 487 doskoků při útočném úderu a 603 doskoků při blokování.

Doskoky po útočném úderu byly realizovány v 55 % doskokem na obě dolní končetiny, 35 % doskoků bylo na levou dolní končetinu a 10 % doskoků na pravou dolní končetinu. Během doskoků po bloku bylo zaznamenáno 57 % doskoků na obě dolní končetiny, 16 % doskoků na levou dolní končetinu a 27 % doskoků na pravou dolní končetinu. Podobnou problematiku řešili Lobietti, Coleman, Pizzichillo a Merni (2010), kteří analyzovali dvanáct utkání Italské nejvyšší soutěže. V kategorii mužů bylo zaznamenáno 953 doskoků po bloku. Doskok na obě dolní končetiny byl realizován v 51,2 %, doskok na levou dolní končetinu ve 25,6 % a doskok na pravou dolní končetinu ve 23,2%. V kategorii žen bylo zaznamenáno 1342 doskoků po bloku. Doskok na obě dolní končetiny byl realizován v 58,7 %, doskok na levou dolní končetinu v 19,4 % a doskok na pravou dolní končetinu ve 21,9 %. Ze závěrů vyplývá, že nejvíce doskoků po bloku na jednu dolní končetinu je realizováno středními blokaři (hráči pohybující se v průběhu hry ve středu sítě).

Doskoky na jednu dolní končetinu jsou obecně chápány jako rizikovější pro ACL zranění. Rozdíly mezi různými doskoky na jednu a obě dolní končetiny jsou diskutovány v literatuře. Laughlin et al. (2011) studovali vliv doskoku na jednu dolní končetinu na zatížení ACL u pohybově aktivních žen. Prováděly seskok z plošiny s následným doskokem v situaci „tuhého“ a „měkkého“ doskoku. „Tuhý“ doskok byl charakterizován minimalizací ohybu kolenního kloubu v průběhu doskoku, naopak „měkký“ typ doskoku byl charakterizován maximalizací ohybu v průběhu doskoku. Získaná data byla použita pro modelování doskoků v software OpenSim, kde byly simulovány svalové síly a síly působící na kloub a ACL. Výsledky ukázaly, že „měkký“ typ doskoku vykazoval nižší maximum síly působící na ACL a významně vyšší flexi v kolenním a kyčelním kloubu v okamžiku počátečního kontaktu s podložkou i v okamžiku maximálního napětí ACL. Ze závěrů vyplývá, že změna techniky doskoku jednoduchou instrukcí může ve výsledku změnit průběh doskoku, a tím snížit výsledné zatížení ACL. Podraza a White (2010) zjišťovali efekt různého rozsahu flexe kolenního kloubu v průběhu doskoku na jednu dolní končetinu na reakční síly podložky, momenty sil v kolenním kloubu a vzájemnou koordinaci kontrakce svalů. Studie se zúčastnilo 10 zdravých mužských subjektů, kteří provedli seskok s následným doskokem z výšky 10,5 cm. V závislosti na zvyšující se flexi v kolenním kloubu došlo signifikantnímu nárůstu extenzního momentu síly, k poklesu reakčních sil podložky a vzájemné koordinace kontrakce svalů. Větší hodnoty reakčních sil podložky souvisí s doskokem ve více vzpřímeném postoji a mohou přispívat ke větší zátěži ACL. Zvýšení extenzního momentu síly a nižší vzájemná koordinace kontrakce svalů se vzrůstající flexí naznačuje, že nadměrná kontrakce čtyřhlavého

svalu stehenního nemusí být primární příčina ACL zranění. Ze závěrů dále vyplývá, že strategie doskoků s nižší úrovní reakčních sil podložky v kinematickém řetězci může pomoci v prevenci zranění ACL. Nagano et al. (2009) studovali vliv tří typů doskoků (doskok na jednu dolní končetinu, doskok na jednu dolní končetinu s následným odrazem do strany a doskok na obě dolní končetiny) na 3D kinematiku kolenního kloubu u souboru 24 žen. Výsledky ukázaly, že během doskoku na jednu dolní končetinu s následným odrazem do strany docházelo k významně větší a rychlejší interní rotaci tibie. Navíc úhel ve frontální rovině během doskoku kolísal více než v případě doskoku na jednu dolní končetinu. U doskoku na obě dolní končetiny byla zjištěna největší flexe a největší valgózní úhel v kolenním kloubu v okamžiku prvního kontaktu s podložkou ze všech analyzovaných doskoků. Doskok na jednu dolní končetinu s následným odrazem do strany může být vystaven vyššímu riziku ACL zranění. Důvodem může být větší kolísání a rychlejší nárůst valgózního úhlu v čase a navíc i větší hodnoty interní rotace tibie. Závěry naznačují, že větší valgózní úhel v průběhu doskoku může být asociován s vyšším rizikem ACL zranění.

Shimokochi, Ambegaonkar, Meyer, Lee a Shultz (2013) vyšetřovali změny pozice těla v sagitální rovině během doskoku na jednu dolní končetinu s důrazem na mechanismus ACL zranění. Dvacet subjektů provedlo doskok na jednu dolní končetinu ve dvou modifikacích: doskok s předklonem trupu a doskok ve vzpřímené pozici. Subjekty demonstrovaly větší maximum vertikální reakční síly, větší maximum extenzního momentu síly, menší plantární flexi, menší aktivaci trojhlavého svalu lýtkového a laterální hlavy čtyřhlavého svalu stehenního během doskoku ve vzpřímeném postoji. Tyto výsledky byly zaznamenány u obou pohlaví. Předklon v průběhu doskoku se zdá být ochranným mechanismem ACL z důvodu zvýšení absorpční kapacity a flexe v kolenním kloubu a snížením přední střížné síly kvůli kompresním silám a aktivací čtyřhlavého svalu stehenního. Naopak doskok ve vzpřímeném postoji zvyšuje velikost působení přední střížné síly na ACL. Kernozek, Torry a Iwasaki (2008) zjišťovali rozdíly mezi pohlavími v kinetických a kinematických parametrech během doskoku na jednu dolní končetinu způsobených únavou. Studie se zúčastnilo 14 žen a 16 mužů, kteří provedli doskok na jednu dolní končetinu z výšky 50 cm v situaci bez únavy a v situaci s únavou. Únava byla simulována opakovanými dřepy s volnou činkou s 60 % jednoho opakovacího maxima do odmítnutí. Nervosvalová únava způsobila, že obě kategorie doskakovaly ve větší flexi v kyčelním kloubu. Kategorie mužů vykazovala po únavě větší maximum flexe v kolenním kloubu. U žen nebyla flexe v kolenním kloubu ovlivněna únavou. Muži vykazovali větší varózní úhel, ženy naopak větší valgózní úhel

bez ohledu na vliv únavy. Ženy vykazovaly větší přední střížnou sílu během doskoku ovlivněnou únavou. Obě kategorie vykazovaly nižší extenzní a valgózní moment (vliv únavy, pohlaví i interakce mezi únavou a pohlavím). Ze závěrů vyplývá, že nervosvalová únava způsobuje významné změny kinematických a kinetických parametrů v kategorii žen, které mohou indikovat zátěžový mechanismus ACL.

Distribuce energie během doskoku naznačuje zatížení ACL. Norcross et al. (2010) řešili asociaci mezi absorpcí energie a dalšími biomechanickými faktory (vertikální reakční silou podložky, přední střížnou silou, úhly kolenního kloubu ve frontální a sagitální rovině a momenty sil v kolenním a kyčelním kloubu), které jsou spojovány s ACL zraněním na vzorku 27 subjektů během doskoku na obě dolní končetiny. Z výsledků vyplývá, že výhodnější podmínky snižující zatížení pasivních struktur kolenního kloubu, a tím menšího rizika ACL zranění, jsou asociovány se zvýšenou absorpcí energie v kolenním kloubu, ale nižší absorpcí energie v kyčelním a hlezenním kloubu během doskoku na obě dolní končetiny. Yeow et al. (2011) vyšetřovali strategii absorpce energie v průběhu doskoku na jednu a na obě dolní končetiny na základě kinetických a kinematických dat ve frontální a sagitální rovině. Subjekty vykonaly seskok s následným doskokem na jednu a obě dolní končetiny z výšky 0,6 m. Výsledky ukázaly, že v sagitální rovině byla největší absorpce energie zaznamenána v kyčelním a kolenním kloubu u doskoku na obě dolní končetiny. Kyčelní a hlezenní kloub absorboval nejvíce energie během doskoku na jednu dolní končetinu. Ve frontální rovině působil kyčelní kloub jako primární absorbér energie během doskoku na obě dolní končetiny. Naopak kolenní kloub přispíval nejvíce k absorpci energie v průběhu doskoku na jednu dolní končetinu. Kolenní kloub také vykazoval větší rozsah pohybu ve frontální rovině, momenty sil a absorpci energie během doskoku na jednu dolní končetinu než během doskoku na obě dolní končetiny. Závěry naznačují rozdílné strategie absorpce energie během doskoku na jednu dolní končetinu a doskoku na obě dolní končetiny v sagitální a frontální rovině, kde zatížení ve frontální rovině během doskoku na jednu dolní končetinu může mít vliv na vznik ACL zranění. Decker, Torry, Wyland, Sterett a Steadman (2003) zjišťovali rozdíly mezi pohlavím v kinematice, kinetice a absorpci energie během doskoků z výšky 60 cm u souboru 12 mužů a 9 žen. Ženy demonstrovaly mnohem vzpřímenější polohu těla, využívaly větší rozsah pohybu v kyčli a kotníku s větší úhlovou rychlostí během doskoku než muži. Bylo zjištěno, že kolenní kloub byl primárním absorbérem energie pro obě pohlaví. Druhá největší absorpce byla zjištěna u žen v hlezenním kloubu a u mužů v kyčelním kloubu.

2.6. Souhrn přehledu literatury

Skutečný mechanismus vzniku ACL zranění není i přes intenzivní výzkum v současné době znám. ACL zranění zřejmě vzniká v kombinaci pohybů ve všech třech rovinách než pouze pohybem v jedné rovině (Quatman et al., 2010). Existuje shoda v názorech na zátěžový mechanismus podmiňující signifikantní napětí ACL (Hashemi et al., 2011). Na signifikantní napětí ACL má prokazatelný vliv:

- aplikace přední tibiální střižné síly;
- nízký rozsah flexe kolenního kloubu v průběhu pohybu;
- zpožděná koordinace svalové kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů;
- působení vysokých reakčních sil podložky během latentní fáze svalové činnosti;
- posteriorní sklon tibialního plató;
- zatížení kolenního kloubu ve frontální rovině.

Navrhované, a ve všech typech studií intenzivně zkoumané, mechanismy navazují na definované podmínky zátěžového mechanismu ACL. Navrhované mechanismy vzniku ACL zranění jsou založeny na:

- aplikaci přední tibiální střižné síly;
- zvýšení axiální komprese kolenního kloubu;
- zvýšení valgózního zatížení kolenního kloubu (valgózní kolaps kolenního kloubu) ve frontální rovině;
- zvýšení interní rotace tibie;
- zvýšení externí rotace tibie;
- kombinaci výše uvedených navržených mechanismů.

Nadměrná kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a nedostatečná, zpožděná aktivace hamstringů vytváří přední střižnou sílu, která způsobuje posunutí tibie v anteriorním směru a způsobuje signifikantní napětí ACL, který působí jako primární zdroj omezení proti tomuto posunutí (Berns et al., 1992; DeMorat et al., 2004; Lipps et al., 2012). Tato situace nastává vždy při pohybových činnostech s náhlou změnou rychlosti nebo směru pohybu například při různých typech doskoků (Hughes et al., 2010; Hughes & Watkins, 2008; Laughlin et al., 2011; Lin et al., 2008; Nagano et al., 2009; Norcross et al., 2010; Pflum et al., 2004; Podraza & White, 2010; Ortega et al., 2010; Salci et al., 2004;

Yeow et al., 2011; Yu et al., 2006). Přední střížná síla velmi často působí v kombinaci s momenty sil ve frontální a transverzální rovině. Studie „in vitro“ a „in vivo“ a studie založené na počítačových simulacích demonstrují, že kombinace přední střížné síly, valgózního a interního rotačního momentu síly, stejně tak kombinace axiálního zatížení a interního rotačního momentu a také kombinace axiálního zatížení, valgózního a externího rotačního momentu síly je schopno způsobit signifikantní napětí ACL nebo jeho rupturu (Berns et al., 1992; Dürselen et al., 1995; Beynnon et al., 1995; Hosseini et al., 2009; Shin et al., 2009).

S poklesem flexe kolenního kloubu vzrůstá napětí ACL vlivem přirozeného protažení ACL v závislosti na vzájemném pohybu femuru a tibie, kde navíc výše uvedené kombinace působících sil dále zvyšují napětí ACL v závislosti na poklesu flexe. Studie založené na analýze videozáznamu (Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007; Olsen et al., 2004), studie založené na počítačových simulacích, „in vitro“ (Berns et al., 1992; Dürselen et al., 1995) a „in vivo“ (Beynnon et al., 1995; Hosseini et al., 2009) studie naznačují, že ke vzniku ACL zranění dochází v nízkém rozsahu flexe (0-30°) krátce po počátečním kontaktu s podložkou (od 15 do 60 ms).

Studie „in vivo“ naznačují, že maximum přední střížné síly koresponduje s maximy reakčních sil podložky (Lin et al., 2008; Yu et al., 2006). Pohybové činnosti prováděné ve vzpřímeném postoji s malou flexí v kolenním a kyčelním kloubu a naopak s větším valgózním úhlem jsou charakterizovány většími reakčními silami podložky (Shimokochi et al., 2013). Studie „in vivo“ a studie založené na počítačových simulacích spojují zvýšené riziko ACL zranění s vysokou úrovní reakčních sil podložky, nízkou flexí a velkým valgózním úhlem (Hughes et al., 2010; Joseph et al., 2011; Lin et al., 2012; Salci et al., 2004). Vysoká úroveň reakčních sil podložky, nízká flexe a velký valgózní úhel je často asociován s doskokem na jednu dolní končetinu (Laughlin et al., 2011; Podraza & White 2010). Tento typ doskoku je chápán jako mnohem více rizikový pro vznik ACL zranění než doskok na obě dolní končetiny (Lobietti et al., 2010; Tillman et al., 2004). Navíc ženy dosahují významně rozdílných hodnot v podobných pohybových činnostech asociovaných s vyšším rizikem zranění na rozdíl od mužů (Chappell et al., 2002; Hughes et al., 2010; Joseph et al., 2011).

Různá absorpce energie v jednotlivých kloubech je asociována s rizikem ACL zranění. Studie „in vivo“ naznačují, že vyšší riziko ACL zranění je asociováno se sníženou absorpcí energie

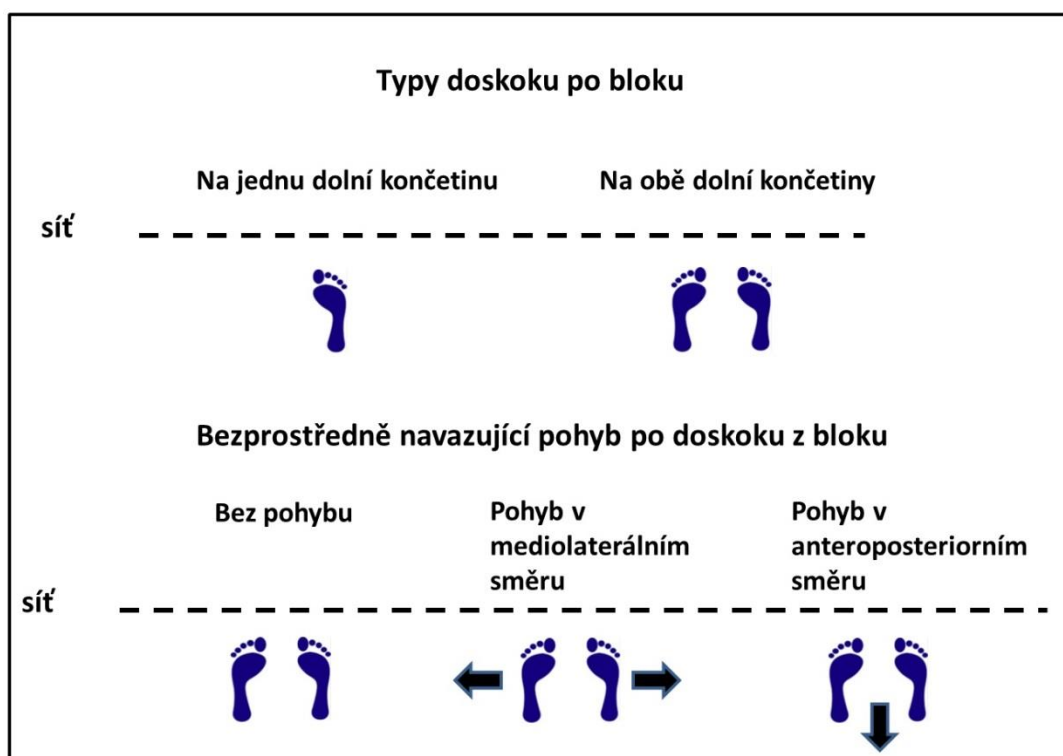
v kolenním kloubu a vyšší absorpcí energie v kyčelním a hlezenním kloubu během pohybové činnosti (Norcross et al., 2010; Yeow et al., 2011).

Předkládaná habilitační práce je složena ze čtyř studií, které řeší vliv specifických doskoků po bloku ve volejbalu na vnější faktory prokazatelně asociované s vysokým rizikem vzniku ACL zranění (úhly a momenty sil v kolenním kloubu ve všech rovinách, reakční síly podložky a absorpci energie v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu). Předchozí studie řeší pouze vliv standardizovaných pohybových úkolů (seskoky s následným vertikálním odrazem, doskoky v anteriorním směru s následným vertikálním odrazem, pohyby s rychlou změnou směru aj.) na výše uvedené vnější rizikové faktory. Habilitační práce poskytuje nové informace o vlivu specifických doskoků po bloku, které se frekventovaně vyskytují v reálné hře na výše uvedené vnější rizikové faktory asociované s ACL zraněním. Na základě výsledků studií prezentovaných v práci předkládáme praktická doporučení pro trenéry volejbalu, která mohou pomoci riziko vzniku ACL zranění ve volejbalu snížit.

3. Metoda

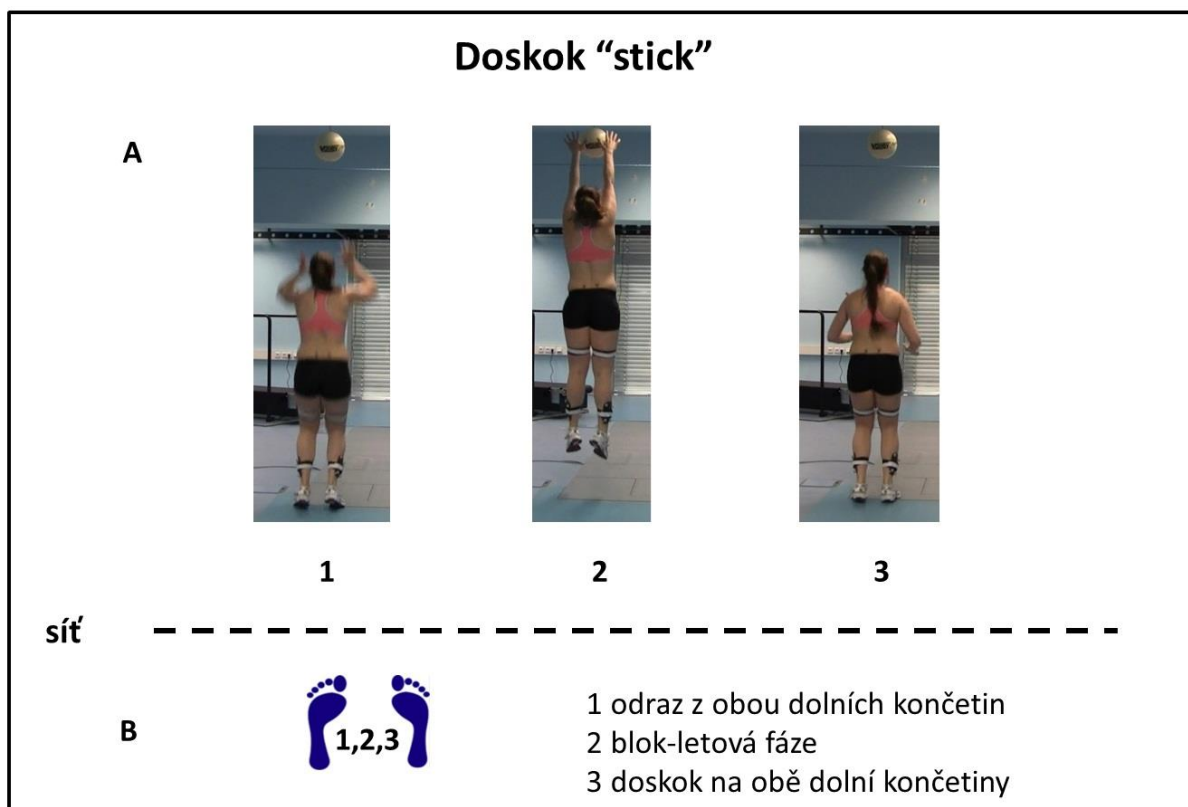
Volba subjektů, protokol, analýza dat a statistická analýza jsou podrobně popsány u každé z dílčích studií 1-4 (kapitoly 4-7). V této kapitole uvádíme pouze popis jednotlivých typů doskoků zařazených do studií 1-4.

Kritéria dělení doskoků po bloku ve volejbalu prezentuje obrázek 3. Všechny typy doskoků mohou být ve hře využity v situaci jak „úspěšného“ i „neúspěšného“ bloku.



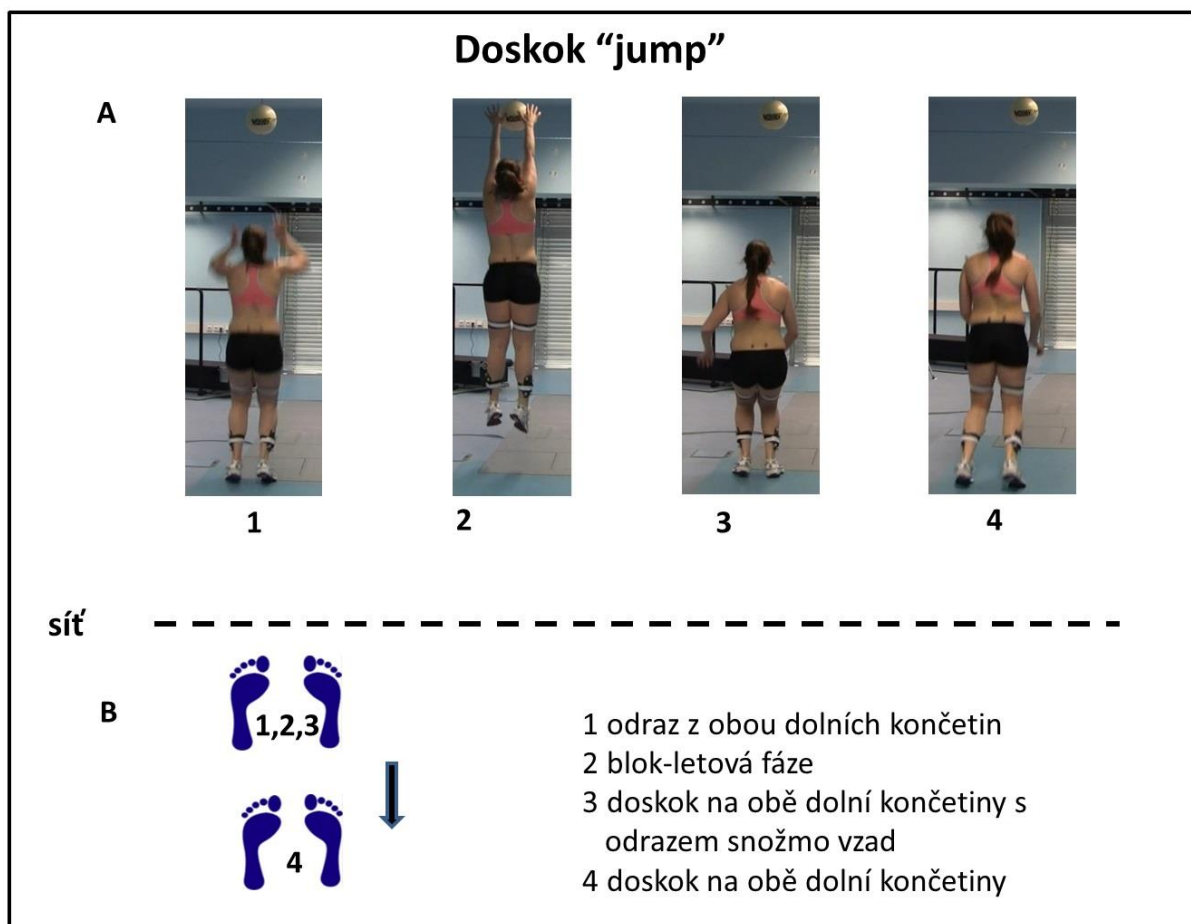
Obrázek 3 Rozdělení doskoků po bloku ve volejbalu

Doskok „stick“ je charakterizován odrazem ve vertikálním směru, kde po provedeném bloku následuje doskok pouze ve vertikálním směru. Tento typ doskoku navíc nezahrnuje následný pohyb po provedeném doskoku. Chodidla jsou v relativně paralelním postavení v průběhu celého doskoku a subjekt je schopen po doskoku stát vzpřímeně na místě bez ztráty rovnováhy (Obrázek 4).



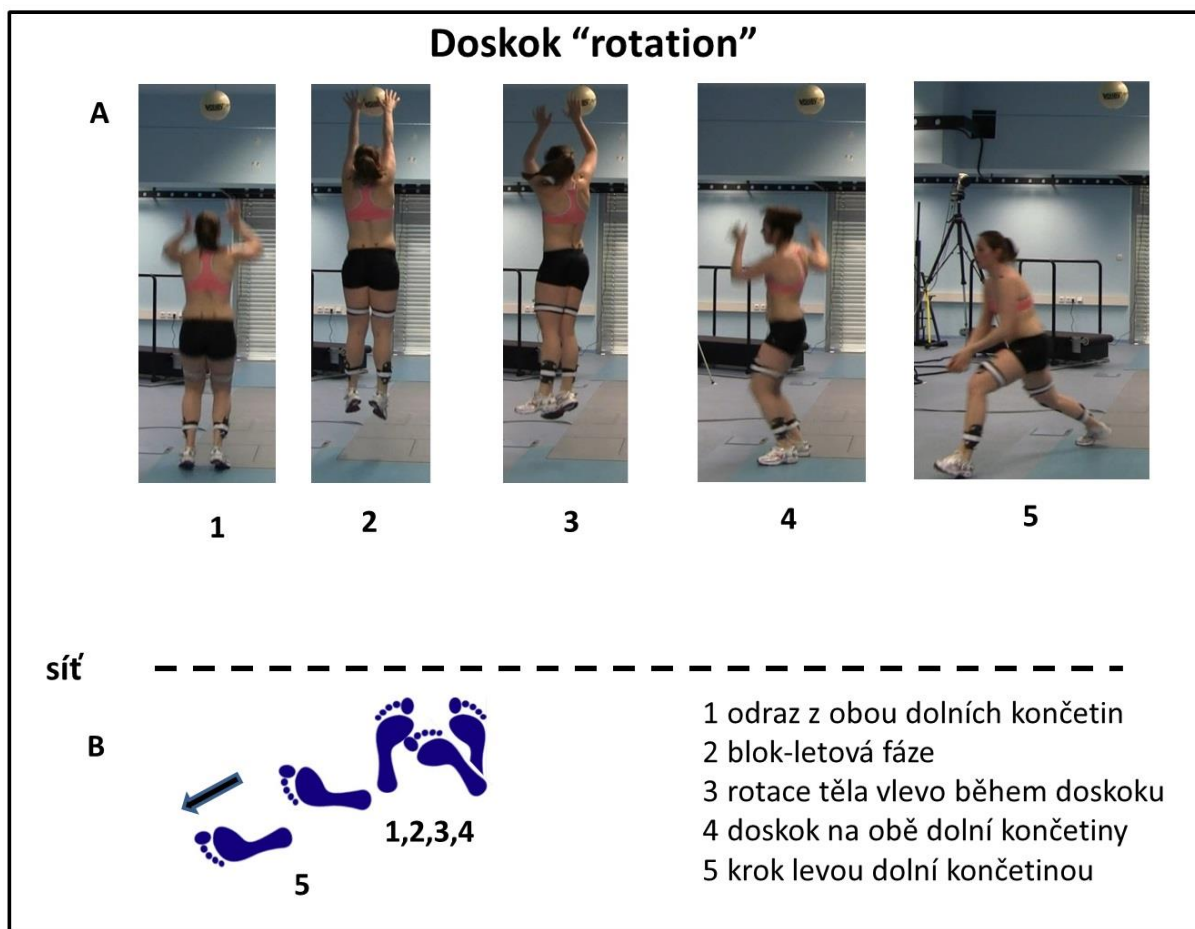
Obrázek 4 Doskok typu „stick“: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku

Doskok „jump“ je charakterizován odrazem ve vertikálním směru, kde po provedeném bloku následuje doskok ve vertikálním směru a po doskoku následuje odraz snožmo vzad od sítě z obou dolních končetin provedený bezprostředně po kontaktu s podložkou (Obrázek 5).



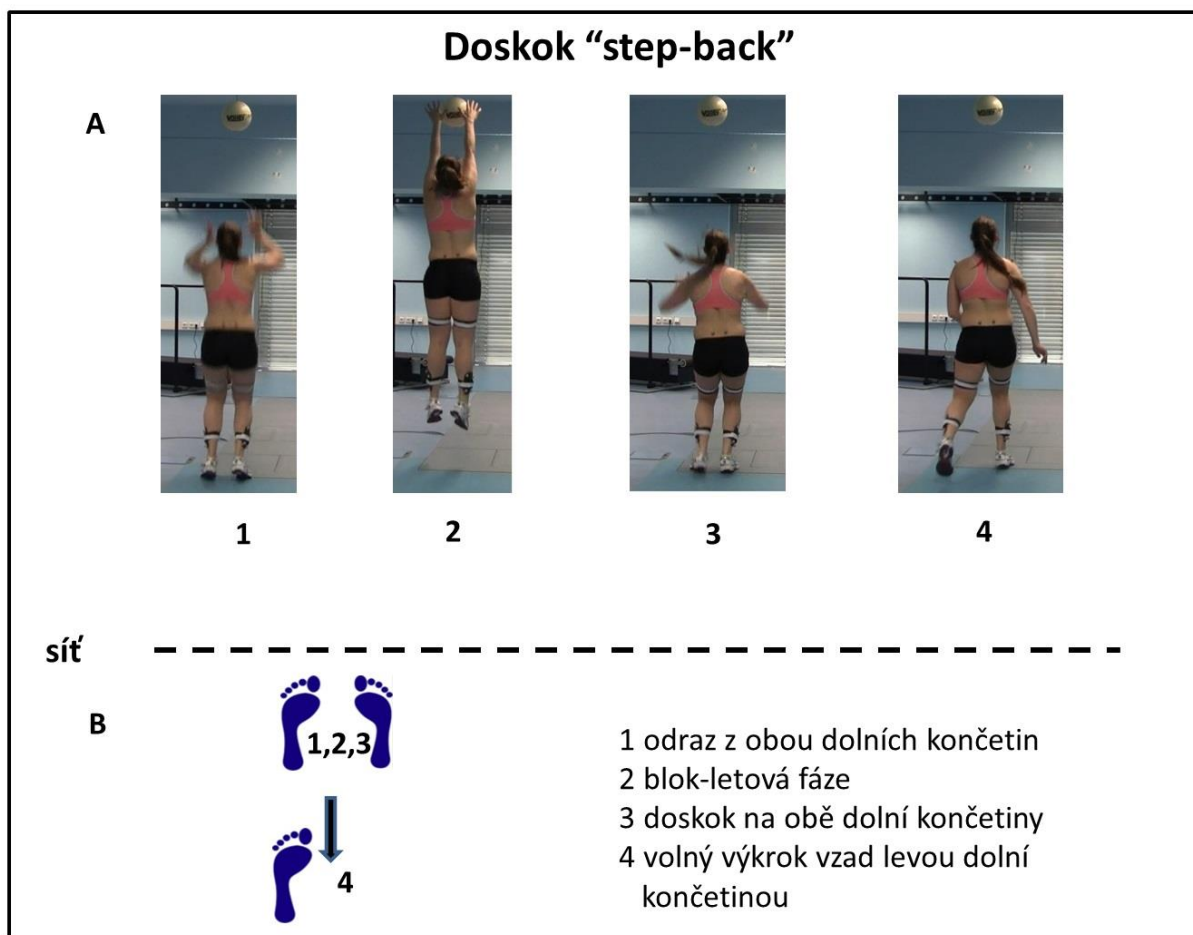
Obrázek 5 Doskok typu „jump”: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku

Doskok „rotation” je charakterizován odrazem i doskokem pouze ve vertikálním směru. Po provedeném bloku doskok zahrnuje rotaci těla během letové fáze s následným výkrokem levé dolní končetiny směrem 45° od sítě bezprostředně po doskoku (Obrázek 6).

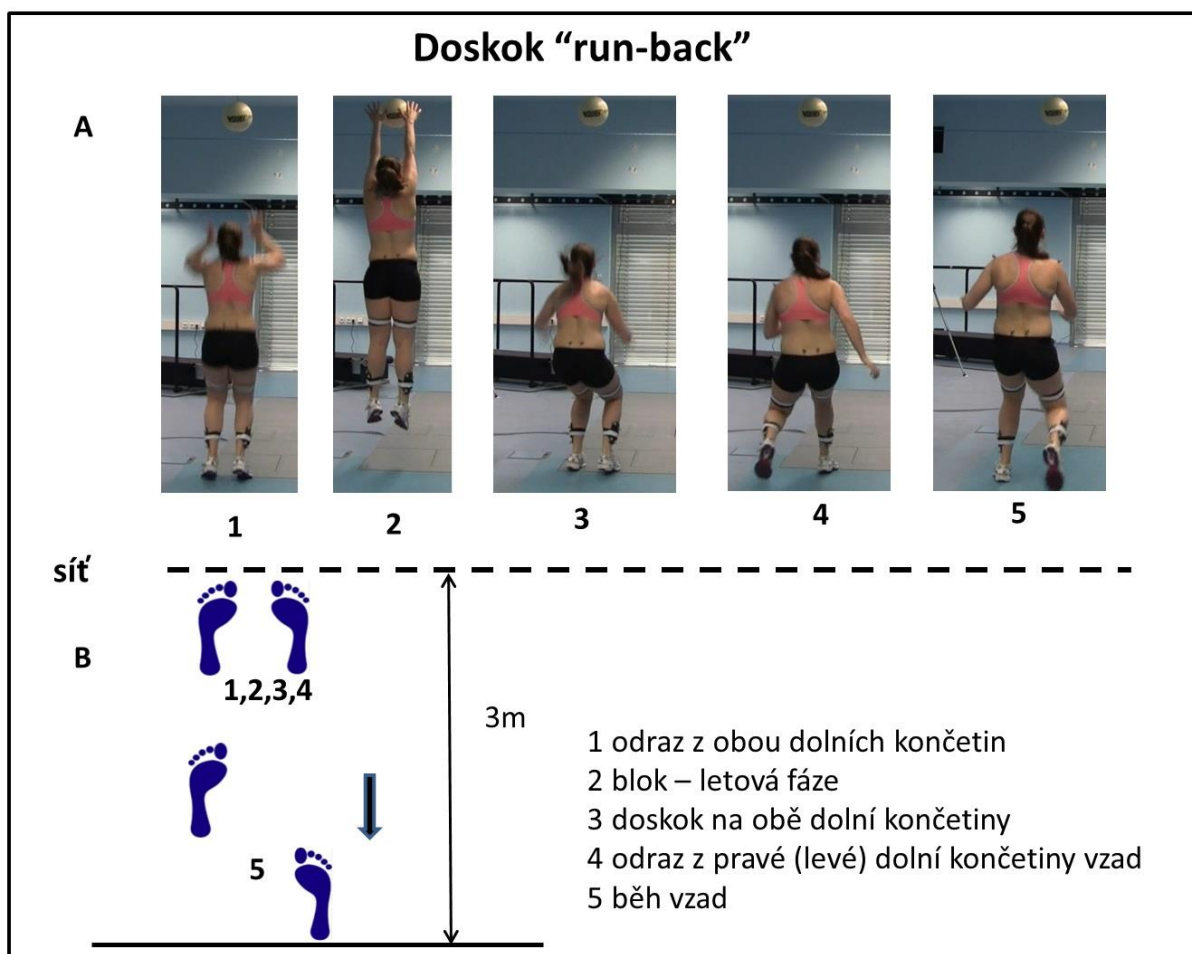


Obrázek 6 Doskok typu „rotation”: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku

Doskoky „step-back” a „run-back” představují část strategie hry, při níž subjekt odstupuje vzad směrem od sítě (jeden krok vzad v případě doskoku „step-back” a přibližně do vzdálenosti 3 m v případě doskoku „run-back”). Chodidla jsou v relativně paralelním postavení v okamžiku kontaktu s podložkou a subjekt odstupuje od sítě výkrokem levé dolní končetiny bezprostředně po doskoku (Obrázky 7, 8).



Obrázek 7 Doskok typu „step-back“: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku



Obrázek 8 Doskok typu „run-back”: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku

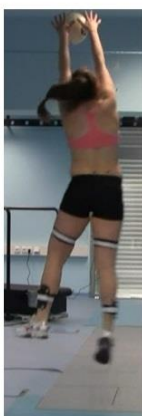
Doskoky „side stick”, „reverse” and „go” jsou provedeny v kombinaci vertikálního a mediolaterálního pohybu podél sítě (Obrázky 9, 10, 11). Subjekt se odráží z jednoho místa a po provedeném bloku doskakuje podél sítě do jiného místa. Popisované situace jsou řešeny a popisovány zleva do prava ve výchozím postavení hráče čelem k síti. Doskok „side stick” nezahrnuje žádný následný pohyb po doskoku na obě dolní končetiny. Během doskoku „go” subjekt doskakuje na pravou dolní končetinu a bezprostředně po doskoku provede krok levou dolní končetinou v původním směru podél sítě směřující ven z hřiště. Během doskoku „reverse” subjekt doskakuje na pravou dolní končetinu a bezprostředně po doskoku provede krok levou nohou v opačném směru oproti původnímu směru pohybu.

Doskok "side-stick"

A



1



2

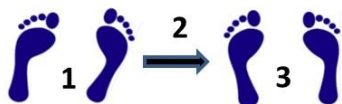


3

síť



B



- 1 odraz z obou dolních končetin
- 2 let podél sítě
- 3 doskok na obě dolní končetiny

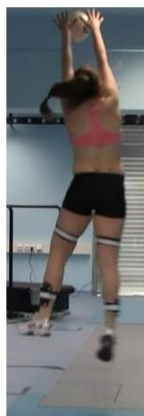
Obrázek 9 Doskok typu „side stick”: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku

Doskok „reverse”

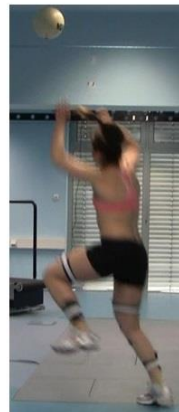
A



1



2



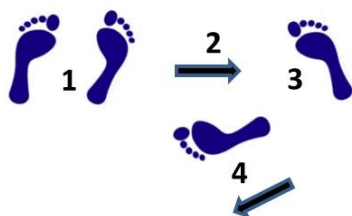
3



4

síť

B



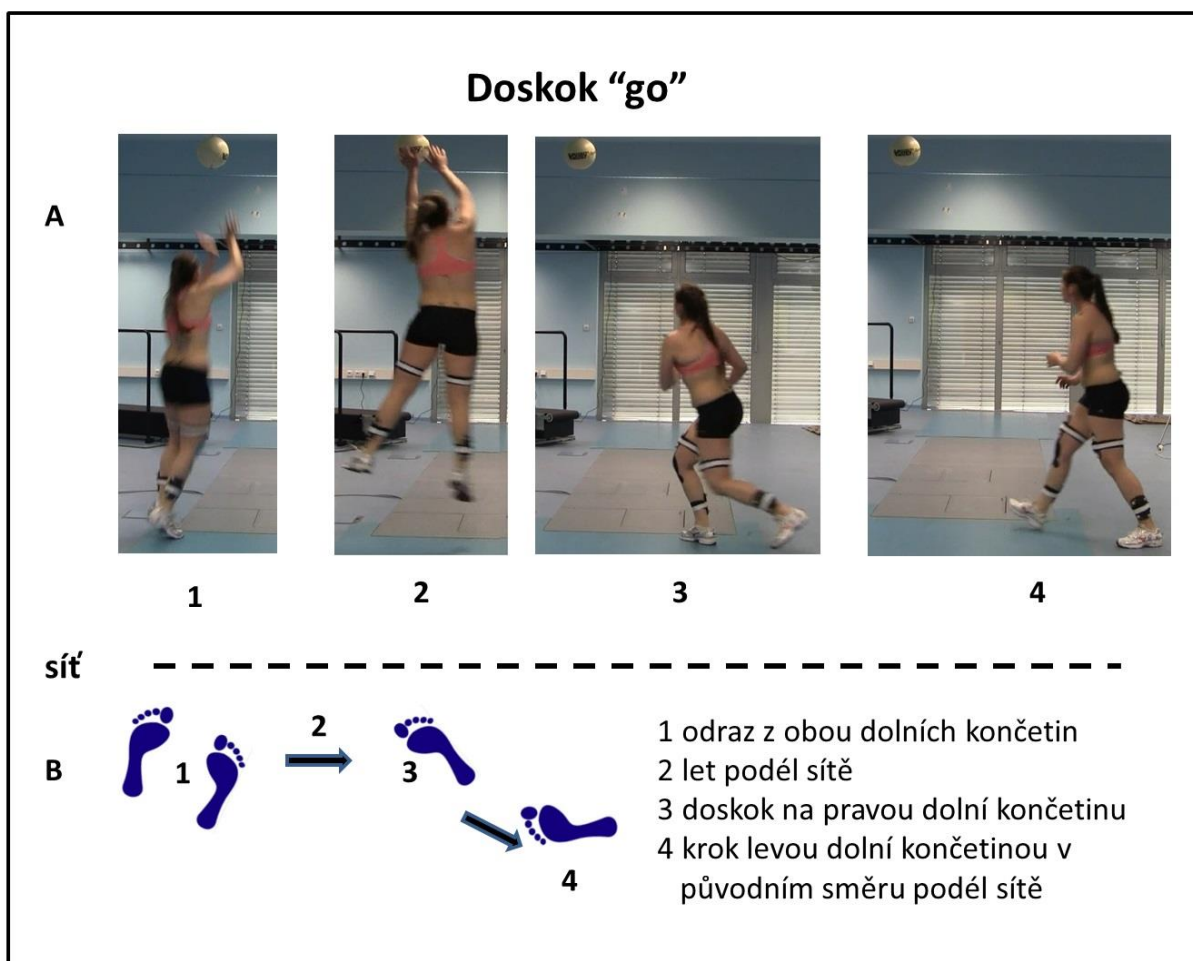
1 odraz z obou dolních končetin

2 let podél sítě

3 doskok na pravou dolní končetinu

4 krok levou dolní končetinou směrem do
proti pohybu

Obrázek 10 Doskok typu „reverse”: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku



Obrázek 11 Doskok typu „go”: (A) kinogram doskoku a (B) schématické znázornění doskoku

Význam, použití a četnost využití jednotlivých typů doskoků v reálné hře je diskutována v kapitole 8.

4. Mechanika dolní končetiny během doskoku po bloku ve volejbalu jako rizikový faktor pro zranění předního křížového vazy

Studie byla publikována v časopise s IF 1,37 *Physical Therapy in Sport* v roce 2015. Originál studie je uveden v příloze 1. On-line verze publikované studie je dostupná z internetové adresy: <http://authors.elsevier.com/sd/article/S1466853X14000327>.

4.1. Abstrakt

Cílem studie bylo porovnat mechaniku a absorpci energie dolní končetiny v průběhu dvou typů doskoků po úspěšném a neúspěšném bloku ve volejbalu a posoudit rizika vzniku ACL zranění. Studie se zúčastnilo 14 profesionálních hráčů volejbalu (věk $24,5 \pm 4,6$ let; tělesná výška $1,94 \pm 0,06$ m; tělesná hmotnost $86,6 \pm 7,6$ kg). Po vykonání bloku statického míče subjekti doskakovali na dynamometrické plošiny (pravou dolní končetinou odstupovali od sítě) doskokem typu „stick” nebo „run-back”. Byly analyzovány tyto závislé proměnné: vertikální reakční síla podložky (BW); úhel flexe kolenního kloubu (stupně); momenty síly v kolenním kloubu (Nm/kg); absorpce energie v kyčli, koleni a hleznu (J/kg). Pravá dolní končetina vykazovala větší první maximum vertikální reakční síly podložky, větší valgózní moment, nižší absorpci energie v kolenním kloubu a vyšší absorpci energie v kyčelním a hlezenním kloubu během doskoku „run-back”. Ze závěrů vyplývá, že pravá dolní končetina může být vystavena většímu riziku ACL zranění během počáteční fáze doskoku typu „run-back”.

Klíčová slova: dolní končetina; kolenní kloub; doskok; prevence zranění

4.2. Úvod

Ruptura předního křížového vazy velmi často vzniká během nekontaktních situací ve sportu při pohybech s rychlou změnou směru nebo při odrazech a následných doskocích (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000). ACL zranění představuje závažný a běžný problém ve volejbalu, který často vyžaduje lékařskou intervenci (Ferretti, Papandrea, Conteduca, & Mariani, 1992). De Loës, Dahlstedt and Thomée (2000) uvádějí incidenci dvou ruptur ACL na 100 000 hráčů během jedné hodiny volejbalových aktivit.

Kombinace vysokých reakčních sil podložky, rychlý nárůst zátěže a velká frekvence výskoků a následných doskoků během tréninků a utkání jsou považovány za významné determinanty

zranění (Bressell & Cronin, 2005). Typický doskok přes špičku chodila po provedeném bloku ve volejbalu je charakteristický dvěma maximy (první maximum – F1 a druhé maximum F2) vertikální reakční síly podložky (VGRF). Ortega, Rodríguez Biesa Berral de la Rosa (2010) označili druhé maximum reakční síly podložky jako rizikové pro vznik zranění. Pro toto tvrzení však nebyl poskytnut žádný vědecky ověřený důkaz. Druhé maximum vertikální reakční síly podložky nastává v okamžiku kontaktu paty s podložkou (po počátečním kontaktu špičky chodidla) během doskoku přes špičku chodidla. Není jasné jak druhé maximum vertikální reakční síly podložky ovlivňuje pozici kolenního kloubu. A proč by mělo být považováno za rizikový faktor ACL zranění. K ACL zranění dochází krátce po počátečním kontaktu s podložkou nebo během fáze pasivní zátěže svalově kosterního systému kolem prvního maxima vertikální reakční síly podložky. Druhé maximum vertikální reakční síly podložky nastává mnohem později v průběhu doskoku.

Hewett et al. (2005) indikují, že externí valgózní moment síly, který je generován během doskoku (drop-landing jump) byl prediktorem ACL zranění. Withrow, Huston, Wojtys a Ashton-Miller (2006a) demonstrují, že stupeň napětí ACL během doskoku koresponduje s rostoucím valgózním zatížením. Maximum napětí ACL nastává přibližně 40 ms po počátečním kontaktu s podložkou (Shin, Chaudhari, & Andriacchi, 2007; Withrow, et al., 2006a; Withrow, Huston, Wojtys, & Ashton-Miller, 2006b). Kombinace valgózního zatížení s dalšími externími nebo interními momenty sil zvyšuje napětí ACL (Gabriel, Wong, Woo, Yagi, & Debski, 2004; Kanamori et al., 2000; Kanamori, Zeminski, Rudy, Li, Fu, & Woo, 2002). Nicméně zatížení ACL kombinací valgózního a externího rotačního momentu je nižší než zatížení kolenního kloubu jednotlivými momenty sil samostatně (Markolf, Burchfield, Shapiro, Shepard, Finerman, & Slauterbeck, 1995).

Profil absorpce energie může být změněn modifikací kinematiky doskoku (například počátečním kontaktem s podložkou nebo rozsahem pohybu kolenního kloubu), mechanickou zátěží (například výškou výskoku) nebo pohybovým úkolem (Norcross, Blackburn, Goerger, & Padua, 2010). Existuje předpoklad, že větší absorpce energie prostřednictvím svalů dolní končetiny může redukovat množství energie transportované do pasivních struktur kloubů (DeVita & Skelly, 1992). Avšak, Hughes, Watkins a Owen (2010) identifikovali latentní fázi svalové aktivity, která se objevuje během prvních 100 ms v průběhu doskoku. Navíc Norcross et al. (2010) uvádějí, že větší absorpce energie v kyčli a hleznu a menší v koleni byla asociována se zvýšeným rizikem ACL zranění.

Ve volejbalu jsou dvě základní situace při blokování soupeřova útoku: 1) úspěšný blok; 2) neúspěšný blok. Úspěšný blok je charakterizován ukončením aktuální roze hry (míč padá po kontaktu s blokem na soupeřovu stranu hřiště) a hráč není v průběhu doskoku pod časovým tlakem. Vzhledem k tomu, že hráč není pod časovým tlakem v případě úspěšného bloku, má hráč možnost změnit mechaniku doskoku. Neúspěšný blok je charakterizován pokračováním aktuální roze hry (po kontaktu míče s blokem míč pokračuje dále do pole, kde je roze hrán do následné útočné akce), hráč je nucen bezprostředně po doskoku odstoupit od sítě do výhodného postavení pro následný protiútok. V tomto případě musí hráč reagovat na vzniklou situaci ve hře a nemusí mít dostatek času na bezpečný doskok.

Existuje několik typů doskoků, které hráči využívají během doskoku po úspěšném a neúspěšném bloku. Dva z nich jsou doskoky typu „stick” a „run-back”. Hráči obvykle používají doskok „stick” v případě úspěšného bloku a doskok „run-back” v případě neúspěšného bloku. Doskok „stick” nezahrnuje žádný následný pohyb. Chodidla jsou v relativně paralelním postavení v okamžiku kontaktu s podložkou a subjekt je schopen po doskoku stát vzpřímeně bez jakékoliv ztráty rovnováhy. Doskok „run-back” je část strategie hry, při níž hráč odstupuje od sítě (do vzdálenosti přibližně 3 m) bezprostředně po doskoku. Chodidla jsou v relativně paralelním postavení v okamžiku kontaktu s podložkou a hráč bezprostředně po doskoku odstupuje pravou nohou vzad.

Cílem studie bylo porovnat mechaniku dolní končetiny a absorpci energie během doskoku po úspěšném a neúspěšném bloku a posoudit možné riziko vzniku ACL zranění. Předpokládáme, že typ doskoku bude ovlivňovat mechaniku kolenního kloubu, která může souviset s rizikem ACL zranění. Očekáváme, že během doskoku „run-back” dojde ke zvýšení valgózního a interního rotačního momentu v kolenním kloubu prvního a druhého maxima vertikální rekční síly a k redukci absorpce energie během doskoku.

4.3. Metody

Subjekty výzkumu

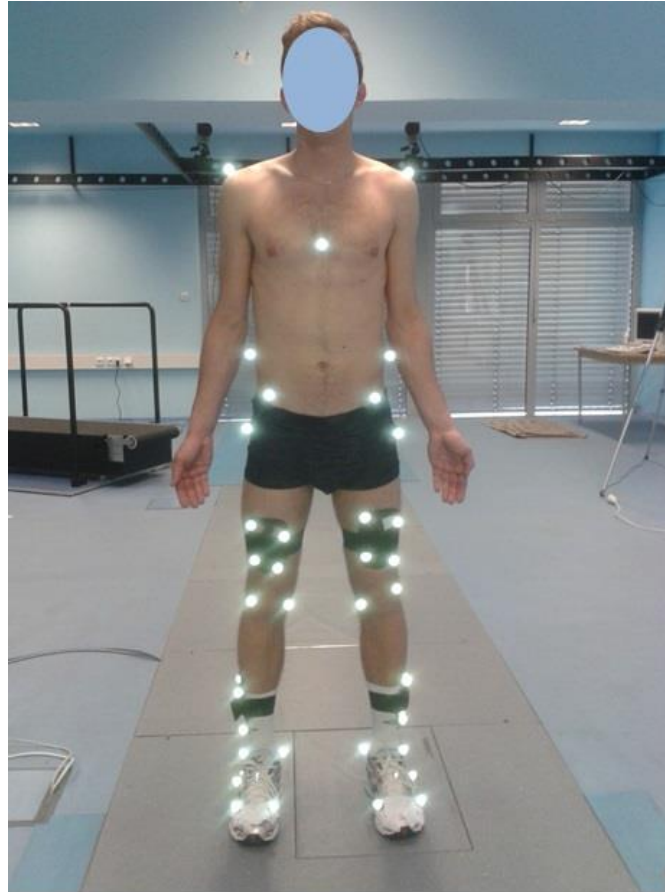
Čtrnáct profesionálních hráčů volejbalu (věk $24,5 \pm 4,6$ let; tělesná výška $1,94 \pm 0,06$ m; tělesná hmotnost $86,6 \pm 7,6$ kg) se účastnilo této studie. Všichni hráči byli herní specializace středový blokař, přihrávající smečář a univerzální hráč ($6,1 \pm 4,2$ let působení v nejvyšší soutěži v České republice). Žádný z hráčů neproděl v posledních šesti měsících operaci kyčlí, kolen nebo hlezna a neprodělal ACL zranění. V době testování neměli hráči žádné zranění, které by zabránilo účasti na sportovní aktivitě. Do studie byli zařazeni pouze praváci. Před začátkem testování byly hráčům vysvětleny všechny cíle a experimentální postupy. Všechny postupy použité v této studii byly schváleny etickou komisí a informovaný souhlas byl poskytnut každému hráči.

Experimentální nastavení

Dvě dynamometrické plošiny (Kistler, 9286 AA, Švýcarsko) instalované do podlahy laboratoře s frekvencí záznamu 1235 Hz. Kinematická data byla zaznamenána synchronně pomocí systému kinematické analýzy (Qualisys Oqus, Švédsko), který se sestával z osmi infračervených kamer umístěných do kruhu kolem dynamometrických plošin s frekvencí záznamu 247 Hz. Bylo použito zvukové zařízení vydávající pípavý zvuk, který indikoval typ doskoku, jenž měl subjekt vykonat v každém pokusu. Doskok „run-back“ byl indikován krátkým pípnutím a dlouhým pípnutím byl indikován doskok „stick“.

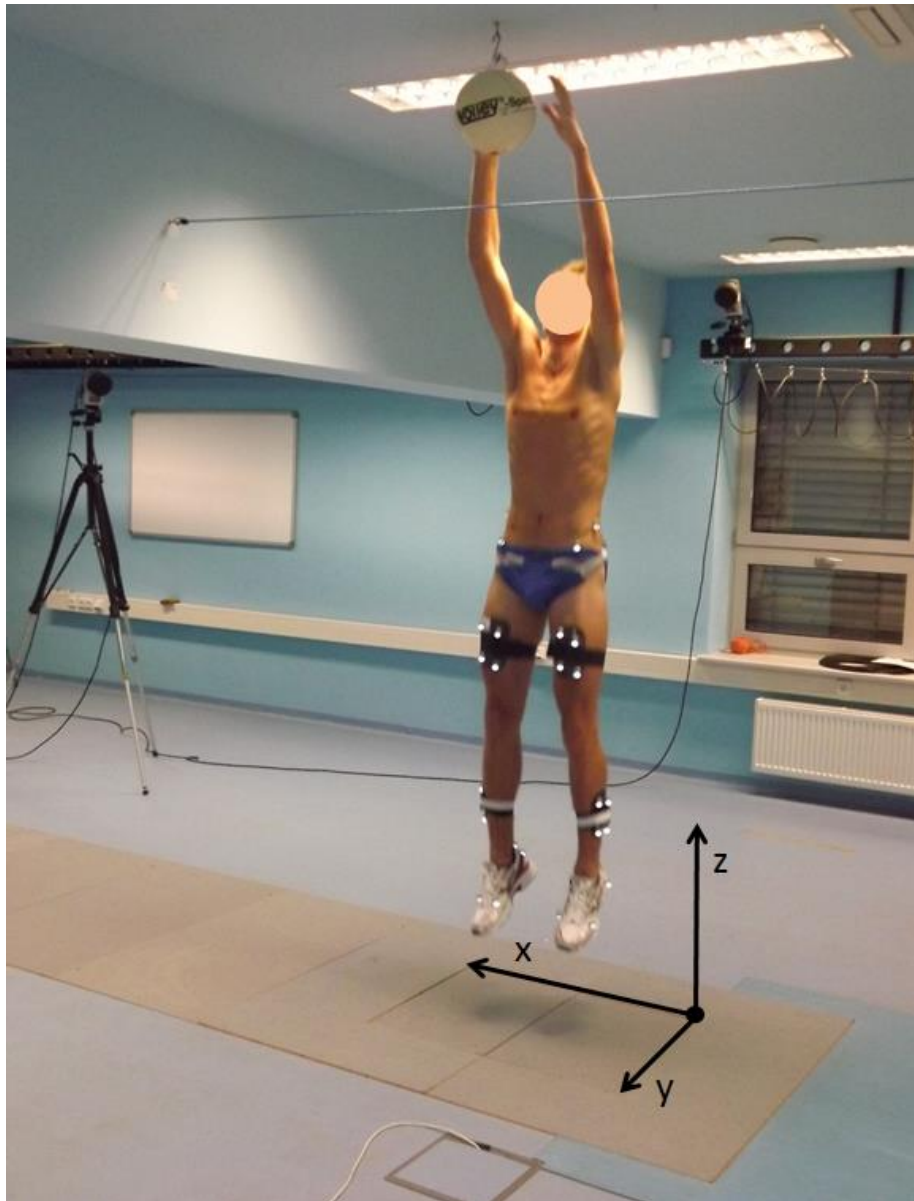
Protokol

Subjekty navštívily laboratoř v jednom dni. Experimentální nastavení vycházelo z reálné herní situace při bloku ve volejbalu. Horní páska volejbalové sítě byla ve výšce 2,43 m nad podlahou. Pro normalizaci výšky výskoku byl nad sítí zavěšen statický volejbalový míč. Střed míče byl umístěn 0,35 m nad horní páskou sítě a 0,2 m v prostoru za sítí na soupeřově straně hřiště. Doskoky zahrnuté do této studie byly prováděny tak, aby se co nejvíce blížily reálnému provedení z důvodu zvýšení ekologické validity studie. Po každém pokusu byly subjekty dotazovány, zda byl pokus proveden tak, aby se co nejvíce blížil reálné situaci v utkání. Pokud byla zpětná vazba záporná, pokus byl opakován.



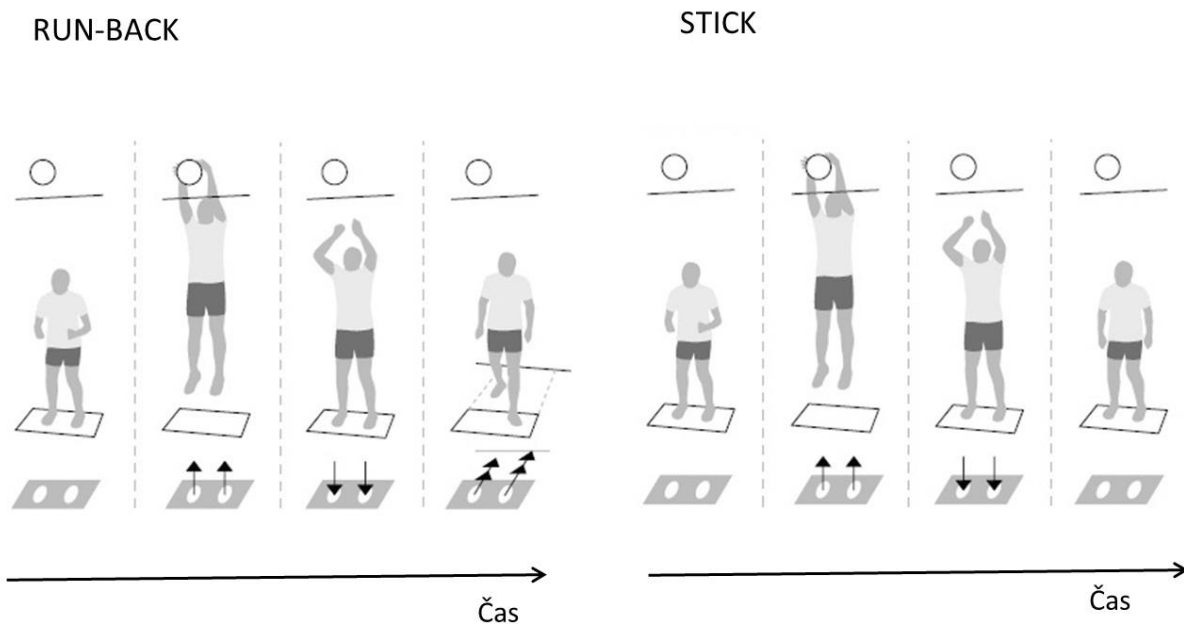
Obrázek 12 Kalibrační poloha těla s označenými reflexními body na anatomicky významných místech

Před zahájením měření byly na subjekty umístěny retro-reflexivní značky (Obrázek 12) (Hamill & Selbie, 2004a). Kalibrační značky byly umístěny na obě dolní končetiny na mediální a laterální kotník, mediální a laterální kondyl femuru, velký trochanter femuru a na obuv nad první a pátý metatars. Trekovací značky byly pevně umístěny tak, aby definovaly trup (akromion), pánev (hřeben kosti kyčelní, přední a zadní trn kosti kyčelní), stehno a bérce (pevný klastř se čtyřmi reflexními značkami na každém segmentu) a obuv (triáda reflexních značek na patě).



Obrázek 13 Experimentální nastavení, rozmístění reflexních značek

V každém pokusu subjekt provedl po výskoku blok statického míče zavěšeného nad sítí (Obrázek 13). Subjekty byly informovány o herní situaci (úspěšný/neúspěšný blok) prostřednictvím akustického signálu v okamžiku kontaktu rukou se statickým míčem nad sítí. Subjekty byly požádány, aby použily doskok „stick” v případě úspěšného bloku a doskok „run-back” v případě neúspěšného bloku (Obrázek 14).



Obrázek 14 Typy doskoků po bloku ve volejbalu

Před zahájením měření provedly všechny subjekty desetiminutové rozcvičení, které obsahovalo strečink horních a dolních končetin a běh na běhátku s individuálně zvolenou rychlostí. Po rozcvičení následovalo pět tréninkových pokusů. Následně byl vytvořen kalibrační pokus a poté každý subjekt vykonal šest úspěšných pokusů doskoku typu „stick” a šest úspěšných pokusů doskoků typu „run-back”. Náhodné pořadí experimentálních situací bylo kontrolováno examínátorem podle předem připraveného protokolu. Pokus byl opakován v případě, kdy subjekt nedoskočil na dynamometrickou plošinu správnou dolní končetinou (například doskok levou nohou na pravou dynamometrickou plošinu nebo naopak) nebo doskočil částečně mimo dynamometrickou plošinu. Pro zaznamenání 12 úspěšných pokusů vykonal průměrně každý subjekt 18 pokusů.

Analýza dat

Data byla zpracována pomocí software Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA). Každý pokus byl vymezen prvním výskytům reakční síly podložky nad 20 N pro každou dynamometrickou plošinu (Schot, Bates, & Dufek, 1994). Všechna data získána z dynamometrických plošin byla filtrována pomocí low-pass filtru (fourth-order low-pass Butterworth filter) s frekvencí 50 Hz. Zaznamenané polohy referenčních značek byly filtrovány pomocí low-pass filtru (fourth-order Butterworth filter) s frekvencí 12 Hz.

Aby bylo možné určit lokální koordinační systém segmentu, byly všechny segmenty modelovány jako komolé kužely, zatímco pánev a trup byly modelovány jako válce (C-motion, Rockville, MD, USA). Lokální koordinační systémy byly definovány pomocí statického kalibračního pokusu pro každý subjekt.

Úhel flexe kolenního kloubu byl definován jako úhel mezi stehnem a bércelem v sagitální rovině (0 stupňů indikuje plnou extenzi). Celková vertikální reakční síla podložky byla kalkulována jako součet vertikálních reakčních sil podložky působící na obě dolní končetiny během kontaktu s podložkou. 3D interní moment síly v kolenním kloubu byl vypočítán metodou inverzní dynamiky (Newton-Euler). Výstupní moment síly v kolenním kloubu byl vyjádřen pomocí lokálního koordinačního systému segmentu stehna (Hamill & Selbie, 2004b). Následně byla určena globální maxima pro extenzní, valgózní a interní rotační moment a globální minima pro extenzní, valgózní a interní rotační moment během prvních 100 ms vyšetřovaných pohybů. Výstupní extenzní moment v pravém a levém kolenu byl určen jako pozitivní. Výstupní výkony pro levý a pravý kloub byly vypočítány jako skalár okamžitého výstupního momentu kloubu a vektoru úhlové rychlosti (Hamill & Selbie, 2004b). Negativní výstupní výkon kloubu indikuje absorpci energie prostřednictvím excentrické svalové kontrakce. Dále negativní výkon v kloubu byl určen jako globální maximum během prvních 100 ms doskoku. Křivky negativního výstupního výkonu kloubu byly matematicky integrovány pro výpočet absorpce energie během fáze doskoku, definované jako prvních 100 ms po počátečním kontaktu s podložkou. Všechny momenty sil, výkony a parametry energie byly normalizovány tělesnou hmotností.

Statistická analýza

Normalita rozložení experimentálních dat byla ověřena pomocí testu Shapiro-Wilkinson. Byla provedena analýza rozptylu pro opakovaná měření (2×2 , dolní končetina \times technika doskoku) na hladině významnosti alfa 0,05. Bonferoniho statistika byla použita pro zjištění signifikantních rozdílů mezi faktory. IBM SPSS Statistics 19 software byl použit pro všechny statistické procedury (SPSS, Inc., and IBM Company, Chicago, IL).

4.4. Výsledky

Nebyly zjištěny žádné statisticky významné rozdíly mezi maximální dosaženou výškou těžiště (COG) ($0,35 \pm 0,03$ m během doskoku „stick” a $0,34 \pm 0,02$ m během doskoku „run-back”) a rychlosti těžiště v okamžiku prvního kontaktu s podložkou ($-2,60 \pm 0,12$ m/s během doskoku „stick” a $-2,59 \pm 0,08$ m/s během doskoku „run-back”). Aritmetické průměry, směrodatné odchylky a statistické výsledky pro všechny závislé proměnné prezentuje Tabulka 1.

Tabulka 1 Kinematické a kinetické proměnné pro obě dolní končetiny během dvou typů doskoku po bloku

Proměnná	Doskok „Stick”		Doskok „Run-back”		ANOVA		
	Levá	Pravá	Levá	Pravá	Typ doskoku	DK	Interakce
Flexe kolenního kloubu v počátečním kontaktu (°)	-10,54 ± 5,63	-11,07 ± 6,19	-19,56 ± 6,51	-14,28 ± 4,10	0,000*	0,091	0,002
Maximum flexe kolenního kloubu (°)	-67,12 ± 9,24	-67,85 ± 12,81	-71,79 ± 8,77	-86,86 ± 17,96	0,010*	0,020*	0,050*
První maximum VGRF (BW)	1,00 ± 0,25	0,86 ± 0,18	0,87 ± 0,26	1,24 ± 0,33	0,010*	0,041*	0,000*
Druhé maximum VGRF (BW)	2,37 ± 0,38	2,34 ± 0,40	1,69 ± 0,57	2,45 ± 0,59	0,037*	0,052	0,002*
Součet druhých maxim VGRF (BW)	4,71±0,39		4,14±0,58		0,018*		
Maximum interního abdukčního momentu síly (Nm/kg)	-0,08 ± 0,18	-0,05 ± 0,14	0,02 ± 0,10	-0,02 ± 0,14	0,014*	0,841	0,137
Maximum valgózního momentu síly (Nm/kg)	0,33 ± 0,16	0,25 ± 0,11	0,37 ± 0,16	0,38 ± 0,20	0,008*	0,518	0,090
Maximum externího rotačního momentu síly (Nm/kg)	-0,19 ± 0,08	-0,11 ± 0,06	-0,34 ± 0,13	-0,15 ± 0,08	0,000*	0,000*	0,062
Maximum interního rotačního momentu síly (Nm/kg)	0,05 ± 0,06	0,08 ± 0,07	0,01 ± 0,06	0,07 ± 0,08	0,036*	0,086	0,298
Maximum extenzního momentu síly v kolenním kloubu (Nm/kg)	2,21 ± 0,35	2,26 ± 0,35	1,90 ± 0,62	2,10 ± 0,71	0,005*	0,546	0,608
Absorpce energie v kolenním kloubu (J/kg)	-0,82 ± 0,24	-0,79 ± 0,26	-0,40 ± 0,16	-0,77 ± 0,33	0,000*	0,046*	0,000*
Absorpce energie v hlezenním kloubu (J/kg)	-1,01 ± 0,25	-1,03 ± 0,24	-0,65 ± 0,16	-1,06 ± 0,18	0,010*	0,001*	0,000*
Absorpce energie v kyčelním kloubu (J/kg)	-0,11 ± 0,15	-0,23 ± 0,16	-0,67 ± 0,39	-0,80 ± 0,39	0,000*	0,266	0,958

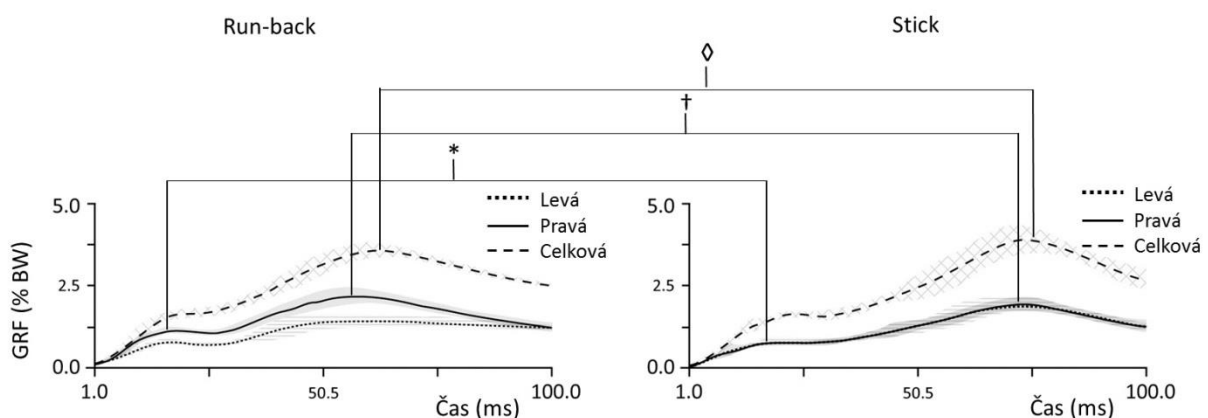
*hladina významnosti ($p \leq 0,05$), BW – tělesná tíha, N - Newton, m - metr, kg - kilogram, J - Joule, DK – dolní končetina, VGRF – vertikální reakční síla podložky

Úhel kolenního kloubu

Byla zaznamenána signifikantní interakce mezi dolní končetinou a technikou doskoku ($p = 0,002$), která indikuje rozdíly v technice doskoku pro každou dolní končetinu. Byl zaznamenán signifikantní hlavní vliv techniky doskoku ($p < 0,05$). Byla zjištěna signifikantně větší flexe v kolenním kloubu v okamžiku kontaktu s podložkou (o 29 % na pravé dolní končetině a o 85 % na levé dolní končetině) během doskoku „run-back“. Podobné výsledky byly zaznamenány pro maximální úhel flexe kolenního kloubu, který vykazuje významnou interakci ($p = 0,050$) a významný hlavní vliv dolní končetiny ($p = 0,020$), a techniky doskoku ($p = 0,010$).

Vertikální reakční síly podložky (VGRF)

Signifikantní interakce byla zaznamenána mezi technikou doskoku a dolní končetinou pro první maximum vertikální reakční síly podložky ($p = 0,000$). První maximum vertikální reakční síly podložky bylo na pravé dolní končetině o 44 % větší u doskoku „run-back“ než u doskoku „stick“. Významná interakce byla také zaznamenána pro druhé maximum VGRF ($p = 0,002$). Nebyl zjištěn významný hlavní vliv dolní končetiny ($p = 0,052$), ale byl zaznamenán signifikantní rozdíl mezi jednotlivými typy doskoků ($p = 0,037$). Součet druhých maxim vertikálních reakčních sil podložky VGRF byl signifikantně vyšší během doskoku „stick“ ($4,71 \pm 0,39$ BW) než ($4,14 \pm 0,58$ BW) během doskoku „run-back“ ($p = 0,018$) (Obrázek 15).



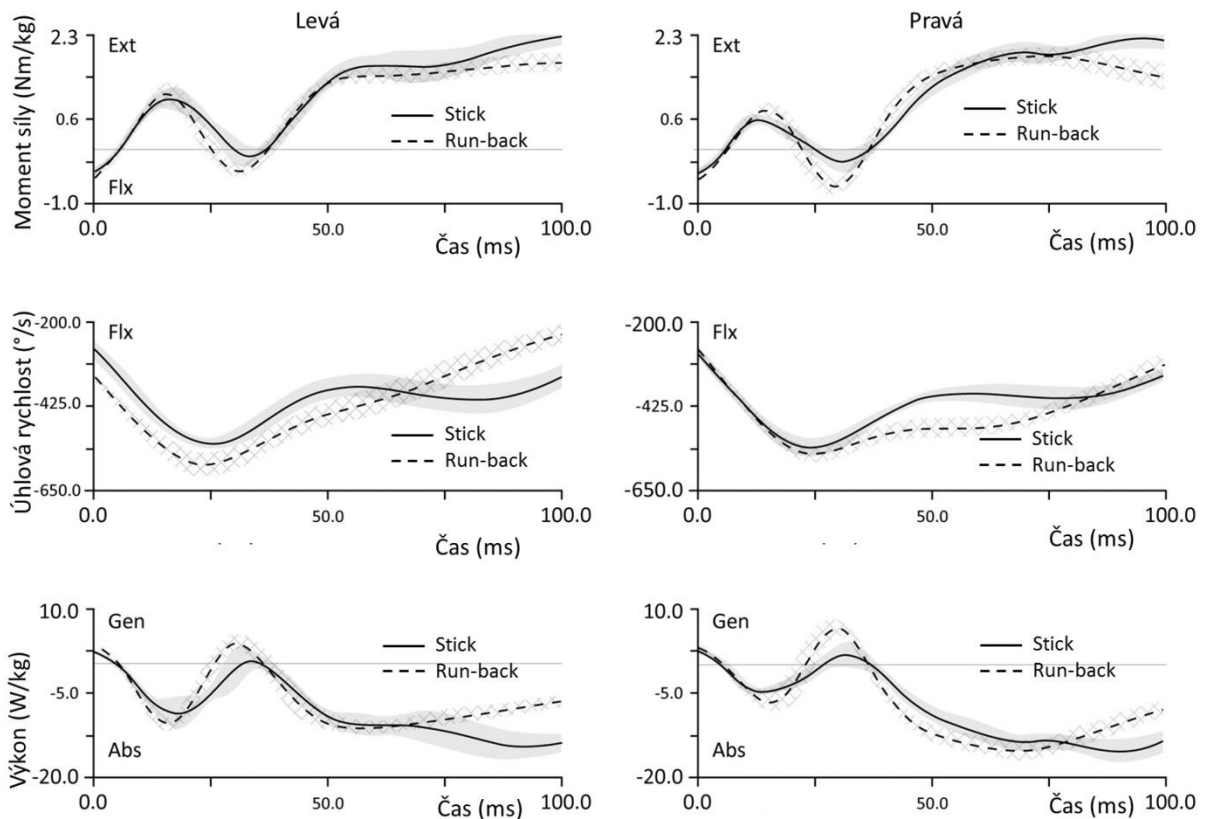
Obrázek 15 Průměrné skupinové křivky průběhu vertikálních reakčních sil (GRF) a směrodatné odchylky během prvních 100 ms po počátečním kontaktu. Symbol * indikuje větší první maximum vertikální reakční síly podložky na pravé dolní končetině během doskoku „run-back“; † indikuje větší druhé maximum vertikální reakční síly podložky na pravé dolní končetině během doskoku „run-back“; ◇ indikuje větší druhé maximum celkové vertikální reakční síly podložky na levé dolní končetině v průběhu doskoku „stick“.

Momenty sil v kolenním kloubu

Nebyly zaznamenány žádné signifikantní interakce u momentů sil v kolenním kloubu ($p > 0.05$). Nicméně technika doskoku měla významný hlavní vliv na všechny momenty sil v kolenním kloubu ($p < 0.05$) a pouze maximální externí rotační moment síly v kolenním kloubu vykazoval signifikantní rozdíl mezi oběma dolními končetinami ($p = 0,000$). Maximum valgózního momentu síly v kolenním kloubu byl významně vyšší (o 52 % na pravé dolní končetině a o 12 % na levé dolní končetině) během doskoku „run-back” a stejně tak pro maximum externího rotačního momentu síly kolenního kloubu (o 36 % na pravé dolní končetině a o 78 % na levé dolní končetině). Naopak maximum extenzního momentu síly kolenního kloubu bylo významně vyšší (o 7 % na pravé dolní končetině a o 16 % na levé dolní končetině) během doskoku „stick”.

Absorpce energie

Obrázek 16 ilustruje profil absorpce energie pro oba typy doskoků. Signifikantní interakce byla zjištěna mezi technikou doskoku a dolními končetinami u absorpce energie kolenních a hlezenních kloubů ($p < 0,05$). Absorpce energie kolenního kloubu byla o 3 % nižší u levé dolní končetiny během doskoku „run-back” ($p = 0,046$), zatímco absorpce energie hlezenního kloubu byla o 3 % větší u pravé dolní končetiny během doskoku „run-back” ($p = 0,001$). Technika doskoku měla signifikantní hlavní vliv na absorpci energie v kyčelním kloubu ($p = 0,000$). Nebyla zaznamenána žádná významná interakce mezi technikou doskoku a dolní končetinou u absorpce energie v kyčelním kloubu.



Obrázek 16 Průměrné skupinové křivky a směrodatné odchylky výstupního momentu síly, úhlové rychlosti a výstupního výkonu v sagitální rovině pro pravou a levou dolní končetinu během prvních 100 ms po počátečním kontaktu s podložkou.

4.5. Diskuze

Cílem předložené studie bylo srovnat kinematiku kolenního kloubu, reakční síly podložky, momenty sil v kolenním kloubu a absorpci energie dolní končetiny během dvou typů doskoků: „stick” a „run-back”. První hypotéza související s vlivem techniky doskoku na mechaniku kolenního kloubu byla přijata. Doskok „run-back” vykazoval vyšší vertikální reakční sílu podložky, redukovanou absorpci energie v kolenním kloubu a zvýšenou absorpci energie v kyčelním kloubu na pravé dolní končetině. Přijímáme také druhou hypotézu týkající se momentů sil v kolenním kloubu. Doskok „run-back” vykazoval větší externí rotační a valgózní moment v kolenním kloubu na obou dolních končetinách oproti doskoku „stick”.

Pravá dolní končetina byla vystavena působení většího prvního a druhého maxima vertikální reakční síly podložky než levá dolní končetina během doskoku „run-back”; hodnoty obou maxim doskoku „run-back” byly vyšší na obou dolních končetinách než u doskoku „stick”. Zvýšení obou maxim vertikální reakční síly podložky během doskoku „run-back” může být způsobeno asymetrickým pohybem dolní končetiny během přípravy levé dolní končetiny

pro následný odraz do prvního kroku pravé dolní končetiny směrem vzad od sítě. DeVita a Skelly (1992) ukazují, že větší flexe v kolenním kloubu během doskoku redukuje vertikální reakční sílu podložky. Navzdory větší flexi v okamžiku kontaktu s podložkou pravé dolní končetiny během doskoku „run-back” byly hodnoty vertikální reakční síly podložky na pravé dolní končetině vyšší než hodnoty zjištěné na obou dolních končetinách během doskoku „stick” (Obrázek 15). Větší flexe kolenního kloubu v okamžiku kontaktu s podložkou během doskoku „run-back” může představovat ochranný mechanismus oproti vyšším hodnotám vertikálních reakčních sil podložky.

Stupeň flexe kolenního kloubu představuje významný determinant napětí ACL. Během působení konstantní přední střížné síly, se napětí ACL snižuje se zvyšující se flexí kolenního kloubu (Markolf et al., 1995). Proto velký počet tvrdých doskoků s vysokou hodnotou vertikální reakční síly může generovat větší zátěž kloubů dolní končetiny, která může být determinantem zranění (Bressel & Cronin, 2005). Doskoky zahrnující velké síly během doskoku mohou být rizikové pro zranění kolene, zvláště pro přetržení ACL (Chappell, Herman, Knight, Kirkendall, Garrett, & Yu, 2005; Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003; Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002; Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett, 2001; DeVita & Skelly, 1992). Navíc ACL je náchylný na přetržení v oblasti nízké flexe kolenního kloubu (0–30°) (Boden et al., 2000; Olsen et al., 2004). Proto taková kombinace vysokých hodnot prvního maxima VGRF a nízké počáteční flexe v kolenu může vystavovat ACL pravé dolní končetiny vyššímu riziku zranění během doskoku „run-back”. Zdá se, že doskok „run-back” není rizikový pro levou dolní končetinu z důvodu větší flexe kolenního kloubu v průběhu doskoku.

Oba typy doskoků zahrnují kombinaci valgózního a externího rotačního momentu síly v kolenním kloubu. Studie “in vitro” prováděné na mrtvých jedincích ukazují, že kombinace velkého valgózního momentu síly a malého externího rotačního momentu síly může více zvyšovat napětí ACL než kombinace malého valgózního momentu síly a malého externího rotačního momentu síly (Fleming et al., 2001; Markolf et al., 1995). Kombinace velkého valgózního momentu síly a malého externího rotačního momentu síly byla zaznamenána v pravém kolenním kloubu u obou typů doskoku. Nicméně kvůli vyššímu valgóznímu momentu síly může být větší napětí ACL v doskoku typu „run-back”. Výsledky naznačují, že pravá odstupující dolní končetina může být vystavena většímu riziku ACL zranění během doskoku „run-back”.

Součet druhých maxim vertikálních reakčních sil podložky byl signifikantně vyšší během doskoku typu „stick” než během doskoku typu „run-back” (Obrázek 15). Důvodem významně vyššího součtu druhých maxim vertikálních reakčních sil podložky během doskoku typu „stick” je absence následného pohybu, který nastává bezprostředně po doskoku „run-back”. Toto tvrzení je zřejmé, protože během doskoku typu „run-back” nepotřebuje subjekt redukovat setrvačnost těla až do nuly tak jako v případě doskoku typu „stick”. Zdá se, že následný pohyb směrem od sítě během doskoku typu „run-back” může redukovat celkovou vertikální reakční sílu podložky danou součtem vertikálních reakčních sil na pravé a levé dolní končetině. Nicméně celková reakční síla podložky je pouze abstraktní proměnná, protože místo působení celkové vertikální reakční síly podložky může být mimo plochu vymezenou kontaktem dolních končetin během doskoku. Dodatečně nutno říci, že nižší celková reakční síla podložky nemusí automaticky znamenat nižší první a druhé maximum vertikální reakční síly podložky nebo nižší valgózní moment na pravé dolní končetině (Obrázek 15, Tabulka 1). Pravá dolní končetina (tj. zadní dolní končetina během doskoku typu „run-back”) může být vystavena vyššímu riziku zranění kvůli kombinaci vyšší hodnoty prvního maxima reakční síly podložky, flexe nižší než 30° v okamžiku kontaktu s podložkou a většímu valgóznímu momentu síly během prvních 100 ms po počátečním kontaktu s podložkou (Hughes et al., 2010; Markolf et al., 1995).

Existuje předpoklad, že během prvních 100 ms po počátečním kontaktu s podložkou jsou svaly dolní končetiny ve fázi latence, proto je více energie absorbováno v kyčli a hleznu než v kolenním kloubu. Tento fakt může být asociován se zvýšeným rizikem vzniku ACL zranění (Hughes et al., 2010; Norcross et al., 2010). V předložené studii byl zjištěn podobný vzor absorpce energie u pravé dolní končetiny během doskoku typu „run-back” (Tabulka 1). Obrázek 16 prezentuje absorpci energie prostřednictvím extenzorů kolenního kloubu v průběhu doskoku. Tento fakt indikuje, že pasivní struktury kolenního kloubu mohou být vystaveny větším vnitřním silám během doskoku typu „run-back”, protože jsou hráči nuceni absorbovat energii, která je absorbovaná prostřednictvím extenzorů během doskoku typu „stick” (DeVita & Skelly, 1992).

Je zřejmé, že kyčelní kloub absorbuje více energie během doskoku typu „run-back” (šest krát více v levé kyčli a čtyři krát více v pravé kyčli) než během doskoku typu „stick”. To znamená, že snížená absorpce energie v levém a pravém kolenním kloubu během doskoku

„run-back“ ve srovnání s doskokem typu „stick“ může být kvůli absorpci energie v kyčelních a hlezenních kloubech.

Tato studie má několik limitací. Zaprvé subjekty mohou doskakovat z větší výšky v reálném utkání. Zadruhé předložená studie zahrnuje pouze doskoky na obě dolní končetiny, zatímco v reálném utkání mohou hráči doskakovat na jednu nebo obě dolní končetiny po bloku. V reálném utkání také hráči doskakují v mediolaterálním směru podél sítě. Zatřetí studie je zaměřena pouze na muže. Ačkoliv prevalence výskytu ACL zranění v běžné populaci je vyšší u mužů než u žen (Shea, Pfeiffer, Wang, Curtin, & Apel, 2004), ženy mají větší incidenci ACL zranění v konkrétních sportech (například volejbal) (De Loës et al., 2000). Proto riziko vzniku ACL zranění může být vyšší v ženské populaci. Další výzkum by měl být proto zaměřen na výuku techniky bezpečnějšího doskoku u obou kategorií.

4.6. Závěry

Je možné, že oba typy doskoků mohou vyústit v ACL zranění. Nicméně zadní odstupující dolní končetina může být vystavena většímu riziku ACL zranění během počáteční fáze doskoku „run-back“. Doskok „run-back“ zvyšuje valgózní a externí rotační momenty sil a redukuje absorpci energie v kolenním kloubu. Tyto faktory zvyšují riziko vzniku ACL zranění během doskoku typu „run-back“.

Ačkoliv byly v této studii vyšetřovány pouze dva typy doskoků, trenéři by měli hráče učit různé varianty doskoků po bloku. Jedna taková alternativa může být při použití doskoku „stick“ v situaci neúspěšného bloku. Pokud má hráč dost času po provedení neúspěšného bloku, měl by použít doskok na obě dolní končetiny typu „stick“ i přesto, že mohou být hodnoty celkové reakční síly podložky vyšší. Ačkoliv může být součet druhých maxim reakční síly podložky větší, pozice větší flexe v kolenním kloubu nemusí vystavovat subjekt vyšším momentům sil v kolenním kloubu, a tím může zmenšit riziko vzniku ACL zranění. Navíc zde není evidence, že druhé maximum reakční síly podložky je příčina vzniku ACL zranění. Na druhou stranu, jestliže hráč nemá dostatek času použít doskok na obě dolní končetiny („stick“) v situaci po neúspěšném bloku, měl by se učit použít levou i pravou dolní končetinu při prvním kroku směrem vzad od sítě. Tyto strategie mohou snížit opakované přetěžování ACL.

Podpora

Tento projekt byl podpořen SGS projektem Ostravské university v Ostravě v roce 2012.

Referenční seznam

- Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, J.A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Bressel, E., & Cronin, J. (2005). The landing phase of a jump: Strategies to minimize injuries. *Journal of Physical Education Recreation and Dance*, 76(2), 31-35.
- de Loës, M., Dahlstedt, L.J., & Thomée, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90-97.
- Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I., & Steadman, R.J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662-669.
- Devita, P.P., & Skelly, W.A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 108-115.
- Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Mariani, P.P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(2), 203-207.
- Fleming, B.C., Renstrom, P.A., Beynnon, B.D., Engstrom, B., Peura, G., Badger, G.J., & Jonson, R.J. (2001). The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 163-170.
- Gabriel, M.T., Wong, E.K., Woo, S.L., Yagi, M., & Debski, R.E. (2004). Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 34(2), 85-89.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004a). Three-Dimensional Kinematics. In: G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics* (p. 35-52). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004b). Three-Dimensional Kinetics. In: G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics* (p.145-162). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hewett, T. E. et al.(2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.

- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jump. *European Journal of Sport Science*, 10(1), 1-11.
- Chappell, J.D., Herman, D.C., Knight, B.S., Kirkendall, D.T., Garrett, W.E., & Yu.B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 1022-1029.
- Chappell, J.D., Yu, B., Kirkendall, D.T., & Garrett, W.E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 261-267.
- Kanamori, A., Woo, S. L., Ma, C. B., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., & Livesay, G. A. (2000). The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: A human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 16(6), 633-639.
- Kanamori, A., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., Fu, F. H., & Woo, S. L. (2002). The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: A biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 18(4), 394-398.
- Malinzak, R.A., Colby, S.M., Kirkendall, D.T., Yu, B., & Garrett, W.E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16, 438-445.
- Markolf, K.L., Burchfield, D.M., Shapiro, M.M, Shepard, M.F., Finerman, G.A.M., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.
- Olsen, O. E., Mykelbust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handbal: A systematic video analysis. *The American Journal of Sport Medicine*, 32, 1002-1012.
- Shea, K. G., Pfeiffer, R., Wang, J. H., Curtin, M., & Apel, P. J. (2004). Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: An analysis of insurance data. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 24(6), 623-628.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2007). The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1145-1152.
- Schot, P. K., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26, 1153-1159.
- Slauterbeck, J.L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.

- Norcross, M.F., Blackburn, J., Goerger, B.M., & Padua, D.A. (2010). The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clinical Biomechanics*, 25(10), 1031-1036.
- Ortega, D.R., Rodriguez Bies, E.C., & Berral de la Rosa, F. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(2), 282-287.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006a). The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 977-983.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006b). The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 269-274.

5. Reakční síly podložky a valgózní zatížení kolenního kloubu během doskoku po bloku u hráček volejbalu

Studie byla publikována v časopise s IF 0,7 Journal of Human Kinetics v roce 2014. Originál studie je uveden v příloze 2. On-line verze publikované studie je dostupná z internetové adresy: <http://www.johk.pl/files/10078-40-2014-v40-2014-08.pdf>.

Abstrakt

Ve volejbalu představuje nekontaktní zranění předního křížového vazy (ACL) závažný a častý problém. Cílem předložené studie bylo určit vztah mezi třemi typy doskoků („stick“, „step-back“ a „run-back“) po bloku a vybranými rizikovými faktory ACL zranění u profesionálních hráček volejbalu. Testovaný soubor zahrnoval 14 profesionálních hráček volejbalu. Osm infračervených kamer a dvě dynamometrické plošiny byly použity pro získání kinetických a kinematických dat. Jednofaktorová analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření (faktor-typ doskoku) byla použita pro srovnání valgózních momentů sil a reakčních sil podložky na pravé dolní končetině. Analýza rozptylu pro opakované měření ukázala, že typ doskoku měl hlavní vliv na valgózní moment síly na pravé dolní končetině ($F = 5,96$; $p = 0,019$; $df = 1,18$; $\text{parciální } \eta^2 = 0,239$ and $SP = 0,693$). Nebyl zjištěn hlavní vliv typu doskoku na vertikální reakční sílu podložky na pravé dolní končetině ($F = 2,77$; $p = 0,090$; $df = 1,55$; $\text{parciální } \eta^2 = 0,128$ and $SP = 0,448$). Největší valgózní moment síly nastává během doskoku typu „run-back“. Tento moment síly však nemá žádný efekt během prvních 100 ms po počátečním kontaktu s podložkou, ale spíše během následného pohybu směrem vzad od sítě. Ve srovnání mezi doskoky „run-back“ a „step-back“ vykazuje relevantně vyšší hodnoty reakčních sil podložky doskok „run-back“.

Klíčová slova: přední křížový vaz, prevence zranění, kinetika

5.1. Úvod

Nekontaktní zranění předního křížového vazy (ACL) primárně vzniká u mladých zdravých osob jako výsledek náhlé změny směru nebo rychlosti během pohybových aktivit (Hewett et al., 2007). Tento typ zranění kolenního kloubu je ve volejbalu běžný (Decker et al., 2003) a často vyžaduje lékařskou intervenci (Ferretti et al., 1992). Větší výskyt

ACL zranění ve volejbalu je zaznamenán u žen (Ferretti et al., 1990). Největší množství ACL zranění vzniká během druhé dekády života (Griffin, 2007).

Odrazy a následné doskoky představují nutný základ techniky útočného úderu, blokování a podání z výskoku. Během fáze doskoku jsou hlezenní, kolenní a kyčelní klouby vystaveny působení reakčních sil podložky. Účinku vlivu reakčních sil podložky na klouby dolní končetiny se věnovala celá řada autorů (Decker et al., 2003; Ortega et al., 2010; Podraza & White, 2010; Salci et al., 2004; Seegmiller & McCaw, 2003). Hewett et al. (2005) identifikovali rizikové faktory (valgózní úhel, valgózní moment síly a vysoké reakční síly podložky) predikující výskyt ACL zranění u hráček volejbalu, fotbalu a basketbalu prostřednictvím prospektivní studie na vzorku 205 žen.

Aby byl zachován smysl hry, jsou hráči nuceni krátit dobu doskoku na minimum. Ve volejbalu mohou nastat dvě základní situace při blokování útočného úderu soupeře: 1) úspěšný blok; 2) neúspěšný blok. Úspěšný blok je charakterizován ukončením aktuální rozehry (míč padá po kontaktu s blokem na soupeřovu stranu hřiště) a hráč není v průběhu doskoku pod časovým tlakem. Vzhledem k tomu, že hráč není pod časovým tlakem v případě úspěšného bloku, má hráč možnost změnit mechaniku doskoku. Neúspěšný blok je charakterizován pokračováním aktuální rozehry (po kontaktu míče s blokem, míč pokračuje dále do pole, kde je rozehrán do následné útočné akce), hráč je nucen bezprostředně po doskoku odstoupit od sítě do výhodného postavení pro následný protiútok. V tomto případě musí hráč reagovat na vzniklou situaci ve hře a nemusí mít dostatek času na bezpečný doskok.

Existuje několik technik doskoku, které volejbaloví hráči využívají v situaci úspěšného a neúspěšného bloku. Tři nejčastější z těchto technik jsou doskoky „stick“, „step-back“ a „run-back“. Hráči obvykle využívají doskoky „stick“ a „step-back“ v případě úspěšného bloku a doskok „run-back“ v případě neúspěšného bloku. Doskok „stick“ nezahrnuje žádný následný pohyb. Chodidla jsou v relativně paralelním postavení v okamžiku kontaktu s podložkou a subjekt je schopen po doskoku stát vzpřímeně bez ztráty rovnováhy. Doskok „step-back“ je charakterizován volným krokem levou nohou vzad směrem od sítě bezprostředně po doskoku. Doskok „run-back“ je část strategie hry, při níž hráč co nejrychleji odstupuje od sítě (do vzdálenosti přibližně 3 m) bezprostředně po doskoku. Chodidla jsou v relativně paralelním postavení v okamžiku kontaktu s podložkou a hráč bezprostředně

po doskoku odstupuje levou nohou vzad. Tyto následné pohyby mohou mít vliv na biomechanické faktory, které jsou asociovány se vznikem ACL zranění. Cílem předložené studie bylo určit vztah mezi třemi typy doskoků („stick“, „step-back“ a „run-back“) po bloku a vybranými rizikovými faktory ACL zranění u profesionálních hráček volejbalu. Předpokládáme, že typ doskoku po bloku ve volejbalu bude ovlivňovat valgózní moment síly a vertikální reakční síly podložky. Dále předpokládáme, že doskok „run-back“ bude zvyšovat hodnoty obou proměnných.

5.2. Metody

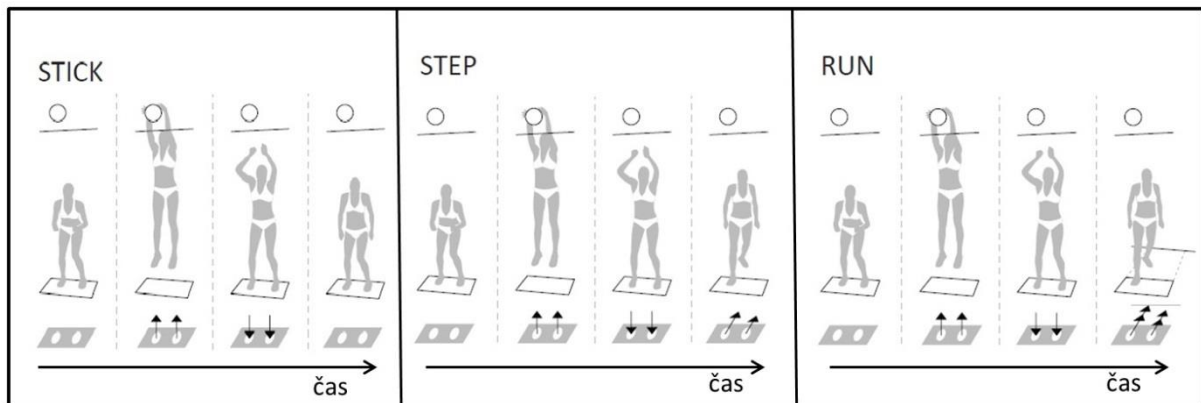
Výzkumný soubor

Čtrnáct profesionálních hráček volejbalu (věk $22,5 \pm 4,6$ let; tělesná výška $180,9 \pm 0,1$ cm; tělesná hmotnost $72,3 \pm 8,3$ kg) se účastnilo předložené studie. Všechny hráčky mohou být kategorizovány podle herní specializace na středové blokačky, přihrávající smečářky nebo univerzální hráčky se zkušeností 2-14 let působení v nejvyšší soutěži v České republice. Žádná z hráček neměla v minulosti žádné zranění kyčelního, kolenního a hlezenního kloubu. V době testování neměly hráčky žádné zranění, které by zabránilo účasti na pohybové aktivitě po dobu dvou týdnů v uplynulých šesti měsících (Dai et al., 2010). Před začátkem testování byly hráčkám vysvětleny všechny cíle a experimentální postupy. Všechny postupy použité v této studii byly schváleny etickou komisí.

Protokol

Subjekty navštívily laboratoř ve dvou různých dnech v intervalu 24 hodin a v každém dni vykonaly identický protokol. Experimentální nastavení vycházelo z reálné herní situace při bloku ve volejbalu. Horní páska volejbalové sítě byla ve výšce 2,24 m nad podlahou. Pro normalizaci výšky výskoku byl nad sítí zavěšen statický volejbalový míč. Střed míče byl umístěn 0,15 m nad horní páskou sítě a 0,10 m v prostoru za sítí na soupeřově straně hřiště. Data pro dynamickou a kinematickou analýzu byla získána ze tří typů doskoků po bloku: „stick“, „step-back“ a „run-back“ (Obrázek 17). Doskok „stick“ je definován jako doskok na obě dolní končetiny s vědomým prodloužením doby doskoku dostatečnou flexí v kolenním kloubu bez jakéhokoliv následného pohybu. Doskok „step-back“ je definován volným krokem levou dolní končetinou od sítě následujícím bezprostředně po doskoku. Doskok „run-back“ je

definován co nejrychlejším odstoupením od sítě do vzdálenosti 3 m, kdy odstoupení od sítě je zahájeno bezprostředně po doskoku výkrokem vzad levé dolní končetiny. O volbě herní situace byl subjekt informován až v momentě kontaktu s míčem nad sítí prostřednictvím akustického signálu. V každém provedeném pokusu musel subjekt provést blok statického míče. V obou situacích byl každý subjekt motivován k provedení doskoku tak, aby se co nejvíce blížil situaci v utkání. Před začátkem testování proběhlo komplexní rozcvičení zahrnující protažení a dynamické rozcvičení. Po rozcvičení následovalo pět cvičných pokusů. Následně musel subjekt vykonat čtyři úspěšné pokusy v každém typu doskoku v náhodném pořadí. Náhodnost volby herních situací řídil examinátor. Subjekt byl po každém pokusu dotazován, zda provedený blok z jeho subjektivního pohledu odpovídal reálné situaci v utkání. Pokud byla zpětná vazba záporná, byl pokus opakován. Pokus byl rovněž opakován v situaci, kdy subjekt nedoskočil na dynamometrické plošiny.



Obrázek 17 Typy doskoku po bloku ve volejbalu

Experimentální nastavení

Pro měření reakčních sil na podložce byly použity dvě silové plošiny (Kistler, 9286 AA, Switzerland) zabudované v podlaze. Silové plošiny zaznamenávaly data s frekvencí 1235 Hz. Kinematika dolních končetin, pánve a trupu byla zaznamenána s frekvencí 247 Hz systémem optoelektronické stereofotogrammetrie sestávající se z osmi infra-červených kamer (Qualisys Oqus, Sweden). Kalibrační značky umístěny bilaterálně na laterální a mediální maleolus, mediální a laterální femorální kondyly, velký trochanter femuru, přes botu nad první a pátou hlavu metatarsů. Pohybové (trekovací) značky byly navíc umístěny na trup (acromion), pánev (iliakální křistu a posterior superior iliakální spinu), na stehno a bérce (čtyři tuhé destičky o nízké hmotnosti se čtveřicí značek) a nohu (trojice značek na patě přes obuv).

Analýza dat

Kinetická a kinematická data byla zpracována v programu Visual3D (C-motion, Rockville, MD, USA). Rozsah sledovaného pohybu začínal v okamžiku, kdy reakční síla podložky překročila na silové plošině, asociované se sledovanou dolní končetinou, 20 N a končil v případě doskoků s odstoupením poslední kladnou hodnotou reakční síly na podložce a v případě doskoku na místě okamžikem, kdy se subjekt navrátil do výchozího postavení vzpřímeného stoje. Všechny segmenty dolních končetin byly modelovány jako komolé kužely, zatímco pánev a trup byly modelovány jako válce. Lokální koordinační soustavy jednotlivých segmentů byly definovány při statickém kalibračním záznamu v přirozeném stoji. Zaznamenané polohy referenčních značek v čase byly filtrovány low-pass filtrem (fourth-order Butterworth filter) s frekvencí 12 Hz a data ze silových plošin s frekvencí 50 Hz. Šest stupňů volnosti bylo stanoveno pro každý segment z pohybových reflexních značek daného segmentu. Následně byly vypočítány trojrozměrné úhly v hlezenních, kolenních a kyčelních kloubech pomocí Cardanovy sekvence Xyz (Hamill & Selbie, 2004a). Pro analýzu v této studii byla použita pouze data získaná z pravé dolní končetiny. Výstupní momenty sil v kloubech byly vypočítány pomocí metody inverzní dynamiky (Hamill & Selbie, 2004b). Reakční síly podložky byly normalizovány tělesnou tíhou (v Newtonech) a valgózní moment síly byl normalizován tělesnou tíhou (v Newtonech) a tělesná výška v metrech (Hughes et al., 2010). Valgózní moment síly na pravé dolní končetině byl vypočítán podle Hamilla a Selbieho (2004b). Proximální lokální koordinační systém kolenního kloubu byl na stehnu orientován tak, že valgózní moment ve frontální rovině nabýval kladných hodnot a vytvářel tendenci k addukci (přitažení bérce k mediální rovině).

Statistická analýza

Všechny analyzované proměnné vykazovaly normální rozdělení (Shapiro-Wilk test). Reliabilita měření byla posuzována pomocí vnitrotřídního korelačního koeficientu (ICC) (Hopkins, 2000). Hodnota ICC vyšší než 0,7 je považována za dostatečně reliabilní (Nunnally & Bernstein, 1994). Jednofaktorová analýza rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření (faktor: typ doskoku) byla použita pro srovnání vertikální reakční síly podložky a valgózního momentu síly na pravé dolní končetině. Jestliže byl Mauchlyho test významný, byly použity Greenhouse-Geisserovy korekce. Následně byla vykonána Bonferroniho párová srovnání.

Efekt velikosti vlivu typu doskoku na závislé proměnné byl hodnocen pomocí Eta square index (Cohen, 1973). Protože byla použita jednofaktorová analýza rozptylu, považujeme hodnotu parciální $\eta^2 < 0,099$ jako zanedbatelný vliv, parciální $\eta^2 = 0,099-0,0588$ jako malý vliv, parciální $\eta^2 = 0,0589-0,1379$ jako střední vliv a parciální $\eta^2 > 0,1379$ jako velký vliv (Cohen, 1988). Statistická síla testu (SP) byla vyjádřena v souladu se studií Cohen (1962). Statistická významnost byla pro všechny testy nastavena na hladině významnosti $p < 0,05$. Všechny statistické procedury byly provedeny pomocí IBM SPSS 20.

5.3. Výsledky

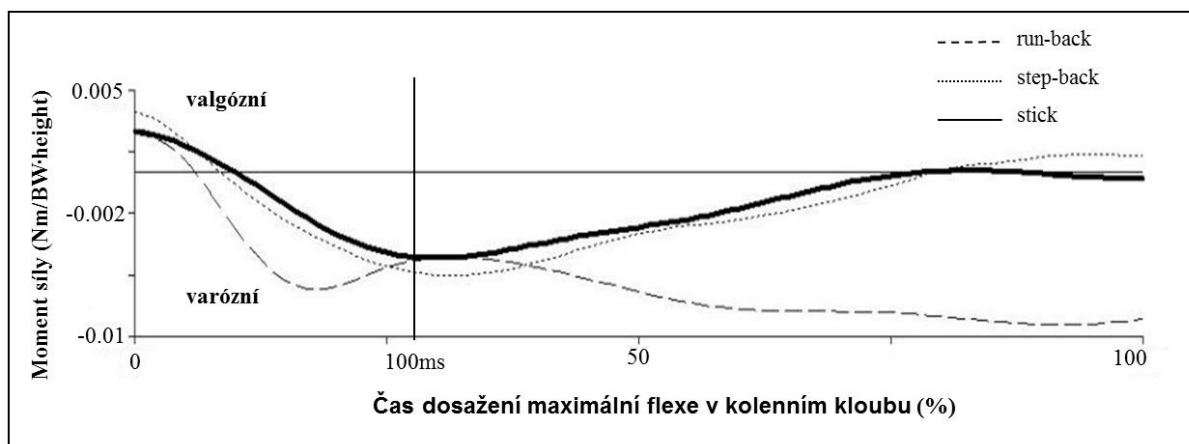
Vnitrotřídní korelační koeficient (ICC) byl stanoven z osmi opakovaných měření vertikální reakční síly a interního addukčního momentu na pravé dolní končetině u tří typů doskoků. Průměrná hodnota ICC u doskoku „stick” byla 0,799 a nabývala hodnot v intervalu 0,511 až 0,947. Průměrná hodnota ICC u doskoku „step-back” byla 0,928 a nabývala hodnot v intervalu 0,826 až 0,981. Průměrná hodnota ICC u doskoku „run-back” byla 0,891 a nabývala hodnot v intervalu 0,736 až 0,971.

Pomocí jednofaktorové analýzy rozptylu byl zjištěn hlavní vliv typu doskoku na interní addukční moment na pravé dolní končetině ($F = 5,96$, $p = 0,019$, $df = 1,18$, parciální $\eta^2 = 0,239$ a $SP = 0,693$). Následné párové srovnání pomocí Bonferroniho korekcí ukazuje, že při doskoku „run-back” je oproti doskoku „step-back” generován významně vyšší interní addukční moment na pravé dolní končetině ($p < 0,042$). Dále nebyl potvrzen hlavní vliv typu doskoku na reakční sílu na pravé dolní končetině ($F = 2,77$, $p = 0,090$, $df = 1,55$, parciální $\eta^2 = 0,128$ a $SP = 0,448$).

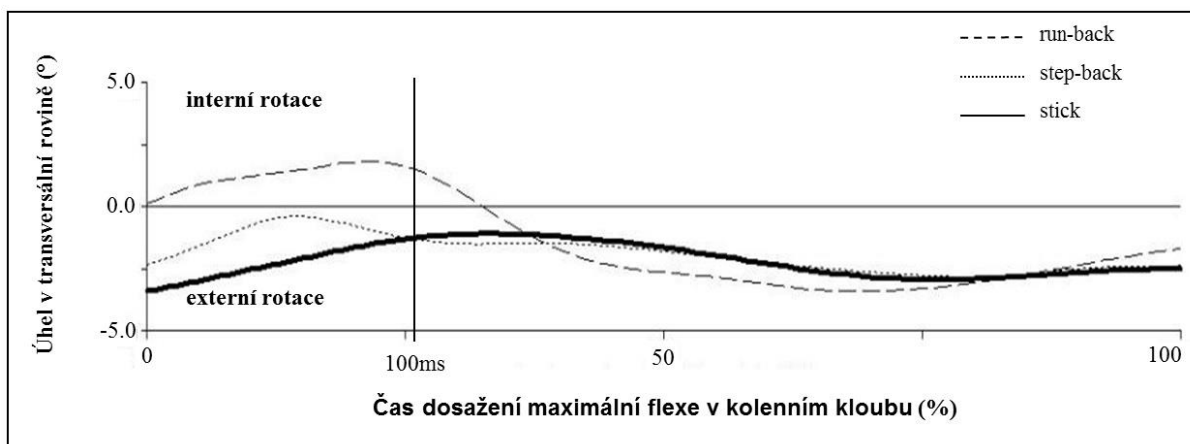
Tabulka 2 Průměry a směrodatné odchylky (M±SD) normalizovaného valgózního momentu síly (Nm/tělesná tíha·výška) a normalizovaná vertikální reakční síla podložky (tělesná tíha) na pravé dolní končetině v průběhu tří typů doskoků (n=14)

	Doskok „stick”		Doskok „step-back”		Doskok „run-back”	
	M	SD	M	SD	M	SD
Valgózní moment (Nm/BW·výška)	0.014	0.007	0.015	0.010 a	0.021	0.017a
Reakční síla podložky (BW)	2.10	0.50	1.96	0.39	2.10	0.38

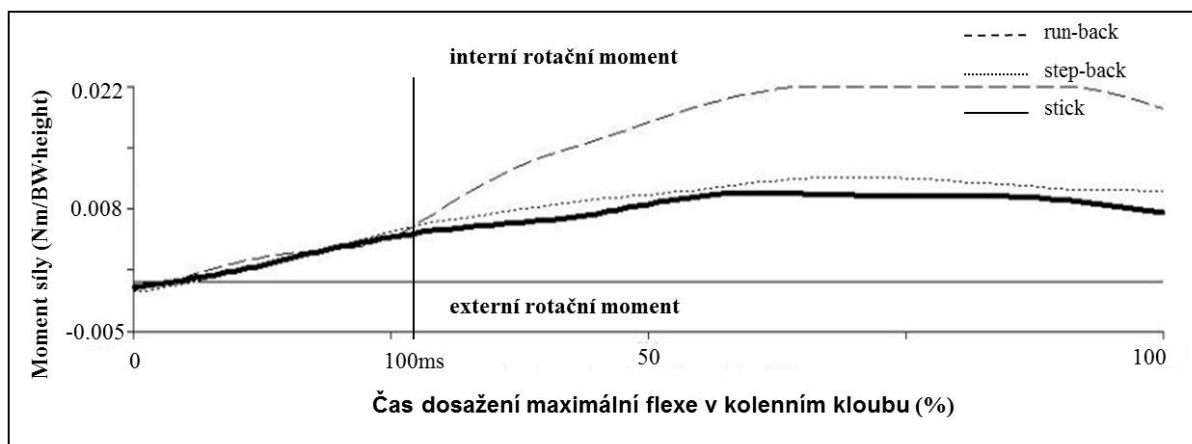
Poznámka: Stejná písmena indikují statisticky významné rozdíly ($p < 0.05$); BW- tělesná tíha



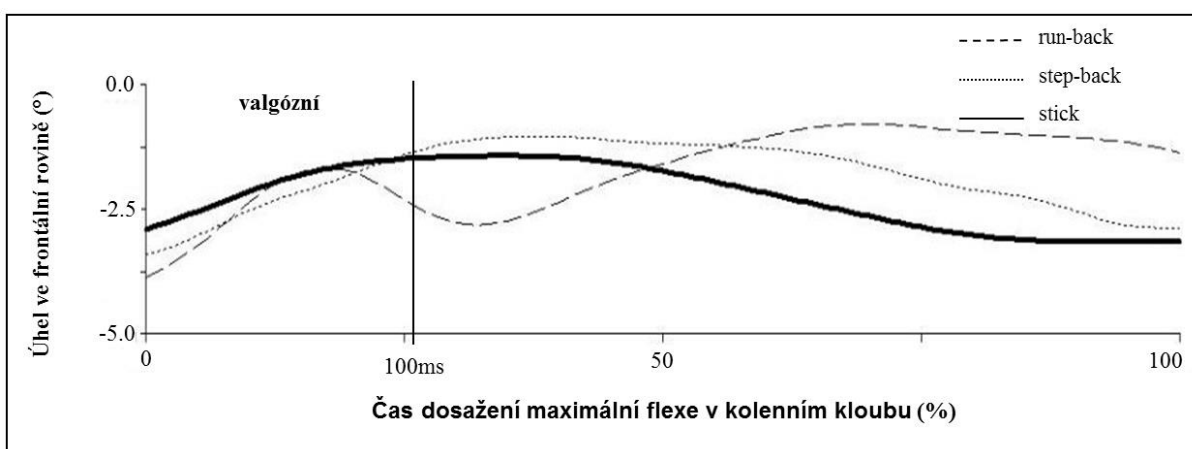
Obrázek 18 Valgózní-varózní moment síly v pravém kolenním kloubu (n=14)



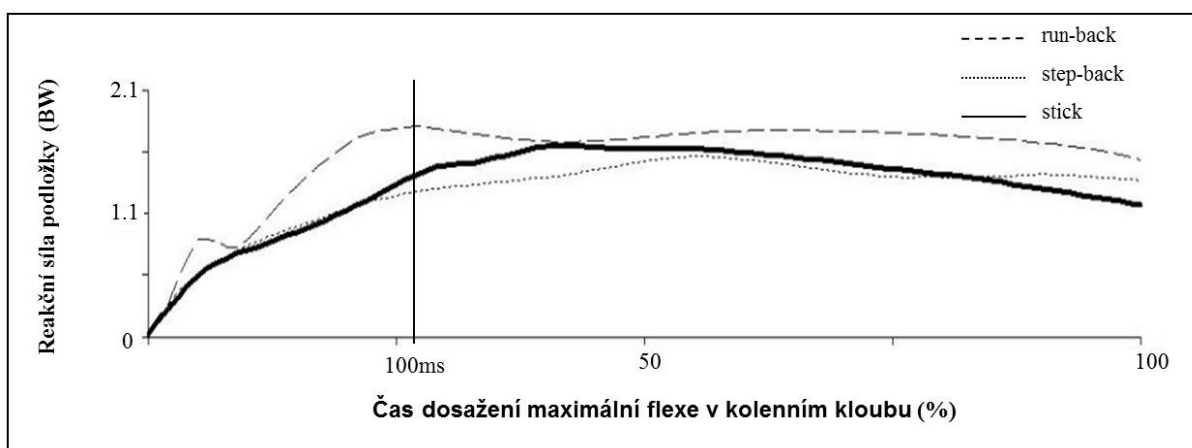
Obrázek 19 Úhel pravého kolenního kloubu v transversální rovině (n=14)



Obrázek 20 Moment síly pravého kolenního kloubu v transversální rovině (n=14)



Obrázek 21 Úhel pravého kolenního kloubu ve frontální rovině (n=14)



Obrázek 22 Reakční síly podložky pravého kolenního kloubu (n=14)

5.4. Diskuze

Cílem studie bylo zjistit vliv doskoků „stick“, „step-back“ a „run-back“ po bloku na vybrané rizikové faktory vzniku ACL zranění u profesionálních hráček volejbalu.

Dřívější studie Shea et al. (2004) uvádí, že výskyt zranění předního křížového vazy se mnohonásobně více objevuje u žen než u mužů. Marshall, Padua a McGrath (2007) uvádí, že v poslední dekádě byly publikovány pouze dvě studie zabývající se problematikou ACL zranění ve volejbalu. Doskok následující po odrazu je primární nekontaktní mechanismus vzniku ACL zranění u hráček volejbalu a basketbalu (Ferretti, 1992; Kirkendall a Garrett, 2000). Ženy obecně disponují mnohem větším valgózním úhlem během doskoku (Ford, Myer, & Hewett 2003; Padua et al., 2004). Bylo zjištěno, že valgózní zatížení kolene zvyšuje napětí předního křížového vazy (Lloyd & Buchanan, (2001). Hewett (2005) uvádí, že doskok v dynamickém valgózním postavení je chápán jako potenciálně škodlivý pro kolenní kloub. Hewett et al. (2005) dále uvádí valgózní moment v kolenním kloubu jako prediktivní faktor ACL zranění (73%). Tato prospektivní studie srovnávala 9 žen, u kterých v průměru po šesti měsících od měření došlo k přetržení ACL při sportu se ženami, u kterých k přetržení ACL nedošlo.

Hlavním zjištěním studie je, že se v průběhu doskoku „run-back“ při bezprostředním odstoupení od sítě objevuje významně vyšší valgózní moment síly v kolenním kloubu na pravé dolní končetině oproti doskoku „step-back“ (Tabulka 2). V průběhu stejné fáze (doba od počátečního kontaktu s podložkou do okamžiku maximální flexe v kolenním kloubu) se u všech typů doskoku objevuje nejdříve valgózní moment síly a následně varózní moment síly, který pouze u doskoku „stick“ a „step-back“ znovu plynule přechází ve valgózní moment síly (Obrázek 18). Je překvapivé, že maximum valgózního momentu (Tabulka 2) v případě doskoku „run-back“ nastává až v průběhu aktivního odrazu během odstoupení směrem od sítě. Tato fáze již na grafech není zobrazena.

Dále bylo zjištěno, že hráčky v okamžiku kontaktu s podložkou v případě doskoku „run-back“ natáčejí pravou dolní končetinu do interní rotace v kolenním kloubu, která postupně přechází

do externí rotace na rozdíl od doskoku „stick” a „step-back”, kde byla zaznamenána pouze externí rotace na pravé dolní končetině v kolenním kloubu (Obrázek 19). McLean et al. (2005) předpokládali, že zvýšená abdukce v kolenním kloubu u žen, v kombinaci se zvýšenou variabilitou rotace tibie může přispívat ke zvýšenému riziku vzniku ACL zranění. Myer et al. (2004) popisují tento rizikový pohybový vzor dolní končetiny jako dominanci pasivních struktur při doskoku. Dominance pasivních struktur je definována během doskoku jako doskok s vysokou úrovní reakčních sil podložky, nízkou flexí v kolenním kloubu, se signifikantním pohybem na mediální straně kolenního kloubu způsobený addukcí femuru a interní rotací tibie. Výsledky předložené studie ukazují, že zde byla tendence během doskoku „run-back” k interní rotaci tibie způsobenou interním momentem síly (Obrázek 20). Navíc v případě doskoku „run-back” je generován externí rotační moment síly, který plynule přechází v interní rotační moment síly vzniklý působením pasivních struktur kolenního kloubu. Taková kombinace působících sil může způsobovat větší zatížení ACL během doskoku.

Největší valgózní úhel v okamžiku kontaktu s podložkou byl zjištěn u doskoku „run-back”. Navíc průběh valgózního úhlu v tomto typu doskoku vykazuje mnohem větší variabilitu oproti doskoku „stick” a doskoku „step-back” (Obrázek 21). Doskok „run-back” pravděpodobně klade zvýšené nároky na nervosvalovou kontrolu pohybové činnosti. Naše hypotéza zvýšených nároků na nervosvalovou kontrolu pohybové činnosti může být podpořena nižší hodnotou vertikální reakční síly podložky a směrodatné odchylky během doskoku „run-back”. Z tohoto pohledu se zdá, že normalizace pravděpodobně nebyla důvodem pro vyšší hodnoty směrodatné odchylky valgózního momentu během doskoku „run-back”. Snížená schopnost nervosvalové kontroly může zvyšovat zatížení pasivních struktur (Li et al., 1999).

Z pohledu působení reakčních sil podložky byl zjištěn středně věcně významný vliv maximálních hodnot reakční síly podložky v průběhu doskoku „run-back” oproti doskoku „step-back” (Obrázek 22). Reakční síla podložky je chápána jako jeden z rizikových faktorů vzniku ACL zranění (Yu, 2006). Následný krok vzad po bloku by mohl snížit vertikální reakční síly a splňovat nároky na bezpečný doskok po bloku u žen.

5.5.Závěry

Při doskoku „run-back“ se objevuje nejvyšší valgózní moment síly, který je považován za rizikový faktor zranění ACL. Doskok „run-back“ také vykazoval nejvyšší hodnoty vertikálních reakčních sil na podložce. Pokud má hráčka dostatek času v situaci neúspěšného bloku, měla by použít doskok „step-back“ a následně zrychlit pohyb vzad od sítě. Pokud hráčka nemá dostatek času použít doskok „step-back“, měla by se učit využívat pravou i levou dolní končetinu v prvním kroku směrem vzad od sítě, aby se vyhnula opakovaného přetížení ACL v průběhu doskoku „run-back“.

Referenční seznam

- Cohen, J. (1962). The statistical power of abnormal-social psychological research: a review. *Journal of Abnormal Psychology*, 63, 145-153.
- Cohen, J. (1973). Eta-Squared and Partial Eta-Squared in Fixed Factor Anova Designs. *Educational and Psychological Measurement*, 33, 107-112
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioural sciences*. Hillsdale: Erlbaum.
- Dai, B., Sorensen, C. J., & Gillette, J. C. (2010). The effects of postseason break on stabilometric performance in female volleyball players. *Sports Biomechanics*, 9(2), 115-122.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, R. J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and. *Clinical Biomechanics*, 18, 662-669.
- Ferretti, A., Papandrea, P., & Conteduca, F. (1990). Knee Injuries in Volleyball. *Sports Medicine*, 10(2), 132-138.
- Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Mariani, P. P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball. *The American Journal Sports Medicine*, 20(2), 203-207.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Griffin, L.Y. (2007) The Problem of ACL Injuries. In: T.E. Hewett, S. J. Shultz, & L.Y. Griffin, *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries* (p.5-29). Champaign,IL: Human Kinetics.

- Hamill, J., & Selbie, S. (2004a). Three-Dimensional Kinematics. In: G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics* (p. 35-52). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004b). Three-Dimensional Kinetics. In: G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics* (p.145-162). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hewett, T. E. et al. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.
- Hewett, T.E., Shultz, S.J., & Griffin, L.Y. (2007). *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jumps. *European Journal Sport Science*, 10(1), 1-11.
- Kirkendall, D.T., & Garrett, W.E. (2000).The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372, 64-68.
- Li, G., Rudy, T.W., Sakane. M., Kanamori, A., Ma, C. B., & Woo, S.L. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 395-400.
- Lloyd, D.G. & Buchanan, T.S. (2001). Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *Journal of Biomechanics*, 34, 1257-1267
- Marshall, S. W., Padua, D., & McGrath, M. Incidence of ACL Injury. In: T.E. Hewett, S. J. Shultz, & L.Y. Griffin, *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries* (5-29). Champaign, IL: Human Kinetics.
- McLean, S.G., Huang, X., & van den Bogert, A. J. (2005). Association between lower extremity posture at contact and peak knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clinical Biomechanics*, 20, 863-870.
- Myer, G.D., Ford, K.R., & Hewett, T.E. (2004). Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. *Journal of Athletic Training*, 39, 352-364.
- Nunnally, J.C. & Bernstein, I. H. (1994). *Psychometric Theory*. New York: McGraw-Hill.

- Ortega, D. R., Rodríguez Bies, E.C., & Berral de la Rosa, F.J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 282-287.
- Padua, D. A., Marshall, S.W., Beutler, A. I., DeMaio, M., Onate, J.A., Yu, B., Guskiewicz, K. M., & Garrett, W.E. (2004). Sex comparison of jump landing kinematics and technique. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, S348.
- Podraza, J. T., & White, S. C. (2010). Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle. *The Knee*, 17, 291-295.
- Salci, Y., Kentel, B. B., Heycan, C., Akin, S., & Korkusuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female. *Clinical Biomechanics*, 19, 622–628.
- Seegmiller, J.G., & McCaw, T. (2003). Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in drop Landings. *Journal of Athletic Training*, 38(4), 311-314.
- Shea, K. G., Pfeiffer, R., Wang, J.H., Curtin, M., & Apel, P.J. (2004). Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: An analysis of insurance data. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 24(6), 623-628.
- Yu, B., Lin, C.F., & Garrett, W.E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, 21, 297–305.
- Zahradnik, D., Farana, R., Uchytíl, J., & Jandačka, D. (2013). Effect of landing after block on valgoid load of knee in volleyball players. *Rehabilitácia*, 50(4), 205-214.

6. Identifikace typů doskoku po bloku ve volejbalu asociované s rizikem zranění předního křížového vazy

Studie je v současné době v druhém kole revize v impaktovaném časopise European Journal of Sport Science¹. Originál studie je uveden v příloze 3.

Abstrakt

Doskoky po bloku ve volejbalu, které jsou charakterizovány nízkou flexí v kolenním kloubu, mohou být vystaveny zvýšenému riziku vzniku ACL zranění. Cílem studie bylo identifikovat takové typy doskoků po provedení volejbalového bloku, u kterých v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky byla zjištěna flexe v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou 30°. Kinematická a kinetická data byla synchronizována a následně zaznamenána pro každý platný pokus. Studentův t-test byl použit pro identifikaci typů doskoků po bloku statisticky významně rozdílných od kritické hodnoty 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky ($\alpha = 0,05$). Analýza rozptylu pro opakovaná měření byla použita pro srovnání úhlu flexe v kolenním kloubu, času dosažení prvního maxima reakční síly podložky, velikosti prvního maxima reakční síly podložky v okamžiku působení prvního maxima reakční síly na podložce. Statisticky významně nižší úhel flexe v kolenním kloubu byl zjištěn pouze u doskoků typu „go” ($p = 0,01$; ES = 0,9) a „reverse” ($p = 0,02$; ES = 0,7). Výsledky ANOVY pro opakovaná měření naznačují statisticky významné rozdíly u reakční síly podložky mezi doskoky „reverse”, „go” a ostatními typy doskoků s výjimkou doskoku typu „side stick”. Doskoky „reverse” a „go” mohou být škodlivé pro ACL kvůli doskoku na jednu dolní končetinu v mediolaterálním směru s vyšší hodnotou reakční síly podložky a statisticky významně nižší flexi v kolenním kloubu než kritická hodnota 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky.

¹ Dear Dr Zahradnik:

The manuscript entitled "Identification of types of landing after blocking in volleyball associated with risk of ACL injury" which you submitted to European Journal of Sport Science, has been reviewed.

The reviewer(s) had several serious concerns with your manuscript and have recommended that it be revised before further consideration is given. Therefore, I invite you to respond to the reviewer comments and revise your manuscript.

Sincerely,

Professor Hermann Schwameder
Section Editor, European Journal of Sport Science

Klíčová slova

Zranění dolní končetiny, prevence zranění, kolenní kloub, kinematika, kinetika

6.1. Úvod

Zranění předního křížového vazy (ACL) často vznikne při odrazu a následném doskoku na jednu nebo obě dolní končetiny a tento typ zranění představuje vážný a obvyklý problém ve volejbalu (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Leporace et al., 2013; Lobiatti, Coleman, Pizzichillo, & Merni, 2010). Mnohem vyšší výskyt ACL zranění ve volejbalu se vyskytuje u hráček (Ferretti, Papandrea, & Conteduca, 1990; Hughes, Watkins, & Owen, 2010). Výzkum v oblasti možných mechanismů ACL zranění během různých doskoků by mohl pomoci v prevenci těchto zranění u hráček volejbalu.

Snížený rozsah pohybu flexe v kolenním kloubu během brzdivé fáze doskoku zvyšuje rozsah pohybu a momenty sil ve frontální rovině (Pollard, Sigward & Powers, 2010). Větší napětí ACL vazy je asociováno s vyšším zatížením kloubu ve frontální rovině (Hewett et al., 2005). Největší napětí ACL vazy nastává v okamžiku působení prvního maxima vertikální reakční síly podložky krátce po počátečním kontaktu špičky chodidla s podložkou u doskoků s následným výskokem (Yu, Lin, & Garrett, 2006). První maximum vertikální reakční síly podložky typicky nastává během 10-14 ms po počátečním kontaktu s podložkou během fáze pasivního zatížení svalově kosterního systému (Cronin, Bressel, & Finn, 2008; Ortega, Rodríguez Bías, & Berral de la Rosa, 2010). Během této doby je lidské tělo náchylné na vznik zranění kvůli působení vysokých sil na struktury uvnitř kolenního kloubu jako výsledek působení vysoké reakční síly podložky (Hughes, Watkins, & Owen, 2010). Maximum napětí předního křížového vazy obvykle nastává blízko plné extenze (rozsah 0-30° flexe v kolenním kloubu) a se zvyšující se flexí v kolenním kloubu dochází ke snížení napětí ACL (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett, 2004).

Mechanismy vzniku nekontaktních zranění ACL nejsou známy (Boden, Dean, Feagin & Garrett, 2000; Shin, Chaudhari & Andiacchi, 2011) a představují multifaktoriální problém (Shultz et al, 2012). Je navrženo několik mechanismů, které významně zvyšují napětí ACL a mohou vést ke zranění, jako: 1) přední tibiální střižná síla vznikající z důvodu nadměrné kontrakce čtyřhlavého svalu stehenního a nedostatečné aktivace hamstringů (Berns, Hull, & Patterson, 1992; DeMorat et al., 2004; Lipps et al., 2012); 2) zvýšení axiální komprese kolenního kloubu (Yeow, Rubab, Lee, & Goh, 2009; Wall, Rose, Sutter,

Belkoff, & Boden, 2012); 3) zvýšení interní tibiální rotace (Levine et al., 2012; Markolf, O'Neill, Jackson, & McAllister, 2004); 4) zvýšení externí tibiální rotace (Olsen, Myklebust, Engebretsen & Bahr, 2004); 5) zvýšení valgózního zatížení kolenního kloubu (valgózní kolaps kolenního kloubu) ve frontální rovině (Kristianslund & Krosshaug, 2013; Krosshaug et al, 2007); 6) kombinace výše uvedených mechanismů (Berns, Hull, & Patterson, 1992). “In vitro” studie (Berns et al., 1992; Dürselen, Claes, & Kiefer, 1995), “in vivo” studie (Beynon et al., 1995; Hosseini, Gill & Li, 2009), experimentální studie (Hughes et al., 2010; Kristianslund & Krosshaug, 2013) a studie založené na analýze video záznamu (Koga et al., 2010; Krosshaug, 2007; Olsen et al., 2004) naznačují, že úhel 30° flexe v kolenním kloubu může představovat kritickou hodnotu pro určení maxima zatížení ACL.

Doskoky po bloku ve volejbalu jsou obvykle provedeny na jednu nebo obě dolní končetiny (Lobiatti, Coleman, Pizzichillo, & Merni, 2010; Tillman, Hass, Brunt, & Bennett, (2004) a jsou často doprovázeny následnými pohyby ve všech rovinách, jako jsou pohyby s náhlou změnou směru a rychlostí pohybu. Tyto následné pohyby jsou závislé na konkrétní herní situaci. Zatížení ACL způsobené kombinací pohybů ve všech třech rovinách může být větší v pozicích flexe kolenního kloubu nižší než 30° (Quatman, Quatman-Yates & Hewett, 2010).

Literatura uvádí 30° flexe v kolenním kloubu jako kritickou hodnotu, pod kterou mohou být hráčky volejbalu náchylné na vznik ACL zranění během doskoku. Cílem studie je identifikace typů doskoků po bloku ve volejbalu, u kterých bude zjištěna flexe v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky. Rovněž budeme identifikovat velikost reakčních sil podložky u doskoků s flexí v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou. Předpokládáme, že doskoky s flexí v kolenním kloubu nižší než 30° budou mít vyšší hodnotou reakční síly na podložce během doskoku než doskoky provedené v úhlech flexe vyšších než 30° v průběhu doskoku.

6.2. Metody

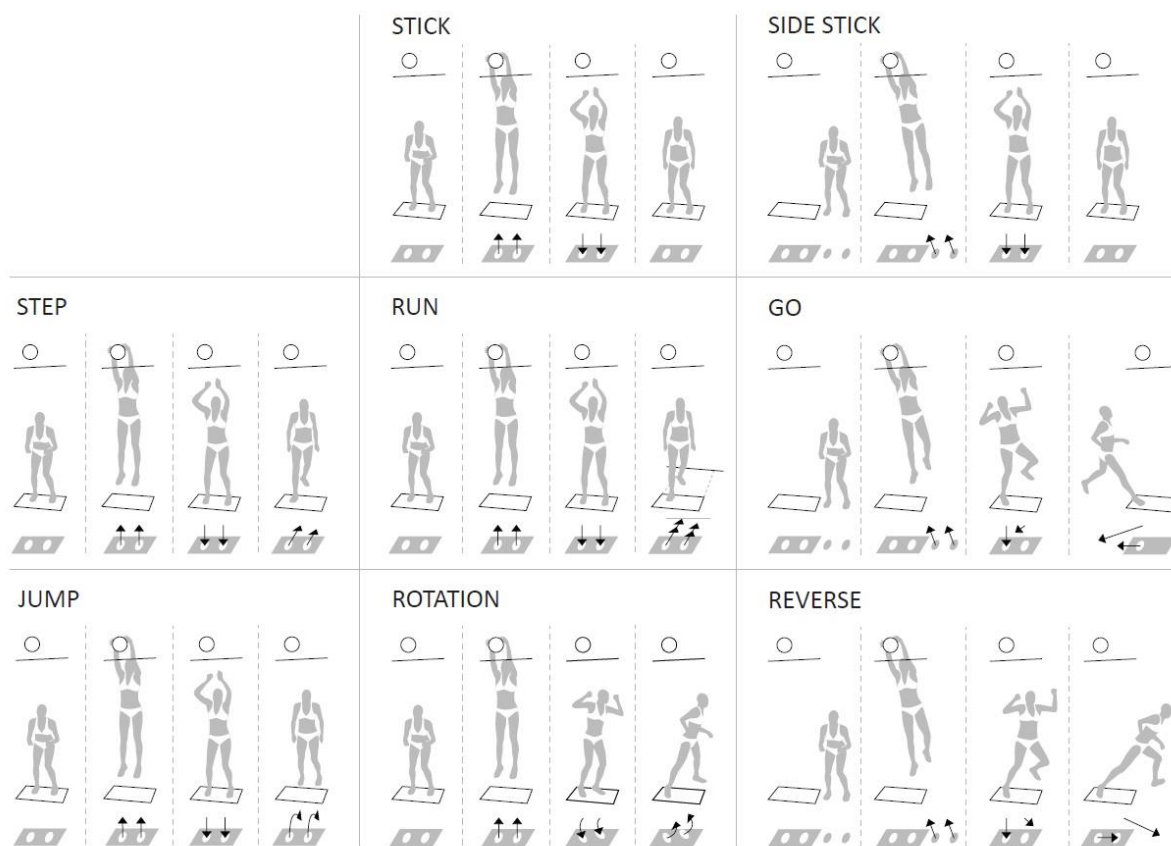
Devatenáct profesionálních hráček volejbalu (věk $22,3 \pm 3,1$ let; tělesná výška $181,1 \pm 3,8$ cm; tělesná hmotnost $72,5 \pm 5,3$ kg) se účastnilo této studie. Všechny hráčky byly pravačky s herní specializací středový blokař, přihrávající smečar a univerzální hráč ($3,9 \pm 3,1$ let působení v nejvyšší soutěži v České republice). Žádná z hráček neproděla v posledních šesti měsících operaci kyčlí, kolen nebo hlezna a neprodělala ACL zranění.

V době testování neměly hráčky žádné zranění, které by zabránilo účasti na psychické aktivitě. Před začátkem testování byly hráčkám vysvětleny všechny cíle a experimentální postupy. Všechny postupy použité v této studii byly schváleny etickou komisí a informovaný souhlas byl dán každé hráčce.

Pro měření reakčních sil podložky byly použity dvě dynamometrické plošiny (Kistler, 9286 AA, Švýcarsko) instalované do podlahy laboratoře s frekvencí záznamu 1235 Hz. Kinematická data byla zaznamenána synchronně pomocí systému kinematické analýzy (Qualisys Oqus, Švédsko), který se sestává z osmi infračervených kamer umístěných do kruhu kolem dynamometrických plošin s frekvencí záznamu 247 Hz. Experimentální nastavení vycházelo z reálné herní situace při bloku ve volejbalu. Horní páska volejbalové sítě byla ve výšce 2,24 m nad podlahou. Pro normalizaci výšky výskoku byl nad sítí zavěšen statický volejbalový míč. Střed míče byl umístěn 0,15 m nad horní páskou sítě a 0,1 m v prostoru za sítí na soupeřově straně hřiště. Doskoky zahrnuté do této studie byly prováděny tak, aby se co nejvíce blížily reálnému provedení z důvodu zvýšení ekologické validity studie.

Subjekty navštívily laboratoř ve dvou různých dnech v odstupu minimálně 24 hodin a každý den vykonaly identický protokol. Před zahájením měření byly na subjekty umístěny retro-reflexivní značky. Kalibrační značky byly umístěny na obě dolní končetiny na mediální a laterální kotník, mediální a laterální kondyl femuru, velký trochanter femuru a na obuv nad první a pátý metatars. Trekovací značky byly pevně umístěny tak, aby definovaly trup (akromion), pánev (hřeben kosti kyčelní, přední a zadní trn kosti kyčelní), stehno a bérce (pevný klastr se čtyřmi reflexními značkami na každém segmentu) a obuv (triáda reflexních značek na patě).

V každém pokusu subjekt provedl po výskoku blok statického míče zavěšeného nad sítí. Subjekty provedly v rámci studie osm typů doskoků po provedení bloku (Obrázek 23). Jednotlivé typy doskoku byly identifikovány na základě expertního posouzení profesionálního volejbalového trenéra s dvanáctiletou praxí v nejvyšší ligové soutěži České republiky a s dvouletou zkušeností u reprezentačního týmu České republiky. Typy doskoků použity v této studii byly vybrány na základě četnosti výskytu v pěti utkáních nejvyšší soutěže České republiky.



Obrázek 23 Ilustrace typů doskoků po bloku ve volejbalu vyšetřovaných v této studii

Před zahájením měření provedly všechny subjekty desetiminutové rozcvičení, které obsahovalo strečink horních a dolních končetin a běh na běhátku preferovanou rychlostí. Po rozcvičení následovalo pět tréninkových pokusů. Následně byl zaznamenán kalibrační pokus ve stoji a poté každý subjekt vykonal čtyři úspěšné pokusy u doskoku typu „stick”, „step-back”, „side stick”, „run”, „jump”, „rotation”, „reverse” a „go”. Doskoky „stick”, „jump”, „rotation”, „step” a „run-back” byly provedeny pouze ve vertikálním směru. Doskok „stick” nezahrnuje jakýkoliv následný pohyb po provedeném doskoku. Chodidla jsou v relativně paralelním postavení v okamžiku kontaktu s podložkou a subjekt je schopen po doskoku stát vzpřímeně bez ztráty rovnováhy. Doskok „jump” zahrnuje po doskoku následný odraz snožmo vzad od sítě z obou dolních končetin provedený bezprostředně po kontaktu s podložkou. Doskok „rotation” zahrnuje rotaci těla v průběhu letové fáze po bloku s následným výkrokem levé dolní končetiny od sítě ve směru 45° bezprostředně po doskoku. Doskoky „step-back” a „run-back” představují část strategie hry, při níž subjekt odstupuje vzad směrem od sítě (jeden krok levou nohou v případě doskoku „step-back” a přibližně do vzdálenosti 3 m v případě doskoku „run-back”). Chodidla jsou v relativně

paralelním postavení v okamžiku kontaktu s podložkou a subjekt odstupuje od sítě výkrokem levé dolní končetiny bezprostředně po doskoku. Doskoky „side stick”, „reverse” a „go” jsou provedeny v kombinaci vertikálního a mediolaterálního pohybu podél sítě. Doskok „side stick” nezahrnuje žádný následný pohyb po doskoku. Doskok „go” zahrnuje následný krok provedený levou nohou v původním směru podél sítě směřující ven z hřiště bezprostředně po kontaktu s podložkou. Doskok „reverse” zahrnuje krok levou nohou v opačném směru oproti původnímu směru po provedení bloku bezprostředně po doskoku (Obrázek 23). Subjekty byly instruovány doskočit jejich pravou dolní končetinou na jednu dynamometrickou plošinu. U typů doskoků, které zahrnují doskok na obě dolní končetiny pouze pravá dolní končetina měla kontakt s dynamometrickou plošinou. Pokus byl opakován v případě, kdy subjekt nedoskočil na dynamometrickou plošinu správnou dolní končetinou nebo doskočil částečně mimo dynamometrickou plošinu.

Data byla zpracována pomocí software Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA). Každý pokus byl vymezen prvním výskytem reakční síly podložky nad 20 N pro každou dynamometrickou plošinu (Schot, Bates, & Dufek, 1994). Všechna data získána z dynamometrických plošin byla filtrována pomocí (fourth-order low-pass Butterworth filter) s frekvencí 50 Hz. Zaznamenané polohy referenčních značek byly filtrovány pomocí low-pass filtru (fourth-order Butterworth filter) s frekvencí 12 Hz. Aby bylo možno určit lokální koordinační systém segmentu, byly všechny segmenty modelovány jako komolé kužely zatímco pánev a trup byly modelovány jako válce (C-motion, Rockville, MD, USA). Lokální koordinační systémy byly definovány pomocí statického kalibračního pokusu pro každý subjekt.

Byla analyzována data na pravé dolní končetině v okamžiku prvního maxima reakční síly podložky. Úhel flexe v kolenním kloubu byl definován jako úhel lokálních koordinačních systémů stehna a bérce v sagitální rovině (0° indikuje plnou extenzi kolenního kloubu). Výsledná reakční síla podložky byla definována jako součet vektorů vertikální, mediolaterální a anteroposteriorní komponenty reakčních sil podložky. Reakční síla podložky byla normalizována pomocí tělesné tíhy. Čas dosažení prvního maxima reakční síly podložky byl definován jako čas mezi prvním kontaktem nohy s podložkou a prvním maximem reakční síly podložky.

Normalita rozložení experimentálních dat byla potvrzena Shapiro-Wilkinson testem. Pro posouzení reliability měření byl použit vnitrotřídní korelační koeficient (ICC) (Hopkins, 2000). Studentův t-test byl použit pro zjištění statisticky významného rozdílu úhlu flexe kolenního kloubu od kritické hodnoty 30° ($\alpha = 0,05$). Analýza rozptylu pro opakovaná měření byla použita pro srovnání úhlů flexe kolenního kloubu v okamžiku prvního maxima reakční síly podložky, velikosti a času dosažení prvního maxima reakční síly podložky na pravé dolní končetině na hladině významnosti ($\alpha = 0,05$). Jestliže Mauchlyho test sféricity byl signifikantní, byly následně použity Greenhouse-Geisser korekce. Párová srovnání byla provedena pomocí Bonferroniho statistiky. Index velikosti vlivu (ES) byl použit pro určení věcné významnosti rozdílů mezi jednotlivými typy doskoků. ES byl interpretován <0,2 jako triviální; 0,2 – 0,5 jako malý; 0,5 – 0,8 jako střední a >0,8 jako velký (Cohen, 1988). IBM SPSS Statistics 19 software byl použit pro provedení všech statistických testů (SPSS, Inc. and IBM Company, Chicago, IL).

6.3. Výsledky

Hodnoty vnitrotřídního korelačního koeficientu (ICC) stanovené z osmi opakovaných pokusů byly zjištěny pro všechny typy doskoku a pro všechny sledované parametry 0,7 kromě doskoku „jump” pro úhel flexe v kolenním kloubu (ICC = 0,8), doskoků „rotation” a „step-back” pro reakční sílu podložky (ICC = 0,8) a doskoku „stick” pro čas dosažení prvního maxima reakční síly podložky (0,9). Typická chyba měření vyjádřena dle Hopkins (2000) byla 2,9° (rozsah 2,0°-3,4°).

Aritmetické průměry, směrodatné odchylky a statistické analýzy pro všechny parametry prezentuje Tabulka 3. Párová srovnání ukazují statisticky významně nižší flexi v kolenním kloubu než je kritická hodnota 30° v sagitální rovině pouze u doskoku „go” ($p = 0,01$; ES = 0,9; difference = 2,4°) a u doskoku „reverse” ($p = 0,02$; ES = 0,7; difference = 2,0°). Doskok „rotation” ukazuje statisticky nevýznamný efekt na úhel flexe kolenního kloubu v sagitální rovině ($p = 0,48$; ES = 0,2). Hodnoty flexe kolenního kloubu u dalších typů doskoků byly zjištěny nad kritickou hodnotou 30° (Tabulka 3).

Tabulka 3 Flexe kolenního kloubu v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky, první maximum výsledné reakční síly podložky a čas dosažení prvního maxima výsledné reakční síly podložky u osmi typů doskoků po bloku ve volejbalu

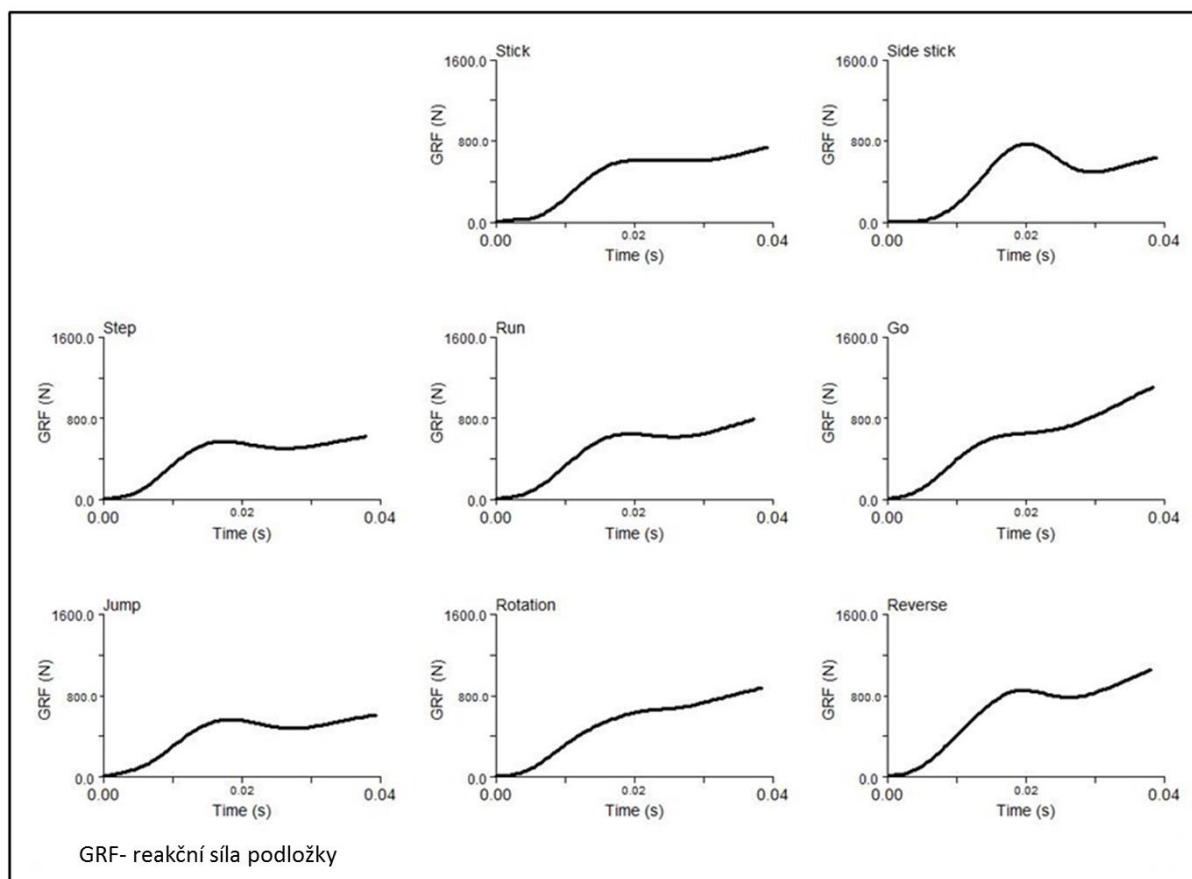
	Go	Jump	Side stick	Reverse	Rotation	Run	Step	Stick
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD
Flexe kolene (°)	27,6±3,78*	37,2±4,18	30,2±4,12	28,0±4,31*	29,0±5,99	37,1±5,80	34,0±4,95	31,2±4,84
		ab	ab			ab	ab	ab
Výsled. GRF (BW)	1,29±0,27	0,83±0,13	1,27±0,21	1,48±0,24	1,09±0,20	0,96±0,24	0,86±0,17	0,90±0,18
	b	ab	b	a	b	ab	ab	ab
Čas max. GRF (s)	0,021±0,005	0,021±0,004	0,019±0,003	0,021±0,006	0,023±0,004	0,022±0,003	0,022±0,005	0,022±0,005

Výsled. GRF- výsledná reakční síla podložky, M- aritmetický průměr, SD-směrodatná odchylka, * významný rozdíl od kritické hodnoty (30°) ($p < 0,05$), ^a významně rozdílný od doskoku Go ($p < 0,05$), ^b významně rozdílný od doskoku reverse ($p < 0,05$)

Výsledky ANOVY pro úhel flexe kolenního kloubu indikují statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými typy doskoků ($F = 42,87$; $p = 0,000$; parciální $\eta^2 = 0,7$ a $SP = 1,00$). Následná Bonferroniho párová srovnání odhalila signifikantně nižší úhel flexe kolenního kloubu u doskoku „go” a „reverse” než v doskocích „jump”, „run-back”, „step-back”, „side stick” a „stick”.

Výsledky ANOVY pro parametr reakční síly podložky indikují statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými typy doskoků ($F = 45,87$; $p = 0,000$; parciální $\eta^2 = 0,7$ a $SP = 1,00$). Následná Bonferroniho párová srovnání ukázala signifikantně vyšší reakční sílu podložky v doskoku „reverse” než u dalších typů doskoků ($p < 0,01$). Párová srovnání dále odhalila signifikantně vyšší reakční síly podložky u doskoku „go” než u doskoků „jump”, „run-back”, „step-back” a „stick”.

Statisticky významné rozdíly mezi jednotlivými typy doskoků nebyly zjištěny u času dosažení prvního maxima reakční síly podložky ($F = 2,52$; $p = 0,059$; parciální $\eta^2 = 0,1$ a $SP = 0,63$). Typické průběhy křivek reakčních sil podložky u jednotlivých typů doskoků prezentuje Obrázek 24.



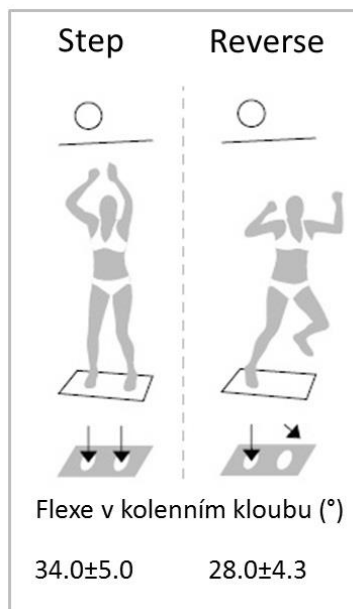
Obrázek 24 Typické průběhy křivek vertikálních reakčních sil na podložce reprezentativních subjektů u osmi typů doskoků po bloku (do 40 ms po počátečním kontaktu s podložkou).

6.4. Diskuze

Cílem studie bylo identifikovat typy doskoků po bloku ve volejbalu, u kterých bude zjištěna flexe v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky. Rovněž jsme identifikovali velikost reakčních sil podložky u doskoků s flexí v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou. Předpokládáme, že doskoky s flexí v kolenním kloubu nižší než 30° budou mít vyšší hodnotou reakční síly na podložce během doskoku než doskoky provedené v úhlech flexe vyšších než 30° v průběhu doskoku. Výsledky této studie obecně podpořily formulované hypotézy. Hlavní zjištění této studie potvrzuje, že typy doskoků, které mají úhel flexe kolenního kloubu signifikantně nižší než 30° , mají nejvyšší hodnoty reakčních sil podložky, a tudíž mohou být charakterizovány jako „tuhý“ typ doskoku. Navíc výsledky prezentované studie indikují nelineární vztah mezi úhlem flexe kolenního kloubu a prvním maximem reakční síly podložky. Tato zjištění jsou v souladu

se studií Derrick (2004), který uvádí, že se zvyšujícím se úhlem flexe kolenního kloubu během kontaktu s podložkou dochází k redukci vertikální reakční síly podložky.

Úhel flexe kolenního kloubu nižší než 30° má za následek, že dolní končetina bude ve více extendované pozici s mnohem horší možností absorpce energie v průběhu doskoku. Jak bylo naznačeno, svalově kosterní systém by měl být ve vhodné pozici pro absorpci kinetické energie doskoku (DeVita & Skelly, 1992). Autoři této studie uvádí vyšší hodnoty vertikální síly ve vztahu k menší flexi dolní končetiny. Z důvodu větší extenze kolenního kloubu může být doskok považován za „tuhý“. Větší flexe kolenního kloubu během doskoku, a proto nižší hodnoty reakční síly podložky mohou být ve výsledku chápány jako mnohem více vyhovující „měkký“ typ doskoku. V této studii mohou být doskoky „go“ a „reverse“ považovány jako „tuhé“ doskoky, zatímco ostatní typy doskoků mohou být klasifikovány jako mnohem více vyhovující „měkký“ typ doskoku. Příklad mnohem více vyhovujícího „měkkého“ typu doskoku (step) a „tuhého“ typu doskoku (reverse) prezentuje Obrázek 25. Tyto typy doskoků měly ve výsledku signifikantně nižší úhel flexe kolenního kloubu než kritická hodnota 30° v okamžiku prvního maxima reakční síly podložky (Tabulka 3).



Obrázek 25 Mnohem více vyhovující „měkký“ typ doskoku na obě dolní končetiny („step“); více „tuhý“ doskok na jednu dolní končetinu s nízkým úhlem flexe v kolenním kloubu („reverse“); v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky.

Na rozdíl od ostatních typů doskoků jsou doskoky typu „go” a „reverse” charakterizovány jako doskoky na jednu dolní končetinu. Založeno na výsledcích studie Yeow, Lee, & Goh (2011), která naznačuje, že doskok na jednu dolní končetinu zvyšuje riziko vzniku nekontaktního ACL zranění oproti doskoku na obě dolní končetiny. Ali, Rouhi and Robertson (2012) prezentují ve své studii úhel flexe kolenního kloubu 32,9° v okamžiku prvního maxima reakční síly podložky při doskoku na jednu dolní končetinu z výšky 0,4 m. Hughes et al. (2010) prezentují úhel flexe kolenního kloubu 24,9° během latentní fáze svalů dolní končetiny při bloku ve volejbalu. Studie založené na analýze videozáznamu (Koga et al., 2010; Krosshaug, 2007; Olsen et al., 2004) ukazují, že ACL zranění obvykle vzniká mezi počátečním kontaktem s podložkou a 33, 40 a 50 ms. Ve všech těchto studiích byla vždy zaznamenána flexe kolenního kloubu nižší než 30° při vzniku ACL zranění. Koga et al. (2010) a Krosshaug (2007) prezentují nižší hodnoty flexe v kolenním kloubu, než jsou uvedeny v předložené studii. Flexe kolenního kloubu 23° prezentované ve studii Koga et al. (2010) a flexe kolenního kloubu 9-15° ve studii Krosshaug et al. (2007) korespondují s okamžikem počátečního kontaktu špičky chodidla s podložkou. Avšak v předložené studii flexe kolenního kloubu 27,6° u doskoku „go” a 28,0° u doskoku „reverse” korespondují s kontaktem metatarsů chodidla přibližně 20 ms po počátečním kontaktu. Toto může být důvodem vyšších hodnot flexe kolenního kloubu zjištěných v předložené studii. Navíc v předchozích studiích Koga et al. (2010) a Krosshaug (2007) flexe v kolenním kloubu nepřesáhla hodnotu 30° v 33, 40 a 50 ms. Předložená studie odhalila nižší hodnoty flexe v kolenním kloubu než je kritická hodnota (27,6° u doskoku „go” a 28,0° u doskoku „reverse”) s vyššími reakčními silami podložky než u ostatních typů doskoků (Tabulka 3). Tato skutečnost naznačuje, že tyto typy doskoků jsou mnohem více „tuhé” a mohou proto zvyšovat riziko vzniku ACL zranění.

Doskok na jednu dolní končetinu velmi často nastává při pohybu hráče ze středu sítě do krajních zón na postu středového blokaře (Lobiatti et al., 2010). Hráčky obvykle použijí doskok typu „go” v situaci, kdy jsou pod časovým a prostorovým tlakem při pohybu ze středu hřiště do krajních zón při obraně proti útokům soupeře. Doskok „reverse” se ve hře vyskytuje v situaci, kdy je hráčka včas při obraně proti útokům soupeře, ale musí bezprostředně po bloku reagovat protipohybem v závislosti na herní situaci (například reakce na ulívku: krátký zpomalený míč často dopadající vedle bloku). Kvůli nutnosti doskoku na jednu dolní končetinu hráčky doskakují ve více vzpřímené „tuhé” pozici s mnohem nižší flexí v kolenním kloubu. Na druhou stranu pro doskok na obě dolní končetiny je více vyhovující „měkký” typ

doskoku s mnohem větší flexí v kolenním kloubu. Výsledky předložené studie indikují, že doskoky „go” a „reverse” mohou zvyšovat riziko potenciálního vzniku ACL zranění kvůli kombinovanému efektu doskoku na jednu dolní končetinu, nižší flexi v kolenním kloubu a vyšší hodnotou reakční síly podložky.

Ostatní typy doskoků v předložené studii vykazují větší úhel flexe kolenního kloubu, než je kritická hodnota v okamžiku prvního maxima reakční síly podložky a mohou být považovány za více vyhovující „měkký“ typ doskoku. Navíc byly tyto typy doskoku identifikovány jako doskoky na obě dolní končetiny. Během doskoku na jednu dolní končetinu byly zaznamenány signifikantně vyšší reakční síly podložky oproti doskoku na obě dolní končetiny (Yeow et al., 2011) a zároveň byly zaznamenány signifikantně vyšší reakční síly podložky v nízkém rozsahu flexe kolenního kloubu (Podraza & White, 2010). Proto doskok na obě dolní končetiny s nízkou hodnotou reakční síly podložky se zdá být technikou doskoku s nižším rizikem vzniku ACL zranění.

V předložené studii nebyly zjištěny signifikantní rozdíly mezi jednotlivými typy doskoků v čase dosažení prvního maxima reakční síly podložky. Čas dosažení prvního maxima reakční síly podložky byl v zásadě podobný, proto vykazoval podobný efekt na dolní končetinu během doskoku. Proto zaznamenané rozdíly v reakční síle podložky u jednotlivých typů doskoků byly způsobeny rozdílným úhlem flexe v kolenním kloubu.

Předložená studie má několik limitací. Zaprvé přestože byl protokol studie ekologický, subjekty mohou doskakovat z mnohem vyšší výšky v reálném utkání. Proto efekt jednotlivých typů doskoků na sledované parametry může mít v této studii nižší odhad než aktuální síly působící během doskoků v reálné herní situaci. Zadruhé subjekty mohou kombinovat jednotlivé typy doskoků s dalšími nepředvídanými pohyby v reálných situacích. Tyto nepředvídané pohyby mohou negativně zatěžovat kolenní kloub. Tyto nepředvídatelné vlivy nebyly determinovány v předložené studii.

6.5.Závěry

Bohužel skutečný mechanismus vzniku ACL zranění ve sportu zůstává nejasný. Nicméně předešlé studie souhlasí s faktem, že vysoké riziko vzniku ACL zranění je spojováno s přítomností nízkého rozsahu flexe v kolenním kloubu (0-30°) a vysokou úrovní reakční síly

podložky v okamžiku vzniku zranění (Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007). Dostupná literatura ukazuje, že riziko vzniku ACL zranění v navrhovaných mechanismech vzrůstá v nízkém rozsahu pohybu v sagitální rovině. Nicméně tyto možné mechanismy vždy zahrnují kombinaci zatížené dolní končetiny a téměř plnou extenzi kolenního kloubu. Navíc „tuhý“ doskok na jednu dolní končetinu může zvyšovat riziko ACL zranění. Výsledky předložené studie naznačují, že doskoky „reverse” a „go” po bloku ve volejbalu mohou být rizikové pro ACL. Zvýšené riziko může být kvůli doskoku na jednu dolní končetinu v mediolaterálním směru, signifikantně nižšímu úhlu flexe kolenního kloubu než je kritická hodnota v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky a signifikantně vyššímu prvnímu maximu reakční síly podložky. Výsledky předložené studie umožňují zaměřit budoucí výzkum na potenciálně rizikové typy doskoků. Zvláště na ty typy doskoků, které představují riziko přetržení ACL z pohledu pozice kolenního kloubu a zatížení dolní končetiny.

Praktické aplikace

- trenéři by si měli být vědomi faktu, že doskoky na jednu dolní končetinu jsou potenciálně rizikovější pro ACL zranění než doskoky na obě dolní končetiny;
- trenéři by měli monitorovat počet doskoků na jednu dolní končetinu, zvláště u hráčů s předchozím zraněním kolene;
- trenéři by se měli snažit snižovat počet doskoků na jednu dolní končetinu v tréninku.

Literatura

- Ali, N., Rouhi, G., & Robertson, D.G. (2012). Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*, 21, 38-46.
- Berns, G.S., Hull, M.L., & Patterson, H.A. (1992). Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *Journal of Orthopaedic Research*, 10, 167-176.
- Beynon, B.D., Fleming, B.C., Johnson, R.J., Nichols, C.E., Renström, P.A., & Pope, M.H. (1995). Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo. *The American Journal of Sports Medicine*, 23, 4-34.
- Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, J.A., & Garrett, W.E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23, 573-578.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioural sciences*. Hillsdale: Erlbaum.

- Cronin, J.B., Bressel, E., & Finn, L. (2008). Augmented Feedback Reduces Ground Reaction Forces in the Landing Phase of the Volleyball Spike Jump. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17, 148-159.
- DeMorat, G., Weinhold, P.B., Blackburn, T., Chudik, S. & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 2, 477-483.
- Derrick, T.R. (2004). The Effects of Knee Contact Angle on Impact Forces and Accelerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 832-837.
- DeVita, P., & Skelly, W.A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24, 108-115.
- Dürselen, L., Claes, L., & Kiefer, H. (1995). The Influence of Muscle Forces and External Loads on Cruciate Ligament Strain. *The American Journal of Sports Medicine*, 23, 129-136.
- Ferretti, A., Papandrea, P., & Conteduca, F. (1990). Knee Injuries in Volleyball. *Sports Medicine*, 10, 132-138.
- Hewett, T. E. et al. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 492-501.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine*, 30, 1-15.
- Hosseini, A., Gill, T.J., & Li, G. (2009). In vivo anterior cruciate ligament elongation in response to axial tibial loads. *The Journal of Orthopaedic Science*, 14,298–306.
- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jump. *European Journal of Sport Science*, 10, 1-11.
- Koga, H. et al. (2010). Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 93, 994-1000.
- Kristianslund, E., & Krosshaug, T. (2013). Comparison of Drop Jumps and Sport-Specific Sidestep Cutting: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Screening. *The American Journal of Sports Medicine*, 41, 684-688.
- Krosshaug, T. et al. (2007). Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball: Video Analysis of 39 Cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 35, 359-367.
- Levine, J.W., Kiapour, A.M., Quatman, C.E., Wordeman, S.C., Goel, V.K., Hewett, T.E., & Demetropoulos, C.K. (2012). Clinically Relevant Injury Patterns After an Anterior

- Cruciate Ligament Injury Provide Insight Into Injury Mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*, 41, 385-395.
- Lipps, D.B., Oh, Y.K., Ashton-Miller, J.A., & Wojtys, E.M. (2012). Morphologic Characteristics Help Explain the Gender Difference in Peak Anterior Cruciate Ligament Strain During a Simulated Pivot Landing. *The American Journal of Sports Medicine*, 40, 32-40.
- Lobiatti, R., Coleman, S., Pizzichillo, E., & Merni, F. (2010). Landing techniques in volleyball. *Journal of Sports Science*, 13, 1469-1476.
- Markolf, K.L., O'Neill, G., Jackson, S.R., & McAllister, D.R. (2004). Effects of Applied Quadriceps and Hamstrings Muscle Loads on Forces in the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 1144-1149.
- Olsen, O.E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball A Systematic Video Analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 1002-1012.
- Ortega, D.R., Rodríguez Bies, E.C., & Berral de la Rosa, F.J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 282-287.
- Podraza, J.T., & White, S.C. (2010). Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle. *The Knee*, 17, 291-295.
- Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, 25, 142-146.
- Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C., & Hewett, T. E. (2010). A 'Plane' Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms A systematic Review. *Sports Medicine*, 9, 729-745.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2011). Valgus Plus Internal Rotation Moments Increase Anterior Cruciate Ligament Strain More Than Either Alone. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43, 1484-1491.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Chaudhari, A. M., Collins, M., Padua, D. A. (2012). ACL Research Retreat VI: An Update on ACL Injury Risk and Prevention. *Journal of Athletic Training*, 47, 591-603.
- Schot, P.K., Bates, B.T., & Dufek, J.S. (1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26, 1153-1159.
- Tillman, M.D., Hass, C.J., Brunt, D., & Bennett, G.R. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal Sports Science and Medicine*, 3, 30-35.

- Wall, S.J., Rose, D.M., Sutter, G.E., Belkoff, S.M., & Boden, B.P. (2012). The Role of Axial Compressive and Quadriceps Forces in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury: A Cadaveric Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 40, 568-573.
- Yeow, C.H., Lee, P.V., & Goh, J.C. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*, 30, 624-635.
- Yeow, C.H., Rubab, S.K., Lee, P.V., & Goh, J.C.H. (2009). Inhibition of Anterior Tibial Translation or Axial Tibial Rotation Prevents Anterior Cruciate Ligament Failure During Impact Compression. *The American Journal of Sports Medicine*, 37, 813-821.
- Yu, B., Lin, C.F., & Garrett, W.E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, 21, 297-305.

7. Vzory doskoku po bloku ve volejbalu (aplikace pro zranění předního křížového vazy)

Studie bude prezentována na mezinárodní vědecké konferenci International Symposium of Biomechanics in Sports (ISBS) v Poitiers, Francie ve dnech 29. 6. - 3. 7. 2015. Originál studie je uveden v příloze 4.

Abstrakt

Cílem předložené studie bylo vyšetřit pohybové vzory doskoku během počáteční fáze (rozsah 0-30° flexe v kolenním kloubu) doskoku po bloku typu „go” ve volejbalu. Studie se zúčastnilo 14 profesionálních hráček volejbalu. Osm infračervených kamer a dvě dynamometrické plošiny byly použity pro sběr kinematických a kinetických dat. Byly zjištěny čtyři pohybové vzory řešení počáteční fáze doskoku typu „go”. Hráčky doskakovaly s různým úhlem flexe kolenního kloubu v okamžiku kontaktu s podložkou v závislosti na pohybovém vzoru. Všechny pohybové vzory doskoku vykazovaly valgózní moment síly v okamžiku kontaktu s podložkou, který se plynule snižoval a následně přecházel do varózního momentu síly v průběhu počáteční fáze doskoku (0-30° flexe v kolenním kloubu). Výsledky předložené studie naznačují, že hráčky mohou chránit ACL během počáteční fáze doskoku snížením úhlu kolenního kloubu ve frontální rovině od valgózního postavení směrem k varóznímu postavení.

Klíčová slova: biomechanika, volejbal, doskok, ACL zranění, prevence

7.1. Úvod

Přední křížový vaz (ACL) bývá velmi často poškozen během sportovních aktivit (de Loës, Dahlstedt & Thomée, 2000) a jeho poranění velmi často vzniká během doskoku na jednu nebo obě dolní končetiny. Mnohem větší výskyt ACL zranění ve volejbalu je zaznamenán u žen (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Ferretti, Papandrea, Conteduca, & Mariani, 1992; Leporace et al., 2013; Lobietti, Coleman, Pizzichillo, & Merni, 2010). Pohyb ve frontální rovině může ovlivňovat napětí ACL (Quatman, Quatman-Yates & Hewett, 2010). Studie “in vitro” naznačují, že napětí ACL vzniká působením valgózního a varózního momentu síly (Markolf et al., 1995; Withrow, Huston, Wojtys, 2006). Maximum napětí ACL nastává krátce (přibližně 40 ms) po počátečním kontaktu s podložkou v pozici kolenního kloubu blízko plné extenze (0-30° flexe v kolenním kloubu) (Shin, Chaudhari & Andriacchi,

2007). Navíc pokud dochází k nárůstu flexe v kolenním kloubu, klesá napětí ACL (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett, 2004). Hewett (2005) naznačuje, že valgózní úhel a moment síly v kolenním kloubu predikuje ACL zranění u žen během doskoků. Existuje několik typů doskoků po bloku ve volejbalu. Velmi frekventovaný typ doskoku představuje doskok „go” v mediolaterálním směru podél sítě. Tato technika doskoku může mít signifikantní vliv na zatížení ACL ve frontální rovině. Není jasné, jak řeší hráčky pozici kolenního kloubu v průběhu počáteční fáze doskoku typu „go”. Cílem předložené studie bylo vyšetřit pohybové vzory doskoku během počáteční fáze (rozsah 0-30° flexe v kolenním kloubu) doskoku typu „go“ po bloku ve volejbalu. Předpokládáme, že hráčky budou využívat různé strategie doskoku během počáteční fáze doskoku z pohledu úhlů a momentů sil ve frontální rovině.

7.2. Metody

Výzkumný soubor a protokol

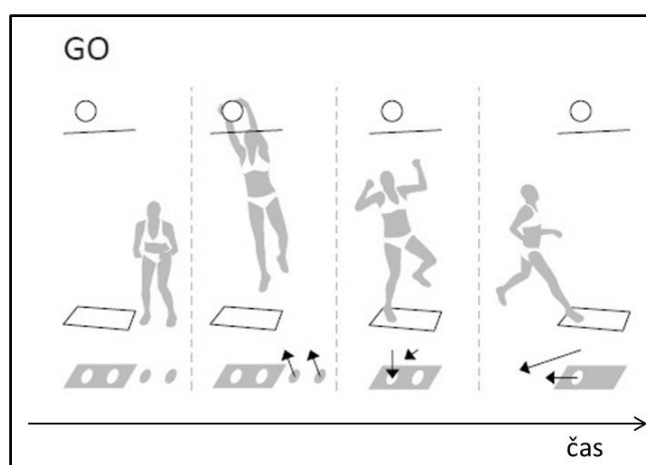
Zkoumaný soubor tvořilo 19 hráček volejbalu z České republiky (věk $21,3 \pm 5,4$ let; tělesná výška $183,6 \pm 3,7$ cm; tělesná hmotnost $71,3 \pm 3,2$ kg). Experimentální nastavení vycházelo z reálné herní situace při bloku ve volejbalu. Horní páska volejbalové sítě byla ve výšce 2,24 m nad podlahou. Pro normalizaci výšky výskoku byl nad sítí zavěšen statický volejbalový míč. Střed míče byl umístěn 0,15 m nad horní páskou sítě a 0,1 m v prostoru za sítí na soupeřově straně hřiště. Každá hráčka provedla 8 úspěšných pokusů doskoku typu „go“. Doskok typu „go” je proveden ve vertikálním směru s mediolaterálním pohybem podél sítě s následným krokem levou dolní končetinou v původním směru bezprostředně po doskoku na pravou dolní končetinu (Obrázek 26).

Experimentální nastavení

Pro měření reakčních sil podložky byly použity dvě dynamometrické plošiny (Kistler, 9286 AA, Švýcarsko) instalované do podlahy laboratoře s frekvencí záznamu 1235 Hz. Kinematická data byla zaznamenána synchronně pomocí systému kinematické analýzy (Qualisys Oqus, Švédsko), který se sestává z osmi infračervených kamer umístěných do kruhu kolem dynamometrických plošin s frekvencí záznamu 247 Hz. Retro-reflexivní značky (průměr 19 mm) byly připevněny na dolní končetiny a trup hráček dle doporučení C-motion Company (C-motion, Rockville, MD, USA).

Analýza dat

Data byla zpracována pomocí software Visual 3D (C-motion, Rockville, MD, USA). Každý pokus byl vymezen prvním výskytem reakční síly podložky nad 20 N a ukončen v okamžiku 30° flexe kolenního kloubu. Všechna data získána s dynamometrických plošin byla filtrována pomocí (fourth-order low-pass Butterworth filter) s frekvencí 50 Hz. Zaznamenané polohy referenčních značek byly filtrovány pomocí low-pass filtru (fourth-order Butterworth filter) s frekvencí 12 Hz. Aby bylo možné určit lokální koordinační systém segmentu, byly všechny segmenty modelovány jako komolé kužely, zatímco pánev a trup byly modelovány jako válce (C-motion, Rockville, MD, USA). Lokální koordinační systémy byly definovány pomocí statického kalibračního pokusu pro každý subjekt. Analýzy zahrnuté do předložené studie obsahují pouze data získaná z pravé dolní končetiny. Interní valgózní-varózní moment síly v pravém kolenním kloubu byl vypočítán metodou inverzní dynamiky (Newton-Euler) (Hamill & Selbie, 2004). Valgózní moment síly v kolenním kloubu byl vyjádřen pomocí lokálního koordinačního systému segmentu stehna tak, že pozitivní hodnoty vyjadřují tendenci přitažení bérce ke středové rovině těla. Valgózní a varózní úhel v kolenním kloubu byl určen jako úhel mezi lokálním koordinačním systémem stehna a bérce ve frontální rovině (pozitivní hodnoty vyjadřují varózní úhel, negativní hodnoty vyjadřují valgózní úhel).



Obrázek 26 Doskok typu „go” po bloku ve volejbalu

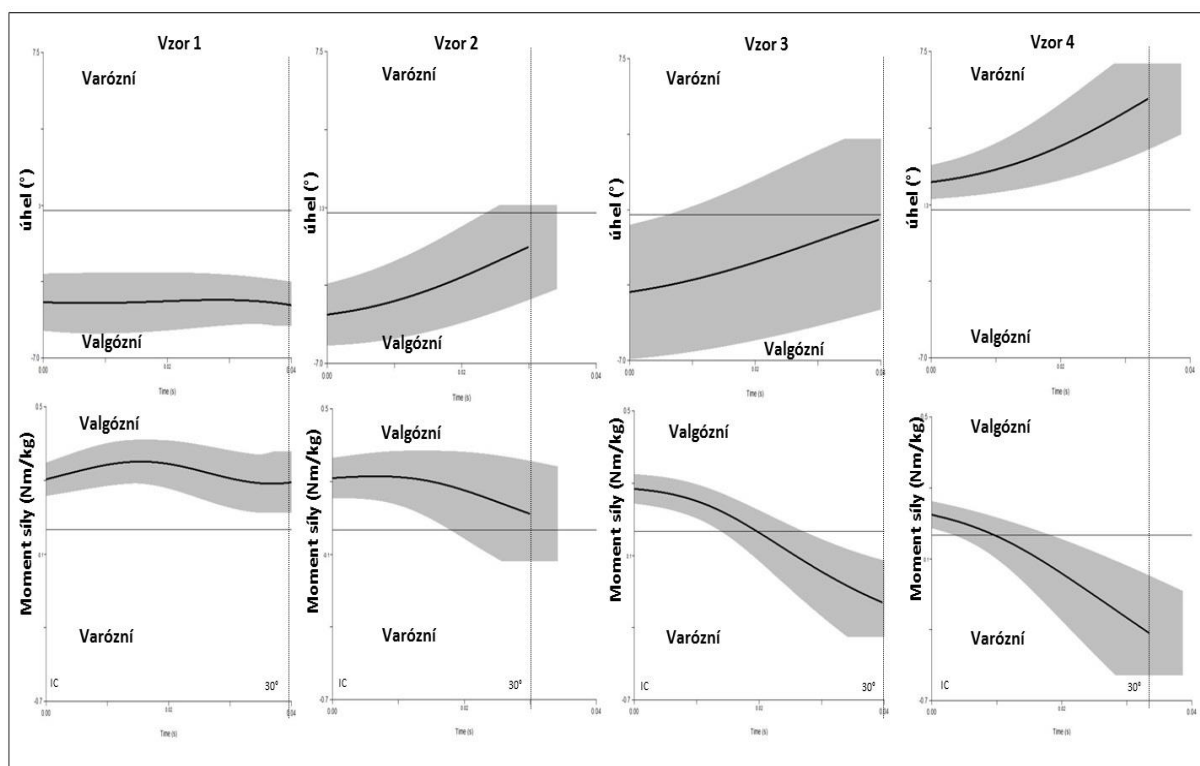
7.3. Výsledky

Byly zaznamenány četnosti jednotlivých pohybových vzorů doskoků: vzor 1 (n=2), vzor 2 (n=8), vzor 3 (n=6) a vzor 4 (n=3). Průměry, směrodatné odchylky pro všechny závislé proměnné prezentuje Tabulka 4.

Tabulka 4 Úhly a momenty sil ve frontální rovině u typických pohybových vzorů doskoků po bloku ve volejbalu (M ± SD) na pravé dolní končetině u čtyř pohybových vzorů doskoků (n=4)

Proměnná	Val./var. úhel (°)		val./var. moment (Nm.kg ⁻¹)	
	IC	30°	IC	30°
Vzor 1	-4,35 ± 1,36	-4,30 ± 0,96	0,19 ± 0,06	0,19 ± 0,12
Vzor 2	-4,73 ± 1,44	-1,59 ± 1,92	0,20 ± 0,08	0,06 ± 0,19
Vzor 3	-3,71 ± 3,23	0,25 ± 3,90	0,17 ± 0,06	-0,33 ± 0,17
Vzor 4	1,31 ± 0,81	5,25 ± 1,67	0,08 ± 0,05	-0,41 ± 0,17

Poznámka: (+) varózní úhel, valgózní moment; (-) valgózní úhel, varózní moment; IC- počáteční kontakt s podložkou; 30°- okamžik 30° flexe v kolenním kloubu



Obrázek 27 Reprezentativní příklad typického průběhu úhlů a momentů sil ve frontální rovině u čtyř pohybových vzorů doskoku po bloku (od počátečního kontaktu s podložkou do okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu) (n=4)

7.4. Diskuze

Cílem předložené studie bylo vyšetřit pohybové vzory doskoku během počáteční fáze (rozsah 0-30° flexe v kolenním kloubu) doskoku typu „go“ po bloku ve volejbalu. Předpokládáme, že hráčky budou využívat různé strategie doskoku během počáteční fáze doskoku z pohledu úhlů a momentů sil ve frontální rovině. Výsledky této studie podpořily formulovanou hypotézu. Hlavním zjištěním předložené studie je skutečnost, že hráčky používají čtyři různé pohybové vzory v průběhu počáteční fáze doskoku typu „go“. Zjistili jsme, že hráčky mají obecnou tendenci řešit počáteční kontakt valgózní s následným přechodem do varozity v okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu s výjimkou pohybového vzoru 1. Podobně byla zjištěna obecná tendence poklesu valgózního momentu síly s následným nárůstem varózního momentu síly od počátečního kontaktu do okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu (Obrázek 27). Výsledky předložené studie jsou v rozporu se zjištěními studie Hughes et al. (2010). Autoři zjistili opačné tendence pro průběh úhlů a momentů sil ve frontální rovině během doskoku po bloku na obě dolní končetiny. Navíc Hewett et al. (2005) prezentovali podobný vzor pro úhel ve frontální rovině během vertikálního seskoku s následným výskokem. Zjištěné rozdíly mohou být způsobeny rozdílnou technikou doskoku („go“ je doskok na jednu dolní končetinu). Pohybový vzor 1 je charakterizován téměř stejným úhlem a momentem síly v okamžiku počátečního kontaktu a v okamžiku 30° flexe kolenního kloubu. Tento pohybový vzor doskoku vykazuje největší valgózní moment síly v okamžiku 30° flexe kolenního kloubu ze všech pohybových vzorů doskoků. Valgózní moment síly je chápán jako prediktivní rizikový faktor ACL zranění (Hewett et al., 2005). Pohybový vzor 2 ukazuje kontinuální pokles valgózního úhlu a momentu síly od počátečního kontaktu do okamžiku 30° flexe kolenního kloubu. Pohybový vzor 3 je charakterizován plynulým přechodem valgózního úhlu a momentu síly v okamžiku počátečního kontaktu do varózního úhlu a momentu síly v okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu. Pohybový vzor 4 prezentuje plynulý nárůst varózního úhlu od počátečního kontaktu do okamžiku 30° flexe kolenního kloubu a postupným přechodem valgózního momentu síly v okamžiku počátečního kontaktu do varózního momentu síly v okamžiku 30° flexe kolenního kloubu. Maximum zatížení ACL obvykle nastává blízko plné extenze kolenního kloubu (0-30° flexe kolenního kloubu) a s narůstající flexí kolenního kloubu napětí ACL klesá (DeMorat et al., 2004). Výsledky předložené studie obecně naznačují, že hráčky mohou

chránit ACL pohybovým vzorem 2,3 a 4 během počáteční fáze doskoku snížením úhlu a momentu síly ve frontální rovině od valgosity směrem k varozitě (Obrázek 27).

7.5.Závěry

Hráčky používají čtyři různé pohybové vzory v průběhu počáteční fáze doskoku typu „go”. Hráčky využívají při doskoku různé pozice kolenního kloubu v okamžiku kontaktu s podložkou v závislosti na pohybovém vzoru doskoku. Všechny pohybové vzory vykazovaly valgózní momenty sil v okamžiku kontaktu s podložkou, které v průběhu doskoku klesaly a následně přecházely se stoupající tendencí do varózních momentů sil v okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu. Největší valgózní moment síly, který je považován za rizikový faktor je evidentní v pohybovém vzoru 1 v okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu.

Referenční seznam

- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- de Loës, M., Dahlstedt, L. J., & Thomée, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90-97.
- DeMorat, G., Weinholt, P. B., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 2, 477-483.
- Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Mariani, P. P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(2), 203-207.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004 b). Three-Dimensional Kinetics. In: G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics* (p. 145-162). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Jr., Colosimo, A.J., McLean, S.G., Van den Bogert, A.J., Paterno, M.V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.

- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jump. *European Journal of Sport Science*, 10(1), 1-11.
- Leporace, G., et al. (2013). Influence of a preventive training program on lower limb kinematics and vertical jump height of male volleyball athletes. *Physical Therapy in Sport*, 35-43.
- Lobietti, R., Coleman, S., Pizzichillo, E., & Merni, F. (2010). Landing techniques in volleyball. *Journal of Sports Sciences*, 13, 1469-1476.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.
- Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C., & Hewett, T. E. (2010). A 'Plane' Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms A systematic Review. *Sports Medicine*, 9, 729-745.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2007). The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1145-1152.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006). The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 977-983.

8. Shrnující diskuze

Cílem habilitační práce bylo zjistit vliv specifických typů doskoků po bloku ve volejbalu na vnější rizikové faktory asociované se zraněním předního křížového vazy u profesionálních hráčů a hráček volejbalu. Práce se zabývá vnějšími faktory souvisejícími se změnou motorické kontroly v průběhu specifických a účelově zaměřených doskoků po bloku ve volejbalu. Jednotlivé dílčí studie se zabývají analýzou úhlů a momentů sil v rovině sagitální, frontální a transverzální; reakčních sil podložky a absorpce energie v kyčelních, kolenních a hlezenních kloubech. Práce přináší nové poznatky o vlivu výše uvedených vnějších rizikových faktorů v podmínkách specifických doskoků ve volejbalu.

Cílem studie 1 bylo porovnat mechaniku dolní končetiny a absorpci energie během doskoku po úspěšném a neúspěšném bloku, a posoudit možné riziko vzniku ACL zranění u profesionálních hráčů volejbalu. Cílem studie 2 bylo určit vztah mezi třemi typy doskoků („stick“, „step-back“ a „run-back“) po bloku a vybranými rizikovými faktory ACL zranění u profesionálních hráček volejbalu. Cílem studie 3 byla identifikace typů doskoků po bloku ve volejbalu u profesionálních hráček, u kterých byla zjištěna flexe v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky a dále identifikace velikostí reakčních sil podložky u doskoků s flexí v kolenním kloubu pod kritickou hodnotou. Cílem studie 4 bylo vyšetřit pohybové vzory doskoku během počáteční fáze (rozsah $0-30^\circ$ flexe v kolenním kloubu) doskoku typu „go“ po bloku ve volejbalu u profesionálních hráček.

Všechny obranné doskoky po bloku jsou realizovány v postavení hráče čelem k síti. Během doskoku po provedeném bloku jsou v okamžiku kontaktu dolních končetin s podložkou paže v pozici nad hlavou. Tato skutečnost limituje hráče volejbalu využít aktivní flexe v kyčelním kloubu v průběhu doskoku, který je spolu s aktivní flexí v kolenním kloubu chápán jako mechanismus snižující zatížení ACL (Shimokochi et al., 2013; Yu et al., 2006). Hráči jsou nuceni doskakovat v mnohem vzpřímenějším postoji, který je asociován s vyšším rizikem ACL zranění (Shimokochi et al., 2013). Doskok ve vzpřímenějším postoji je charakterizován nižší flexí kolenního kloubu a vyššími hodnotami reakční síly podložky (Bressell & Cronin, 2005). Navíc ACL zranění v reálné situaci zpravidla vzniká krátce po počátečním kontaktu (17-50 ms) dolní končetiny s podložkou (Krosshaug et al., 2007), tedy v době, kdy hráči nemohou využít aktivního předklonu z důvodu přestupku proti pravidlům (dotek sítě). Existuje proto předpoklad, že zatížení ACL v průběhu specifických doskoků po bloku

na jednu nebo obě dolní končetiny s limitovanou flexí trupu může být vyšší než zatížení ACL prezentované ve studiích řešící standardizované doskoky s možností aktivního předklonu v jeho průběhu.

Studií, které řeší kinematiku nebo kinetiku doskoků po bloku ve volejbalu, není mnoho (Hughes et al., 2008; Hughes et al., 2010; Salci et al., 2004). Hughes et al. (2008, 2010) použili metodiku, která vycházela ze simulovaných doskoků po bloku u sítě, kde subjekt prováděl blok po útočném úderu do statického míče. Autoři však realizovali doskok po bloku pouze ve vertikálním směru na obě dolní končetiny bez jakéhokoliv následného pohybu, který by doskok lépe přiblížil reálné situaci. Limitací studie Hughes et al. (2008, 2010) je poté absence bezprostředně navazujícího pohybu po doskoku. Salci et al. (2004) simulovali doskok po bloku pouze pomocí standardizovaného seskoku s plošiny na obě dolní končetiny. Limitací studie Salci et al. (2004) je možnost subjektů využít aktivní pohyb v kyčelním kloubu během doskoku, který není možný během doskoku v přítomnosti sítě. Metodika, použitá v námi předložených studiích, rovněž simulovala doskok po bloku nejen ve vertikálním směru, ale navíc bezprostředně navázala pohybem v různém směru v závislosti na simulované herní situaci (například situace po úspěšném a neúspěšném bloku). Subjekty rovněž prováděly blok statického míče avšak bez útočného úderu. Námi předložené studie se pokusily zvýšit ekologickou validitu výzkumu doskoků po bloku simulací logického pohybu bezprostředně navazujícího po doskoku.

Během obrany na síti se vyskytuje řada situací, kdy je bránící hráč pod časovým tlakem a je nucen přizpůsobovat techniku blokování vzniklé situaci. Typickým příkladem může být reakce blokaře na rychlou nahrávku ze středu hřiště do krajní zóny, kdy bránící hráč musí provést odraz podél sítě, provést blok a doskočit v medio-laterálním směru podél sítě často s pohybem dolních končetin ve frontální a transverzální rovině. Zatížení kolenního kloubu během takového pohybu s náhlým zpomalením, jenž je navíc doprovázeno pohybem ve frontální a transverzální rovině, je asociováno se zvýšeným rizikem ACL zranění. Evidenci tohoto tvrzení demonstrují „in vitro“ (Lipps et al., 2012; Markolf et al., 1995; Oh et al., 2012), „in vivo“ (Bates et al., 2013; Fleming et al., 2001; Hewett et al., 2005; Chappell et al., 2002) studie a studie založené na počítačových simulacích (Kar & Quesada, 2012; Lin et al., 2012; Shin et al., 2009). Navíc lze najít analogii se studii zabývající se problematikou ACL zranění v různých pohybových úkolech se směnou směru do stran nebo se změnou směru o 180° (Cortes et al., 2011; Cowley et al., 2006; Kristianslund & Krosshaug, 2013).

Tyto pohybové vzory často bezprostředně navazují na doskok po bloku, a tím mohou dále umocňovat riziko vzniku ACL zranění.

Jednotlivé typy doskoků analyzované v této habilitační práci a řešené v rámci jednotlivých studií byly vybrány na základě dlouholeté zkušenosti autora práce s vrcholovým volejbalem. Četnost výskytu jednotlivých typů doskoků byla zjištěna analýzou pěti utkání ženské extraligy. Tyto výsledky ještě nebyly publikovány. Nejčastějším typem doskoku byl doskok „stick” se zastoupením 36 %. Tento typ doskoku představuje základní techniku blokování z místa s pohybem pouze ve vertikálním směru s doskokem na obě dolní končetiny a hráči je využívají vždy při obraně proti útokům soupeře prvního sledu nebo proti obraně následných sledů útoku, kdy samotnému odrazu ve vertikálním sledu může předcházet dvou nebo tři krokový přesun do místa odrazu. Důležitým znakem je odraz a následný doskok po bloku do stejného místa u sítě. Tento fakt je podmíněn herní situací, kdy mají hráči dostatek času se připravit na obranu. V pořadí druhým nejčastějším typem doskoku byl doskok „rotation” s výskytem 15 % v reálném utkání. Technika provedení je až do okamžiku kontaktu s míčem a jeho využití ve hře stejná. Rozdíl v technice provedení nastává v průběhu doskoku, kdy hráč rotuje vrchní část těla, a v okamžiku kontaktu s podložkou nejsou ramena v rovnoběžné pozici se sítí. Tento typ doskoku hráči využívají v situaci pokračující roze hry, kdy se hráč už v průběhu doskoku otáčí směrem od sítě, aby mohl dříve vyhodnotit situaci během pokračující roze hry. Další v pořadí s výskytem 13 % v reálném utkání byly zaznamenány doskoky „go” a „reverse“. Oba doskoky jsou charakterizovány jako doskoky na jednu dolní končetinu. Hráči využívají doskok „go” v situaci, kdy reagují na rychlou nahrávku ze středu hřiště do krajní zóny a nemají dostatek času se rychle přesunout do místa odrazu a následně správně provést odraz pouze ve vertikálním směru. Proto hráči řeší tuto situaci odrazem podél sítě, kde v průběhu letové fáze podél sítě provedou blok a po doskoku na jednu dolní končetinu musí pokračovat v původním směru pohybu z hřiště ven, protože nejsou schopni zastavit na místě pohyb podél sítě. Po takovém to manévru zpravidla nejsou hráči schopni se adekvátně zapojit do případné pokračující roze hry. Doskok „reverse“ je hráči využíván v situaci pokračující roze hry, kdy jsou schopni rozeznat a následně reagovat na zkrácený úder nebo „úlivku“ protipohybem bezprostředně po doskoku na jednu dolní končetinu. Doskoky „run” a „step-back” se vyskytovaly v reálném utkání téměř ve stejném výskytu 9 % a 8 %. Oba doskoky jsou charakteristické pohybem vzad směrem od sítě. Typická situace pro doskok „run” nastává v situaci neúspěšného bloku, kdy roze hra dále pokračuje ve vlastním poli a hráč musí co nejrychleji od sítě tak, aby se adekvátně zapojil do případné následné ofenzivní akce.

Doskok „step-back” je zpravidla využíván v situaci úspěšně provedeného bloku nebo naopak v situaci neúspěšně provedeného bloku, kdy soupeř zakončí rozehru. Blokující hráč vykročí volným krokem směrem vzad od sítě bezprostředně po doskoku. Doskok „jump” se vyskytoval v reálném utkání ve 4 %. Tento doskok se vyskytuje převážně v ženském volejbalu a představuje analogii s doskokem „step-back”, kdy hráčka bezprostředně po doskoku neprovede krok, ale odraz vzad snožmo. Doskok „side stick” se vyskytoval v reálném utkání velmi zřídka (2%). Je to typ doskoku, kdy hráči reagují na rychlou nahrávku pod časovým tlakem a doskakují podél sítě na obě dolní končetiny. Zpravidla po doskoku hráči zastaví setrvačný pohyb podél sítě oporou o spoluhráče. Dílčí studie jsou zaměřeny na analýzu specifických doskoků po bloku ve volejbalu. Doskoky „reverse” a „go” lze charakterizovat jako doskok na jednu dolní končetinu, zatímco doskoky „stick”, „step-back”, „side stick”, „run”, „jump”, „rotation” lze charakterizovat jako doskoky na obě dolní končetiny. Tillman, Hass, Brunt a Bennett (2004) uvádějí celkový počet doskoků po bloku u elitních hráček volejbalu během dvou soutěžních utkání celkem 603 doskoků po bloku, z nichž bylo 57 % doskoků na obě dolní končetiny a 43 % doskoků bylo realizováno na jednu dolní končetinu. Podobnou problematikou se zabývali Lobietti et al. (2010) kteří analyzovali šest utkání Italské nejvyšší soutěže v kategorii žen. Bylo zaznamenáno 1342 doskoků po bloku. Doskok na obě dolní končetiny byl realizován v 58,7 % a doskok na jednu dolní končetinu byl zaznamenán ve 41,3 %. Naše, prozatím nepublikovaná data, vycházející z analýzy četnosti osmi typů výše uvedených doskoků v 5 reálných utkání a uvádějí 1315 doskoků po bloku u profesionálních hráček, z nichž bylo 74 % realizováno doskokem na obě dolní končetiny a 26 % bylo realizováno doskokem na jednu dolní končetinu. Počty reálných doskoků a procentuální zastoupení doskoků na jednu a obě dolní končetiny napříč různými výkonnostními úrovněmi vykazují srovnatelné výsledky v celkovém počtu doskoků, avšak vyšší procentuální zastoupení doskoků na obě dolní končetiny u hráček České extraligy ve srovnání se studiemi (Lobietti et al., 2010; Tillman et al., 2004).

Celá řada autorů se zabývala analýzou standardizovaných doskoků na jednu dolní končetinu (Kernozek et al., 2008; Laughlin et al., 2011; Oh et al., 2011a; Ortiz et al., 2008; Podraza & White, 2010; Shimokochi et al., 2013), na obě dolní končetiny (Bates et al., 2013; Myers et al., 2012; Cerulli et al., 2003; Cowley et al., 2006; Goetschius et al., 2012; Hewett et al., 2005; Hughes et al., 2008; Chappell et al., 2002; Kiapour et al., 2013; Pollard et al., 2010; Salci et al., 2004; Torry et al., 2011) nebo analýzou rozdílů mezi doskoky

na jednu a obě dolní končetiny (Nagano et al., 2009). Yeow et al. (2011) naznačují, že doskok na jednu dolní končetinu zvyšuje riziko vzniku nekontaktního ACL zranění oproti doskoku na obě dolní končetiny. Navíc doskok ve vzpřímenějším postoji na jednu dolní končetinu zvyšuje velikost zatížení ACL působením přední střížné síly na ACL (Shimokochi et al., 2013).

Výsledky „in vitro“ (Oh et al., 2011b; Whithrow et al., 2008) a „in vivo“ (Chappell et al., 2002; Torry et al., 2011; Yu et al., 2006) studií uvádějí přední střížnou sílu vznikající při nadměrné kontrakci čtyřhlavého svalu stehenního způsobující posun tibie vůči femuru jako primární příčinu zvýšeného napětí ACL. Myers et al. (2012) uvádí, že posun tibie v anteriorním směru vzrůstá s nárůstem vnějšího zatížení (například vlivem doskoku). Zpožděná a nižší aktivace hamstringů oproti čtyřhlavému svalu stehennímu během doskoků a pohybů se změnou směru v nízké flexi kolenního kloubu způsobují signifikantní posun tibie v anteriorním směru. Přestože v předložených studiích nebyla vyšetřována přední střížná síla, předpokládáme její působení během analyzovaných doskoků z důvodu přítomnosti extenzního momentu síly, který je generován kontrakcí čtyřhlavého svalu stehenního. Z dřívějších studií (Lin et al., 2008; Yu et al., 2006) víme, že maximum přední střížné síly významně koreluje s maximem extenzního momentu síly, maximem vertikální a posteriorní reakční silou podložky. Extenzní moment síly byl analyzován pouze ve studii 1, kde byl zaznamenán signifikantní rozdíl mezi mezi doskoky „stick“ a „run“ v kategorii mužů. V ostatních studiích nebyl extenzní moment síly dále vyšetřován.

Valgózní moment síly je chápán jako jeden z faktorů asociovaný s ACL zraněním a je často v literatuře diskutován (Cowley et al., 2006; Goetschius et al. 2010; Hewett et al. 2005; Hughes et al., 2010; Chappell et al., 2002; Kristianslund & Krosshang, 2013; Lin et al. 2012; Markolf et al., 1995; Myer et al. 2010). Na základě předchozích „in vitro“ studií (Markolf et al., 1995; Berns et al., 1992) se podmiňuje signifikantní napětí ACL prostřednictvím valgózního momentu síly pouze v kombinaci s působením přední střížné síly. Stejně tak Shin et al. (2009) uvádějí, že působení samotného valgózního momentu síly nemůže způsobit rupturu ACL. Lin et al. (2012) zjistili u simulovaných doskoků mnohem vyšší valgózní momenty sil u doskoků, při nichž došlo k simulovanému ACL zraněním u obou kategorií než u doskoků, při nichž ke zraněním nedošlo. Hewett et al. (2005) potvrdili pomocí prospektivní studie, že ženy, které v budoucnu postihlo ACL zranění, vykazovaly 2,5 krát vyšší hodnoty valgózního momentu v průběhu standardizovaného doskoku,

navíc valgózní moment síly byl potvrzen jako 73 % prediktivní faktor. Podobně Myer et al. (2010) validovali valgózní moment síly jako prediktivní faktor. V rámci studie 1 realizované na mužských subjektech a studie 2 realizované na ženských subjektech byly analyzovány valgózní momenty síly během doskoku „stick” a doskoku „run”. Byly zjištěny podobné hodnoty valgózního momentu síly v obou typech doskoků. Přičemž literatura uvádí větší hodnotu valgózního momentu síly u ženských subjektů v podobných pohybových úkolech (Hughes et al., 2010; Chappell et al., 2002). Důvod podobných hodnot valgózního momentů síly může být způsoben rozdílnou normalizovanou výškou výskoku při bloku statického míče, kdy ženy doskakovaly z mnohem menší výšky než muži. Existuje proto předpoklad, že v případě doskoku ze stejné výšky by mohlo dojít k nárůstu hodnot valgózního momentu síly u ženských subjektů. Toto tvrzení potvrzuje studie Kar a Quesada (2012), kteří zjistili, že hodnoty valgózního momentu síly se zvyšují s nárůstem výšky seskoku. Doskok „stick” neobsahuje žádný bezprostředně následný pohyb a doskok „run” obsahuje pouze pohyb vzad směrem od sítě. Kristianslund a Krosshaug (2013) uvádějí mnohem vyšší hodnoty valgózního momentu síly u pohybů se změnou směru než u doskoků. Navíc větší valgózní moment síly se objevuje na dominantní straně těla (Cowley et al., 2006). Předpokládáme, že doskoky typu „reverse” nebo „go” mohou být vystaveny mnohem vyššímu působení valgózního momentu síly z důvodu kombinace doskoku a pohybu se změnou směru. Tyto otázky budou řešeny v blízké budoucnosti. Doskok „go” byl dále vyšetřován z pohledu individuálního způsobu řešení doskoků u jednotlivých hráčků. Byly zaznamenány čtyři pohybové vzory řešení doskoku „go” v rozsahu 0-30° flexe v kolenním kloubu. U všech pohybových vzorů byly zaznamenány valgózní momenty sil v okamžiku kontaktu s podložkou, které v průběhu doskoku klesaly a následně přecházely se stoupající tendencí do varózních momentů sil v okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu. Toto zjištění je v souladu s výsledky studie 2. Výsledky studie 2 naznačují, že valgózní moment síly se objevoval pouze u doskoku typu „run” krátce po počátečním kontaktu s podložkou a poté znovu mnohem později v čase více než 100 ms po počátečním kontaktu. U doskoku „stick” a „step-back” byl zaznamenán valgózní moment pouze krátce po počátečním kontaktu s podložkou. Výsledky naznačují, že větší valgózní moment síly se objevuje u doskoků po bloku s bezprostředně navazujícím pohybem. Navíc výsledky studie 4 nejsou v souladu se zjištěními studie Hughes et al. (2010). Autoři uvádějí opačné tendence pro průběh úhlů a momentů sil ve frontální rovině během doskoku po bloku na obě dolní končetiny. Naopak výsledky studie Hewett et al. (2005) jsou v souladu s výsledky studie 4 pro průběh úhlu ve frontální rovině během vertikálního seskoku s následným

výskokem. Zjištěné rozdíly mohou být způsobeny rozdílnou technikou doskoku („go” je doskok na jednu dolní končetinu). Budoucí výzkum bude proto zaměřen na typy doskoků s bezprostředně navazujícím pohybem.

Na zatížení ACL má vliv rozsah pohybu ve frontální rovině. Kolenní kloub má velmi omezený rozsah pohybu právě ve frontální rovině. Hamill a Knutzen (2009) uvádějí rozsah pohybu 5° směrem do valgozity i varozity. Valgózní úhel byl vyšetřován u všech osmi typů doskoků v rámci studie 3 v rizikovém rozsahu flexe pro ACL zranění 0-30° na vzorku profesionálních hráček volejbalu. Nejvyšší hodnoty valgózního úhlu byly zjištěny u doskoku „reverse”, „go” a „side stick” tedy u doskoků prováděných v mediolaterálním směru. Navíc doskoky „reverse” a „go” jsou doskoky pouze na jednu dolní končetinu. Ženy vykazují větší maxima valgózního úhlu než muži a větší kolísání úhlu v průběhu doskoku (Hughes, Watkins & Owens, 2008). Ženy navíc dosahují maxima valgózního úhlu rychleji než muži během standardizovaného doskoku (Joseph et al., 2011). Hewett et al. (2005) zjistili, že ženy s předpokladem rizika ACL zranění vykazovaly o 8° větší valgózní úhel během seskoku s následným výskokem prostřednictvím prospektivní studie. Se vzrůstající výškou seskoku rostou maxima valgózního úhlu. Námi zjištěná maxima valgózních momentů dosahovala hodnot 1,5° a 1,2° u doskoku „reverse”, „go” v rozsahu flexe 0-30°. U ostatních typů doskoků charakterizovaných jako doskoky na obě dolní končetiny byly zaznamenány menší hodnoty valgózního úhlu. Existuje proto předpoklad, že maximální hodnoty mohou být mnohem vyšší v průběhu celého doskoku.

V předchozích studiích „in vitro“ (Berns et al., 1992; Dürselen et al., 1995), “in vivo” studiích (Beynon et al., 1995; Hosseini et al., 2009; Hughes et al., 2010; Kristianslund & Krosshaug, 2013) a studiích založených na analýze video záznamu (Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007; Olsen et al., 2004) je naznačen rozsah flexe v kolenním kloubu (0-30°), který je spojován s vyšším rizikem vzniku ACL zranění. Napětí ACL samo o sobě vzrůstá směrem k nízkému rozsahu flexe z pohledu anatomických a fyziologických souvislostí, protože s poklesem flexe vzrůstá úhel mezi longitudinální osou tibie a patelární šlachou (Nunley et al., 2003) a dochází k největšímu prodloužení AM svazku ACL (Jordan et al., 2007). Pokud je navíc kolenní kloub zatížen vysokými vnějšími silami v tomto rozsahu flexe, napětí ACL je větší, než kdyby byl kolenní kloub zatěžován stejnými vnějšími silami ve větší flexi (Pollard et al., 2010). Ve studii 3 bylo analyzováno všech osm typů doskoků s následným pohybem z hlediska dosažené flexe kolenního kloubu nižší než 30°

v okamžiku působení prvního maxima vertikální reakční síly. Maximum vertikální reakční síly významně koreluje s maximem přední střížné síly, která je významným determinantem napětí ACL v nízkém rozsahu flexe (Lin et al., 2008; Yu et al. (2006). Studie založené na analýze videozáznamu demonstrují, že ACL zranění vzniká ve flexi nižší než 30° krátce po počátečním kontaktu s podložkou. Koga et al. (2010) uvádí průměrnou hodnotu flexe v kolenním kloubu v počátečním kontaktu s podložkou 23°, která se zvýšila v průběhu prvních 40ms na 24° u reálných situací vedoucích k ACL zranění u hráček házené a basketbalu. Krosshaug et al. (2007) uvádí průměrnou hodnotu flexe v kolenním kloubu v počátečním kontaktu s podložkou 15° u žen a 9° u mužů, která se zvýšila v průběhu prvních 50 ms na 27° u žen a 19° u mužů. Olsen et al. (2004) uvádí rozsah flexe kolenního kloubu v situacích, které vedly ke vzniku ACL zranění od 5° do 25°. Pomocí stochastického modelu byla predikovaná flexe kolenního kloubu u žen $22^\circ \pm 9^\circ$ a $24^\circ \pm 6^\circ$ během simulovaného doskoku v okamžiku vzniku ACL zranění. Ve studii 3 byly zaznamenány pouze doskoky „reverse” a „go” s významně nižší flexí kolenního kloubu pod kritickou hodnotou 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky. U ostatních typů doskoků se flexe kolenního kloubu nacházela nad kritickou hodnotou. Další výzkum bude zacílen na podrobnější analýzu těchto typů doskoků z důvodu jejich výskytu v rozsahu flexe rizikovém pro ACL zranění.

Reakční síly podložky jsou součástí zátěžového mechanismu ACL a jejich velikost umocňuje navrhované mechanismy ACL zranění. Během doskoku působí na lidské tělo reakční síly podložky o hodnotě 5,7 BW (Seegmiller & McCaw, 2003). Bylo zjištěno, že ženy na rozdíl od mužů vykazují vyšší hodnoty normalizovaných reakčních sil podložky během doskoku ze standardizované výšky (Salci et al., 2004). Navíc nedostatečná koordinace čtyřhlavého svalu stehenního a hamstringů může způsobit větší působení reakční síly podložky bezprostředně po doskoku (Hashemi et al., 2011). Pro srovnání reakčních sil podložky mezi muži a ženami mohou být použity pouze doskoky „stick” a „run” vyšetřované ve studii 1 a 3 prezentované v této habilitační práci. Přestože, muži doskakovali při bloku statického míče z větší výšky, výsledky předložených studií vykazovaly srovnatelné hodnoty prvních maxim reakčních sil podložky u doskoků „stick” a „run”. U mužů byly zjištěny větší rozdíly u druhých maxim reakční síly podložky. Existuje proto předpoklad větších prvních i druhých normalizovaných maxim reakčních sil podložky u žen v případě doskoku ze stejné výšky, protože se zvyšující se výškou seskoku vzrůstají hodnoty reakčních sil podložky (Yeow et al., 2009). Nejvyšší hodnoty reakčních sil podložky byly zjištěny u doskoků „reverse” a „go”.

tedy u doskoků na jednu dolní končetinu navíc s největšími hodnotami valgózních úhlů. Tyto typy doskoků mohou zvyšovat riziko vzniku ACL zranění.

Absorpce energie byla vyšetřovaná ve studii 1 v průběhu doskoků „stick” a „run-back”. Větší absorpce energie kyčlí a hleznu a menší absorpce energie v kolenním kloubu je asociována s vyšším rizikem vzniku ACL zranění (Hughes et al., 2010; Norcross et al., 2010). Za těchto podmínek existuje předpoklad, že pasivní struktury kolenního kloubu jsou nuceny absorbovat více energie (DeVita & Skelly, 1992). Ve studii 1 byl zjištěn podobný vzor absorpce energie u pravé dolní končetiny během doskoků typu „run-back”. Nicméně nejsou nám známy absorpce energií u dalších typů doskoků, které byly předmětem našeho výzkumu. Existuje předpoklad, že u doskoků na jednu dolní končetinu může rozložení absorpce energie v jednotlivých kloubech dále ovlivňovat míru rizika ACL zranění. Zde vidíme další možnosti příštího výzkumu, kdy následný výzkum bude zacílen na analýzu absorpce energie u potenciálně rizikových typů doskoků zjištěných ve studii 3.

Předložené studie mají několik limitací. Zaprvé přestože byl protokol studie koncipován s předpokladem vysoké ekologické validity, subjekty mohou doskakovat z mnohem vyšší výšky v reálném utkání. Proto efekt jednotlivých typů doskoků na sledované parametry může mít v těchto studiích nižší odhad než aktuální síly působící během doskoků v reálné herní situaci. Zadruhé subjekty mohou dále kombinovat jednotlivé typy doskoků s dalšími nepředvídanými pohyby v reálných herních situacích. Tyto nepředvídané pohyby mohou negativně zatěžovat kolenní kloub a nebyly determinovány v předložených studiích. Zatřetí profil absorpce energie byl zjištěn pouze na vzorku mužských subjektů, nelze proto předpokládat podobný vzor absorpce energie u ženských subjektů. Začtvrté ve skutečnosti se mohou vyskytnout další pohybové vzory způsobu řešení u jednotlivých typů doskoků než ty typy doskoků, které byly zaznamenány ve studii 4.

9. Shrnující závěry

- Výsledky předložené habilitační práce naznačují, že typy doskoků po bloku ve volejbalu ovlivňují vybrané vnější faktory (úhel flexe a valgózní úhel v kolenním kloubu, reakční síly podložky, momenty sil ve frontální a sagitální rovině a absorpci energie v hlezenním, kolenním a kyčelním kloubu).
- Zvýšené hodnoty vnějších rizikových faktorů asociovaných s rizikem ACL zranění byly zaznamenány primárně u doskoků s bezprostředně navazujícím pohybem podél sítě na jednu dolní končetinu a u doskoků na obě dolní končetiny s navazujícím pohybem směrem od sítě.
- U doskoků „reverse” a „go”, které byly identifikovány jako doskoky na jednu dolní končetinu, byly zaznamenány nejnižší hodnoty flexe kolenního kloubu (pod 30°) a naopak nejvyšší hodnoty valgózního momentu síly a reakčních sil podložky. Tato kombinace vnějších faktorů byla asociována s vyšším rizikem ACL zranění.
- Doskok „run-back” významně zvyšuje valgózní a externí rotační momenty sil a redukuje absorpci energie v kolenním kloubu, ale v méně rizikové oblasti flexe kolenního kloubu nad 30°.
- Doskoky „step-back” a „stick” se jeví jako doskoky s nejvýhodnějšími hodnotami vnějších rizikových faktorů, a tudíž s nejnižším rizikem ACL zranění.
- Varianty pohybových vzorů zaznamenaných u doskoku „go” vykazovaly valgózní momenty sil v okamžiku kontaktu s podložkou, které v průběhu doskoku klesaly a následně přecházely se stoupající tendencí do varózních momentů sil v okamžiku 30° flexe v kolenním kloubu. Snížení valgózního zatížení je asociováno s nižším rizikem ACL zranění.

Praktické aplikace

- v tréninkové praxi by si trenéři měli být vědomi faktu, že doskoky na jednu dolní končetinu jsou potenciálně rizikovější pro ACL zranění než doskoky na obě dolní končetiny a není možné je vynechat v reálné hře;
- trenéři by měli monitorovat počet doskoků na jednu dolní končetinu, zvláště u hráčů s předchozím zraněním kolene;
- během tréninku by se měli trenéři snažit snižovat počet doskoků na jednu dolní končetinu;
- navíc by měli trenéři učit hráče řešit specifické herní situace s ohledem na potenciální riziko ACL zranění. Proto, pokud má hráč dostatek času na doskok v reálné herní situaci při pokračující rozeběhu, měl by použít doskok „step-back” na obě dolní končetiny a následně zrychlit pohyb vzad od sítě. Pokud hráč nemá dostatek času použít doskok „step-back”, měl by se učit využívat pravou i levou dolní končetinu v prvním kroku směrem vzad od sítě z důvodu opakovaného přetížení ACL v průběhu doskoku „run-back”.

10.Souhrn

Volejbal je populární celosvětově rozšířený sport. Bohužel je s tímto sportem spojena řada svalově kosterních zranění, která mohou na dlouhou dobu znemožnit účast na této pohybové aktivitě. V některých případech nedovoluje vzniklé zranění dále se věnovat tomuto sportu. Jedno z typických a běžných zranění ve volejbalu představuje nekontaktní zranění předního křížového vazy (ACL). Mnohem vyšší incidence tohoto zranění byla zaznamenána u žen. ACL zranění typicky vzniká v situacích, které jsou charakterizovány náhlou změnou rychlosti pohybu nebo jeho směru, jako jsou například různé typy doskoků nebo pohyby s rychlou změnou směru v reakci na pohyb soupeře. V průběhu volejbalové hry nebo volejbalového tréninku se vyskytuje velký počet odrazů a následných doskoků. Hráči jsou často nuceni doskakovat na jednu dolní končetinu a bezprostředně po doskoku zahájit následný pohyb v závislosti na aktuální herní situaci. Různé typy doskoků mohou poté ovlivňovat vnější rizikové faktory asociované s ACL zraněním (úhly a momenty sil v kolenním kloubu ve všech rovinách, reakční síly podložky a absorpci energie v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu). Cílem habilitační práce bylo zjistit vliv specifických typů doskoků („stick”, „step-back”, „side stick”, „run”, „jump”, „rotation”, „reverse” a „go”) po bloku na vnější rizikové faktory. Předložená práce je složena ze čtyř studií. Výsledky první studie (kapitola 4) ukazují, že doskok „run-back” zvyšuje valgózní a externí rotační momenty sil a redukuje absorpci energie v kolenním kloubu u mužů. Tyto faktory zvyšují riziko vzniku ACL zranění během doskoku typu „run-back”. Podobné výsledky byly zjištěny ve druhé studii (kapitola 5) realizované na souboru žen. Výsledky třetí studie (kapitola 6) naznačují, že doskoky „reverse” a „go” mohou být rizikové pro ACL zranění kvůli doskoku na jednu dolní končetinu v mediolaterálním směru, signifikantně nižšímu úhlu flexe kolenního kloubu než je kritická hodnota 30° v okamžiku působení prvního maxima reakční síly podložky a signifikantně vyššímu prvnímu maximu reakční síly podložky. Čtvrtá studie (kapitola 7) naznačuje směr dalšího výzkumu v budoucnu, který bude zaměřen na identifikaci pohybových vzorů u jednotlivých specifických typů doskoků. V závislosti na výsledcích habilitační práce jsou navrženy praktická doporučení do tréninkové praxe, které mohou snížit riziko vzniku ACL zranění ve volejbalu.

11. Summary

Volleyball is a sport which enjoys worldwide popularity. However, it is associated with a number of musculoskeletal injuries which can prevent players from actively participating in the sport for long periods of time. In some cases, the injury is so severe that the player is unable to play volleyball again. Noncontact anterior cruciate ligament (ACL) injuries are typical and common occurrences in volleyball. A much higher incidence of this type of injury has been recorded in women than in men. ACL injuries typically occur in situations involving a sudden change of the player's speed or direction of motion, such as various types of landings or rapid directional changes in response to an opponent's movement. A volleyball match or training session includes a large number of blocks and subsequent landings. Players are often forced to perform single leg landings that are immediately followed by a subsequent movement depending on the ongoing game situation. Various types of landings may also influence extrinsic risk factors associated with ACL injuries (knee joint angles and moments of force in all planes, ground reaction force, energy absorption in the hip, knee and ankle joints). The aim of the habilitation thesis was to determine the influence of specific types of landings after blocking ("stick", "step-back", "side stick", "run", "jump", "rotation", "reverse" and "go" landings) on extrinsic risk factors. The thesis consists of four separate studies. The findings of the first study (Chapter 4) show that the "run-back" landing increases valgus and external rotation moments of force and reduces knee joint energy absorption in men. Similar findings were obtained in the second study (Chapter 5), investigating a female group. The third study (Chapter 6) indicates that the "reverse" and "go" landings may involve a risk of ACL injury due to the mediolateral direction of the single leg landing, the knee joint flexion angle significantly lower than the critical value of 30° at the instant of the first peak of the ground reaction force, and the significantly higher first peak of the ground reaction force. The fourth study (Chapter 7) outlines a future direction for research, focusing on the identification of movement patterns in specific individual landing types. The findings of the studies presented in the habilitation thesis form the basis of practical recommendations for application in training, which have the potential to reduce the risk of ACL injuries in volleyball.

12.Referenční seznam

- Ambegaonkar, J. P., Shultz, S. J., Perrin, D. H., Schmitz, R. J., Ackerman, T. A., & Schulz, M. R. (2011). Lower Body Stiffness and Muscle ess and Muscle Female Dancers and Basketball Players During Drop Jumps. *Sports Health, 3*, 89-96.
- Anoka, N., Nyland, J., McGinnis, M., Lee, D., Doral, M. N., & Carbon, D. N. (2012). Consideration of growth factors and bio-scaffolds for treatment of combined grade II MCL and ACL injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 20*, 878-888.
- Arendt, E., & Dick, R. (1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. *The American Journal of Sports Medicine, 6*, 694-701.
- Arendt, E., Agel, J., & Dick, R. (1999). Anterior cruciate ligament injury patterns among collegiate men and women. *Journal of Athletic Training, 34*, 86-92.
- Arms, S. W., Pope, M. H., Johnson, R. J., Fischer, R. A., Arvidsson, I., & Eriksson, E. (1984). The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine, 12*(1), 8-18.
- Bahr, R., & Bahr, I. A. (1997). Incidence of acute volleyball injuries: a prospective cohort study of injury mechanisms and risk factors. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 7*, 166-171.
- Barrett, G. R., & Rose, J. M. (1994). Relationship of anterior cruciate ligament injury to notch width index. *The American Journal of Sports Medicine, 22*, 204-210.
- Bates, N. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2013). Kinetics and kinematics differences between first and second landings of a jump task: Implication for injury risk assessments. *Clinical Biomechanics, 28*(4), 459-466.
- Berns, G. S., Hull, M. L., & Patterson, H. A. (1992). Strain in the anteromedial bundle of of the anterior cruciate ligament under combination loading. *Journal of Orthopaedic Research, 10*, 167-176.
- Beynon, B. D., Fleming, B. C., Johnson, R. J., Nichols, C. E., Renström, P. A., & Pope, M. H. (1995). Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo. *The American Journal of Sports Medicine, 23*(1), 24-34.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics, 23*(6), 573-578.
- Boden, B. P., Torg, J. S., Knowles, S. B., & Hewett, T. E. (2009). Video Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury: Abnormalities in Hip and Ankle Kinematics. *The American Journal of Sports Medicine, 37*(2), 252-259.
- Bressel, E., & Cronin, J. (2005). The Landing Phase of a Jump: Strategies to Minimize Injuries. *Journal of Physical Education, Recreation Dance, 76*(2), 31-47.

- Buff, H. U., Jones, L. C., & Hungerford, D. S. (1988). Experimental determination of forces transmitted through the patella-femoral joint. *Journal of Biomechanics*, *21*, 17-23.
- Butler, D. L., Noyes, F. R., & Grood, E. S. (1980). Ligamentous restraint to anterior-posterior drawer in human knee. A biomechanical study. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *2*, 259-270.
- Cerulli, G., Benoit, D. L., Lamontagne, M., Caraffa, A., & Liti, A. (2003). In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*(11), 307-311.
- Colby, S., Francisco, A., Yu, B., Kirkendall, D., Finch, M., & Garrett, W. (2000). Electromyographic and Kinematic Analysis of Cutting Maneuvers. *The American Journal of Sports Medicine*, *28*(2), 234-240.
- Cortes, N., Onate, J., & Van Lunen, B. (2011). Pivot task increases knee frontal plane loading compared with sidestep and drop-jump. *Journal of Sports Sciences*, *1*, 83-92.
- Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. E. (2006). Differences in Neuromuscular Strategies Between Landing and Cutting Tasks in Female Basketball and Soccer Athletes. *Journal of Athletic Training*, *1*, 67-73.
- Cronin, J. B., Bressel, E., & Finn, L. (2008). Augmented Feedback Reduces Ground Reaction Forces in the Landing Phase of the Volleyball Spike Jump. *Journal of Sport Rehabilitation*, *17*, 148-159.
- Dai, B., Mao, D., Garrett, W. E., & Yu, B. (2014). Anterior cruciate ligament injuries in soccer: Loading mechanisms, risk factors, and prevention programs. *Journal of Sport and Health Science*, *in press*, 1-8.
- de Loës, M., Dahlstedt, L. J., & Thomée, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian journal of Medicine & Science in Sports*, *10*(2), 90-97.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, R. J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and. *Clinical Biomechanics*, *18*, 662-669.
- DeLee, J. C., Riely, J. C., & Rockwood, C. A. (1983). Acute postero-lateral rotatory instability of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*, *11*, 191-207.
- Delfico, A. J., & Garrett, W. E. (1998). Mechanisms of injury of the anterior cruciate ligament in soccer players. *Clinics in Sports Medicine*, *17*, 779-785.
- DeMorat, G., Weinhold, P. B., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, *2*, 477-483.

- DeVita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Draganich, L. F., & Vahey, J. W. (1990). An In Vitro Study of Anterior Cruciate Ligament Strain Induced by Quadriceps and Hamstrings Forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 8, 57-63.
- Dürselen, L., Claes, L., & Kiefer, H. (1995). The Influence of Muscle Forces and External Loads on Cruciate Ligament Strain. *The American Journal of Sports Medicine*, 23(1), 129-136.
- Dylevský, I., Druga, R., & Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada Publishing.
- Ferrer, A., Chukwumerije, K., Twycross-Lewis, R., Woledge, R., Morrissey, D., & Maffulli, N. (2013). Biomechanical Analysis of the Anterior Cruciate Ligament Deficiency in Transverse Plane. A Laboratory In Vivo Controlled Study. *British Journal of Sports Medicine*, 47(10), 14-15.
- Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Mariani, P. P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(2), 203-207.
- Fleming, B. C., Beynon, B. D., Nichols, C. E., Johnson, R. J., & Pope, M. H. (1993). An in vivo comparison of anterior tibial translation and strain in the anteromedial band of the anterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics*, 26(1), 51-58.
- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynon, B. D., Engstrom, B., Peura, G. D., Badger, G. J., & Johnson, R. J. (2001). The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 163-170.
- Goetschius, J., Smith, H. C., Vacek, P. M., Holterman, L. A., Shultz, S. J., Tourville, T. W., & Beynon, B. D. (2012). Application of a Clinic-Based Algorithm as a Tool to Identify Female Athletes at Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury: A Prospective Cohort Study With a Nested, Matched Case-Control Analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(9), 1978-1984.
- Griffin, J. R., Vogrin, T. M., Zantop, T., Woo, S. L., & Harner, C. D. (2004). Effect of increasing tibial slope on biomechanics of the knee. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 376-382.
- Griffin, L. Y. et al. (2006). Understanding and Preventing Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries A Review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(9), 1512-1532.
- Griffin, L. Y. et al. (2000). Noncontact anterior cruciate ligament injuries: Risk factors and prevention strategy. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 8, 141-150.

- Hamill, J., & Knutzen, K. M. (2009). *Biomechanical Basis of Human Movement*. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004). Three-Dimensional Kinematics. V G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics* (stránky 35-52). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hashemi, J., Breighner, R., Chandrashekar, N., Hardy, D. M., Chaudhari, A. M., Shultz, S. J., & Beynnon, B. D. (2011). Hip extension, kneeflexion paradox: A new mechanism for non-contact ACL injury. *Journal of Biomechanics*, *44*, 577–585.
- Hashemi, J., Breihner, R., Jang, T. H., Chandrashekar, N., Ekwaro-Osire, S., & Slauterbeck, J. R. (2010). Increasing pre-activation of the quadriceps protect the anterior cruciate ligament during the landing phase of a jump: An in vitro simulation. *The Knee*, *17*(3), 235-241.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., & Succop, P. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, *33*(4), 492-501.
- Hohmann, E., Bryant, T. M., Reaburn, P., & Tetsworth, K. (2011). Is there a correlation between posterior tibial slope and non-contact anterior cruciate ligament injuries. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *19*, S109-114.
- Hosseini, A., Gill, T. J., & Li, G. (2009). In vivo anterior cruciate ligament elongation in response to axial tibial loads. *The Journal of Orthopaedic Science*, *14*(3), 298–306.
- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jump. *European Journal of Sport Science*, *10*(1), stránky 1-11.
- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2008). Gender differences in lower limb frontal plane kinematics during landing. *Sports Biomechanics*, *7*(3), 333-341.
- Hughes, G., & Watkins, J. (2008). Lower Limb Coordination and Stiffness During Landiing from Volleyball Block Jumps. *Research in Sports Medicine*, *16*, 138-154.
- Chadrashekar, N., Mansouri, H., Slauterbeck, J., & Hashemi, J. (2006). Sex-based differences in the tensile properties of the human anterior cruciate ligament. *Journal of Biomechanics*, *39*(16), 2943-2950.
- Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, *30*(2), 261-267.

- Chen, K., Yin, L., Cheng, L., Li, C., Chen, C., & Yang, L. (2013). In Vivo Motion of Femoral Condyles during Weight-Bearing Flexion after Anterior Cruciate Ligament Rupture Using Biplane Radiography. *Journal of Sports Science and Medicine*, 12, 579-587.
- Ingersoll, C. D., Grindstaff, T. L., Pietrosimone, B. G., & Hartl, J. M. (2008). Neuromuscular consequences of anterior cruciate ligament injury. *Clinics in Sports Medicine*, 27(3), 383-404.
- Iwahashi, T., Shino, K., Nakata, K., Nakamura, N., Yamada, Y., Yoshikawa, H., & Sugamoto, K. (2008). Assessment of the “functional length” of the three bundles of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 16, 167-174.
- Jordan, S. S., DeFrate, L. E., Nha, K. W., Papannagari, R., & Gill, T. L. (2007). The In Vivo Kinematics of the Anteromedial and Posterolateral Bundles of The Anterior Cruciate Ligament During Weightbearing Knee Flexion. *American Journal of Sports Medicine*, 35(4), 547-554.
- Joseph, M. F., Rahl, M., Sheehan, J., MacDougall, B., Horn, E., Denegar, C. R., & Kraemer, W. J. (2011). Timing of Lower Extremity Frontal Plane Motion Differs Between Female and Male Athletes During a Landing Task. *The American Journal of Sports Medicine*, 39(7), 1517-1521.
- Kar, J., & Quesada, P. M. (2012). A Numerical Simulation Approach to Studying Anterior Cruciate Ligament Strains and Internal Forces Among Young Recreational Women Performing Valgus Inducing Stop-Jump Activities. *Annals of Biomedical Engineering*, 40(8), 1679-1691.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., & Iwasaki, M. (2008). Gender Differences in Lower Extremity Landing Mechanics Caused by Neuromuscular Fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(3), 554-565.
- Kiapour, A. M., Wordeman, S. C., Paterno, M. V., Quatman, C. E., Levine, J. W., Goel, V. K., & Hewett, T. E. (2013). Diagnostic Value of Knee Arthrometry in the Prediction of Anterior Cruciate Ligament Strain During Landing. *The American Journal of Sports medicine*, 42(2), 312-319.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 93(11), 994-1000.
- Kristianslund, E., & Krosshaug, T. (2013). Comparison of Drop Jumps and Sport-Specific Sidestep Cutting: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Screening. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(3), 684-688.

- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B. P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J. R., & Bahr, R. (2007). Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball: Video Analysis of 39 Cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 359-367.
- LaPrade, R. F., & Burnett, Q. M. (1994). Femoral intercondylar notch stenosis and correlation to anterior cruciate ligament injuries. *The American Journal of Sports Medicine*, 22, 198-203.
- Laughlin, W. A., Weinhandl, J. T., Kernozek, T. W., Cobb, S. C., Keenan, K. G., & O'Connor, K. M. (2011). The effects of single-leg landing technique on ACL loading. *Journal of Biomechanics*, 44, 1845-1851.
- Levine, J. W., Kiapour, A. M., Quatman, C. E., Wordeman, S. C., Goel, V. K., Hewett, T. E., & Demetropoulos, C. K. (2012). Clinically Relevant Injury Patterns After an Anterior Cruciate Ligament Injury Provide Insight Into Injury Mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*, 41(2), 385-395.
- Li, G., DeFrate, L. E., Rubash, H. E., & Gill, T. J. (2005). In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *Journal of Orthopaedic Research*, 23, 340-344.
- Li, G., DeFrate, L. E., Sun, H., & Gill, T. (2004). In Vivo Elongation of the Anterior Cruciate Ligament and Posterior Cruciate Ligament During Knee Flexion. *American Journal of Sports Medicine*, 6, 1415-1420.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., & Woo, S. L. (1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 395-400.
- Lin, C. F., Gross, M., Ji, C., Padua, D., Weinhold, P., Garrett, W. E., & Yu, B. (2009). A stochastic biomechanical model for risk and risk factors of non-contact anterior cruciate ligament injuries. *Journal of Biomechanics*, 42, 418-423.
- Lin, C. F., Liu, H., Garrett, W. E., & Yu, B. (2008). Effects of a Knee Extension Constraint Brace on Selected Lower Extremity Motion Patterns During a Stop-Jump Task. *Journal of Applied Biomechanics*, 24, 158-165.
- Lin, C. F., Liu, H., Gros, M. T., Weinhold, P., Garrett, W. E., & Yu, B. (2012). Biomechanical risk factors of non-contact ACL injuries: A stochastic biomechanical modeling study. *Journal of Sport and Health Science*, 1, 36-42.
- Lipps, D. B., Oh, Y. K., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2012). Morphologic Characteristics Help Explain the Gender Difference in Peak Anterior Cruciate Ligament Strain During a Simulated Pivot Landing. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(1), 32-40.

- Lohmander, L. S., Englund, P. M., Dahl, L. L., & Roos, E. M. (2007). The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: Osteoarthritis. *The American Journal of Sports Medicine*, *35*, 1756-1769.
- Louie, J. K., & Mote Jr, C. D. (1987). Contribution of the musculature to rotatory laxity and torsional stiffness at the knee. *Journal of Biomechanics*, *20*, 281-300.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., & Kirkendall, D. T. (2001). A comparison of knee motion patterns between men and woman in selected athletic tasks. *Clinical Bimechanics*, *16*, 438-445.
- Malone, T. R., Hardaker, W. T., & Garrett, W. E. (1993). Relationship of gender to anterior cruciate ligament injury in intercollegiate basketball players. *Journal of the Southern Orthopaedic Association*, *2*, 36-39.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, *13*, 930-935.
- Markolf, K. L., Graff-Redford, A., & Amstutz, H. C. (1978). In vivo knee stability: a quantitative assesment using an instrumented clinical testing apparatus. *Journal of Bone and Joint Surgery*, *60A*, 664-674.
- Markolf, K. L., O'Neill, G., Jackson, S. R., & McAllister, D. R. (2004). Effects of Applied Quadriceps and Hamstrings Muscle Loads on Forces in the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments. *The Americal Journal of Sports Medicine*, *32*(5), 1144-1149.
- McNair, P. J., Marshall, R. N., & Matheson, J. A. (1990). Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *The New Zealand Medical Journal*, *103*(901), 537-539.
- Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2005). Excessive copression of human tibio-femoral joint causes ACL rupture. *Journal of Bimechanics*, *38*, 2311-2316.
- Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2008). Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compresion. *Journal of Biomechanics*, *41*, 3377-3383.
- Monaco, E., Ferretti, A., Labianca, L., Maestri, B., Speranza, A., Kelly, M. J., & D'Arrigo, C. (2012). Navigated knee kinematics after cutting of the ACL and its secondary restraint. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *20*, 870-877.
- Myer, G. D., Ford, K. R., Khoury, J., Succop, P., & Hewett, T. E. (2010). Development and Validation of a Clinic-Based Prediction Tool to Identify Female Athletes at High Risk for Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine*, *38*(10), 2025-2033.
- Myers, C. A., Torry, M. R., Sheburne, K. B., Giphard, J. E., LaPrade, R. F., Woo, S. L., & Steadman, J. R. (2012). In Vivo Tibiofemoral Kinematics During 4 Functional Tasks

- of Increasing Demand Using Biplane Fluoroscopy. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(1), 170-179.
- Myklebust, G., Maehlum, S., Engebretsen, L., Strand, T., & Solheim, E. (1997). Registration of cruciate ligament injuries in Norwegian top level team handball: A prospective study covering two seasons. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 7, 289-292.
- Nagano, Y., Ida, H., Akai, M., & Fukubayashi, T. (2009). Biomechanical characteristic of the knee joint in female athletes during tasks associated with anterior cruciate ligament injury. *The Knee*, 16, 153-158.
- Ng, A. W., Lee, R. K., Ho, E. P., Law, B. K., & Griffith, J. F. (2013). Anterior cruciate ligament bundle measurement by MRI. *Skeletal Radiology*, 42, 1549-1554.
- Norcross, M. F., Blackburn, J. T., Goerger, B. M., & Padua, D. A. (2010). The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clinical Biomechanics*, 25, 1031-1036.
- Noyes, F. R., & Grood, E. S. (2009). Knee ligament function and failure. In: F. R. Noyes, *Noyes knee disorders: surgery, rehabilitation, clinical outcomes* (p. 89-113). Philadelphia: Sanders.
- Nunley, R. M., Wright, D., Renner, J. B., Yu, B., & Garrett, W. E. (2003). Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing. *Research in Sports Medicine: An International Journal*, 11, 173-185.
- Nyland, J. A., Shapiro, R., & Stine, R. L. (1994). Relationship of fatigued run and rapid stop to ground reaction forces, lower extremity kinematics, and muscle activation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 3, 132-137.
- Oh, Y. K., Kreinbrink, J. L., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2011b). Effect of ACL Transection on Internal Tibial Rotation in an in Vitro Simulated Pivot Landing. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 93, 372-380.
- Oh, Y. K., Lipps, D. B., Ashton-Miller, J. A., & Wojtys, E. M. (2012). What Strains the Anterior Cruciate Ligament During a Pivot Landing? *The American Journal of Sports Medicine*, 40(3), 574-583.
- Oh, Y., Ashton-Miller, J., & Wojtys, E. (2011a). Comparison of the effects of valgus loading and internal axial tibial torque on ACL strain during a simulated jump landing. *British Journal of Sports Medicine*, 45(4), 327-328.
- Oiestad, B. E. et al. (2010). Knee function and prevalence of knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective study with 10 to 15 years of follow-up. *The American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2201-2210.

- Olsen, O. E., Mykelbust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: A systematic video analysis. *American Journal of Sport Medicine*, *32*, 1002-1012.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., Holme, I., & Bahr, R. (2003). Relationship between floor type and risk of ACL injury in team handball. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, *13*, 299-304.
- Ortega, D. R., Rodríguez Bies, E. C., & Berral de la Rosa, F. J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Science and Medicine*, *9*, 282-287.
- Ortiz, A., Olson, S., Libby, C. L., Trudelle-Jackson, E., Kwon, Y. H., Etnyre, B., & Bartlett, W. (2008). Landing Mechanics Between Noninjured Women and Women With Anterior Cruciate Ligament Reconstruction During 2 Jump Tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, *36*(1), 149-157.
- Papastergiou, S. G., Koukoulis, N. E., Mikalef, P., Ziogas, E., & Voulgaropoulos, H. (2007). Meniscal tears in the ACL-deficient knee: correlation between meniscal tears and the timing of ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *15*, 1434-1444.
- Pflum, M. A., Shelburne, K. B., Torry, M. R., Decker, M. J., & Pandy, M. G. (2004). Model Prediction of Anterior Cruciate Ligament Force during Drop-Landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *36*(11), 1949-1958.
- Podraza, J. T., & White, S. C. (2010). Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle. *The Knee*, *17*, 291-295.
- Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, 142-146.
- Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C., & Hewett, T. E. (2010). A 'Plane' Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms A systematic Review. *Sports Medicine*, *9*, 729-745.
- Quatman, C. E., & Hewett, T. E. (2009). The anterior cruciate ligament injury controversy: Is "valgus collapse" a sex-specific mechanism. *British Journal of Sports Medicine*, *32*, 328-335.
- Rozzi, S. L., Lephart, S. M., Gear, W. S., & Fu, F. H. (1999). Knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female soccer and basketball players. *The American Journal of Sports Medicine*, *27*, 312-319.
- Salci, Y., Kentel, B. B., Heycan, C., Akin, S., & Korkusuz, F. (2004). Comparison of landing maneuvers between male and female. *Clinical Biomechanics*, *19*, 622-628.

- Seegmiller, J. G., & McCaw, T. (2003). Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in drop Landings. *Journal of Athletic Training*, 38(4), 311-314.
- Segal, P., & Jacob, M. (1973). *The Knee*. Chicago: Year Book Medical.
- Sell, T. C., Ferris, C. M., Abt, J. P., Tsai, Y. S., Myers, J. B., Fu, F. H., & Lephard, M. S. (2006). The Effect of Direction and Reaction on the Neuromuscular and Biomechanical Characteristics of the Knee During Tasks That Simulate the Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanism. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(1), 43-54.
- Shambaugh, J. P., Klein, A., & Herbert, J. H. (1991). Structural measures as predictors of injury in basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23, 522-527.
- Shea, K. G., Pfeiffer, R., Wang, J. H., Curtin, M., & Apel, P. J. (2004). Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: An analysis of insurance data. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 24(6), 623-628.
- Shelbourne, K. D., Gray, T., & Haro, M. (2009). Incidence of Subsequent Injury to Either Knee Within 5 Years After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction With Patellar Tendon Autograft. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(2), 246-251.
- Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. *Journal of Athletic Training*, 4, 396-408.
- Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., Meyer, E. G., Yong Lee, S., & Shultz, S. J. (2013). Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21, 888-897.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2007). The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1145-1152.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2009). The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: A simulation study. *Journal of Biomechanics*, 42, 280-285.
- Shultz, S. J., Perrin, D. M., Adams, J. M., Arnold, B. L., Gansneder, B. M., & Granata, K. P. (2002). Assessment of neuromuscular response characteristics at the knee following a functional perturbation. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 159-170.
- Schafle, M. D., Requa, R. K., Patton, W. L., & Garrick, J. G. (1990). Injuries in the 1987 National Amateur Volleyball Tournament. *The American Journal of Sports Medicine*, 18, 624-631.

- Steele, J. R., & Brown, J. M. (1999). Effects of chronic anterior cruciate ligament deficiency on muscle activation patterns during an abrupt deceleration task. *Clinical Biomechanics*, 14, stránky 247-257.
- Stijak, L., Herzog, R. F., & Schai, P. (2008). Is there an influence of tibial slope of the lateral condyle on the ACL lesion? *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 6, stránky 112-117.
- Strickland, J. P., Fester, E. W., & Noyes, F. R. (2009). Lateral, posterior, and cruciate knee anatomy. In: F. R. Noyes, *Noyes` knee disorders: surgery, rehabilitation, clinical outcomes* (p. 20-43). Philadelphia: Saunders.
- Tillman, M. D., Hass, C. J., Brunt, D., & Bennett, G. R. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 30-35.
- Torry, M. R. et al.. (2011). Relationship of knee shear force and extensor moment on knee translations in females performing drop landings: A biplane fluoroscopy study. *Clinical Biomechanics*, 26(10), 1019-1025.
- Traina, S. M., & Bromberg, D. F. (1997). ACL injury patterns in women. *Orthopedics*, 20, 545-549.
- Utturkar, G. M., Irribarra, L. A., Taylor, K. A., Spritzer, C. E., Taylor, D. C., Garrett, W. E., & DeFrate, L. E. (2013). The Effects of a Valgus Collapse Knee Position on In Vivo ACL Elongation. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(1), 123-130.
- Van de Velde, S., Gill, T. J., & Li, G. (2009). Evaluation of Kinematics of Anterior Cruciate Ligament-Deficient Knees with Use of Advanced Imaging Techniques, Three-Dimensional Modeling Techniques, and Robotics. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 91(1), 108-114.
- van Meer, B. L., Meuffels, D. E., Vissers, M. M., Bierma-Zeinstra, S. M., Verhaar, J. A., Terwee, C. B., & Reijman, M. (2013). Knee Injury and Osteoarthritis Outcome Score or International Knee Documentation Committee Subjective Knee Form: Which Questionnaire Is Most Useful to Monitor Patients With an Anterior Cruciate Ligament Rupture in the Short Term? *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 29(4), 701-715.
- Vorálek, R., Süß, V., & Pálová, H. (2009). Nejčastější zranění ve volejbalu a rehabilitace. *Rehabilitácia*, 46(2), 70-74.
- Wall, S. J., Rose, D. M., Sutter, G. E., Belkoff, S. M., & Boden, B. P. (2012). The Role of Axial Compressive and Quadriceps Forces in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury: A Cadaveric Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 40(3), 568-573.
- Wallace, L. A., Mangine, R. E., & Malone, T. (1985). The knee. In: J. Gould, & G. J. Davies, *Orthopedic and Sports Physical Therapy* (p 342-364). St. Louis: Mosby.

- Wang, C. J., Walker, P. S., & Wolf, B. (1973). The effects of flexion and rotation on the length patterns of the ligaments of the knee. *Journal of Biomechanics*, 6(6), 587-736.
- Weinhold, P. S., Steward, J. D., Liu, H. Y., Lin, C. F., Garrett, W. E., & Yu, B. (2007). The influence of gender-specific loading patterns of the stop-jump task on anterior cruciate ligament strain. *Injury*, 38(8), 973-979.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006a). The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 977-983.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006b). The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. *The American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 269-274.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2008). Effect of Varying Hamstring Tension on Anterior Cruciate Ligament Strain During in Vitro Impulsive Knee Flexion and Compression Loading. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 90, 815-823.
- Wojtys, E. M., Ashton-Miller, J. A., & Huston, L. J. (2002). A gender-related difference in the contribution of the knee musculature to sagittal-plane shear stiffness in subjects with similar knee laxity. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 84A(1), 10-16.
- Wojtys, E. M., Huston, L. J., Lindenfeld, T. N., Hewett, T. E., & Greenfield, M. L. (1998). Association between the menstrual cycle and anterior cruciate ligament injuries in female athletes. *The American Journal of Sports Medicine*, 26, 614-619.
- Woo, S. L., Hollis, J. M., & Adams, D. J. (1991). Tensile properties of human femur-anterior cruciate ligament-tibia complex. The effect of specimens age and orientation. *The American Journal of Sports Medicine*, 3, 217-225.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2009). Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. *The Knee*, 16, 381-386.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*, 30, 624-635.
- Yeow, C. H., Rubab, S. K., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2009). Inhibition of Anterior Tibial Translation or Axial Tibial Rotation Prevents Anterior Cruciate Ligament Failure During Impact Compression. *The American Journal of Sports Medicine*, 37(4), 813-821.

- Yoo, Y. S., Jeong, W. S., Shetty, N. S., Ingham, S. J., Smolinski, P., & Fu, F. (2010). Changes in ACL length at different knee flexion angles: an in vivo biomechanical study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *18*, 292-297.
- Yu, B., & Garrett, W. E. (2007). Mechanisms of non-contact ACL injuries. *British Journal of Sports Medicine*, *47*(1), i47-i51.
- Yu, B., Kirkendall, D. T., Taft, T. N., & Garrett, W. E. (2002). Lower Extremity Motor Control-Related and Other Risk Factors for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury. In: J. H. Beaty (Editor), *Instructional Course Lectures*. *51*, (p.315-324). Rosemont IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Yu, B., Lin, C. F., & Garrett, W. E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, *21*, 297–305.
- Yu, B., McClure, S., Onate, J. A., Guskiewicz, K. M., Kirkendall, D. T., & Gerrett, W. E. (2005). Age and Gender Effects on Lower Extremity Kinematics of Youth Soccer Players in a Stop-Jump Task. *The American Journal of Sports Medicine*, *33*(9), 1356-1364.
- Zahradnik, D., Jandacka, D., Uchytíl, J., Farana, R., & Hamill, J. (2015). Lower extremity mechanics during landing after a volleyball block as a risk factor for anterior cruciate ligament injury. *Physical Therapy in Sport*, *16*, 53-58.

13. Přílohy

Příloha 1 Originál studie: Lower extremity mechanics during landing after a volleyball block as a risk factor for anterior cruciate ligament injury

Příloha 2 Originál studie: Ground Reaction Force and Valgus Knee Loading during Landing after a Block in Female Volleyball Players

Příloha 3 Originál studie: Identification of types of landing after blocking in volleyball associated with risk of ACL injury

Příloha 4 Originál studie: Landing patterns after block in volleyball: application for acl injury



Contents lists available at ScienceDirect

Physical Therapy in Sport

journal homepage: www.elsevier.com/ptsp



Original research

Lower extremity mechanics during landing after a volleyball block as a risk factor for anterior cruciate ligament injury

David Zahradnik^{a,*}, Daniel Jandacka^a, Jaroslav Uchytíl^a, Roman Farana^a, Joseph Hamill^b^a Human Motion Diagnostic Center, University of Ostrava, Veveřská 49A, 70200 Ostrava, Czech Republic^b Biomechanics Laboratory, University of Massachusetts, Amherst, MA, USA

ARTICLE INFO

Article history:
Received 18 February 2013
Received in revised form
13 January 2014
Accepted 13 April 2014

Keywords:
Lower extremity
Knee
Landing
Injury prevention

ABSTRACT

Objectives: To compare lower extremity mechanics and energy absorption during two types of landing after a successful or unsuccessful block in volleyball and assess the risks of anterior cruciate ligament (ACL) injury.

Design: Cohort study.

Subjects: Fourteen elite male volleyball players (aged 24.5 ± 4.6 years; height 1.94 ± 0.06 m; mass 86.6 ± 7.6 kg).

Interventions: Subjects were required to land on force platforms using stick landing or step-back landing (with the right lower extremity stepping back away from the net) techniques after performing a standing block jump movement.

Main Outcome Measures: Vertical ground reaction force (body weight); knee flexion (degrees); knee moments (Nm/kg); and hip, knee and ankle energy absorption (J/kg).

Results: The right lower extremity showed a greater first peak of vertical ground reaction force, a greater valgus moment, lower energy absorption by the knee, and higher energy absorption by the hip and ankle joints during step-back landing.

Conclusions: The lower extremity may be exposed to a greater risk of ACL injury when stepping back from the net during the initial impact phase after a step-back landing.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) ruptures frequently occur in non-contact athletic situations such as cutting manoeuvres or landing from a jump (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000). ACL injury is both a serious and common problem in volleyball, and often requires medical intervention (Ferretti, Papandrea, Conteduca, & Mariani, 1992; de Loës, Dahlstedt, and Thomée (2000) reported the incidence of ACL rupture as two injured athletes per 100,000 athletes during 1 h in male volleyball.

The combination of high ground reaction forces, rapid loading times, and the high frequency of jumping and landing during practice sessions and games are thought to be significant determinants of injury (Bressel & Cronin, 2005). The typical landing after a volleyball block follows a toe–heel pattern, which is characterized by two peaks (first peak – F1 and second peak – F2) in the vertical ground reaction force (VGRF) component. Ortega,

Rodrigues Bies, and Berral de la Rosa (2010) suggested that the F2 in the force–time curve was a risk factor for injury. However, no evidence was provided for this statement F2 occurs when the heel contacts the ground during the toe–heel landing (after the forefoot contact). It is unclear how F2 influences the position of the knee and becomes a risk factor for ACL injury. ACL injury appears to occur most often just after the initial contact with the ground or during passive loading when F1 occurs (Boden et al., 2000; Olsen, Mykelbust, Englebretsen, & Bahr, 2004). F2 occurs much later in the landing phase.

Hewett et al. (2005) indicated that the external knee valgus moment generated during a vertical drop-landing jump was a predictor of ACL injury. Withrow, Huston, Wojtyś, and Ashton-Miller (2006a) demonstrated that the degree of ACL strain during landing increased with valgus loading during landing impact. The peak ACL strain occurs approximately 40 ms after touchdown (Shin, Chaudhari, & Andriacchi, 2007; Withrow et al., 2006a; Withrow, Huston, Wojtyś, & Ashton-Miller, 2006b). A combination of valgus loading with either knee in internal rotation or external rotation moment increases the tensile force on the ACL (Gabriel, Wong, Woo, Yagi, & Debski, 2004; Kanamori et al., 2000, 2002).

* Corresponding author. Tel.: +420 603 167 904; fax: +420 595 628 102.
E-mail address: david.zahradnik@osu.cz (D. Zahradnik).

However, ACL loading due to combined knee valgus and external rotation moments is less than that occurring due to either moment alone (Markolf et al., 1995).

The energy absorption profile may be altered by modifying the kinematics of landing (e.g., initial contact angle in the joints of the lower extremity and range of knee motion), the mechanical load (the height of the jump), or the motion task (Norcross, Blackburn, Goerger, & Padua, 2010). It was assumed that greater energy absorption by the leg muscles may reduce the amount of energy transferred to the capsule-ligamentous tissues (Devita & Skelly, 1992). However, Hughes, Watkins, and Owen (2010) identified a latent phase of muscle activity occurred during the first 100 ms of landing. In addition, Norcross et al. (2010) reported that greater energy absorption by the hip and ankle, and less by the knee, was associated with an increased risk of ACL injury.

There are two basic landing situations that occur when blocking a volleyball spike: 1) a successful block; and 2) an unsuccessful block. A successful block is characterized by the completion of a particular play (the ball lands on the opponent's side of the net after a block), and the player is not subject to time pressure upon landing. Because there is no time pressure on athletes during a successful block landing, they have the opportunity to alter their mechanics during landing. An unsuccessful block is characterized by the continuation of the game (after contact with an attempted block, the ball continues onto the blocker's side of the net, where it is then played for a subsequent attacking move), and the player is forced, upon landing, to step back away from the net prior to a subsequent attacking move. In this case, players must react to the play, and they may not have sufficient time to land safely.

There are several landing techniques used by volleyball players during successful or unsuccessful blocks. Two of these are the 'stick' and the 'step-back' techniques. Players usually use a 'stick' landing after a successful block and a 'step-back' landing after an unsuccessful block. A stick landing does not incorporate a subsequent move. The feet are relatively parallel at the time of ground contact and the player is able to stand upright without over-balancing. A step-back landing is part of the game strategy and results in the player stepping back from the net (to a distance of approximately 3 m) immediately upon landing. The feet are relatively parallel at the time of ground contact, and the player steps backwards with the right lower extremity immediately upon landing.

Therefore, the aim of the present study was to compare lower extremity mechanics and energy absorption during landing after either a successful or unsuccessful block and to examine the possible risks of ACL injury. We hypothesized that the type of landing would affect the mechanics of the knee, which may be related to the risk of ACL injury. We expected that the step-back landing would increase the valgus and internal rotation moments of the knee, increase FI, and reduce energy absorption by the knee during landing.

2. Methods

2.1. Subjects

Fourteen elite male volleyball players (aged 24.5 ± 4.6 years; height 1.94 ± 0.06 m; mass 86.6 ± 7.6 kg) participated in the study. All were centre blockers, receiver-hitters or universal players (6.1 ± 4.2 years of experience playing in the highest league in the Czech Republic). None of the subjects had a history of hip, knee or ankle surgery within the previous 6 months. At the time of testing, they had no injuries that prevented their participation in physical activity. Only subjects who used a step-back with their right limb were recruited for the study. Prior to testing, the aims of the study and the experimental procedures were explained to the subjects.

All procedures were approved by the Research Ethics Committee of the University.

2.2. Experimental setup

Two force plates (Kistler, 9286 AA, Switzerland) embedded in the floor were used to determine the ground reaction force, with a sampling rate of 1235 Hz. Simultaneously, a motion-capture system (Qualisys Oqus, Sweden) comprising eight infra-red cameras was used to collect kinematic data, with a sampling rate of 247 Hz. A speaker emitted a beeping sound, which indicated the type of block that the subject was required to perform during each trial. The step-back landing was indicated by a short beep; the stick landing was indicated by a long beep.

2.3. Protocol

The subjects visited the laboratory during the course of 1 day. The experimental setting was based on a real game situation. The upper edge of the net was set 2.43 m above the floor. To normalise the height of the jump, a static volleyball was suspended in the space above the net. The centre of the ball was located 0.35 m above the edge of the net and 0.2 m behind the edge of the net on the opponent's side of the court. The jumping and landing tasks were as realistic as possible to increase the ecological validity of the study.

Retro-reflective markers were placed on each subject prior to data collection (Fig. 1) (Hamil & Selbie, 2004a). Calibration markers were placed bilaterally on the lateral and medial malleoli, the medial and lateral femoral condyles, the greater trochanter, and on the shoe over the first and fifth metatarsal heads. Tracking markers were securely positioned to define the trunk (acromion), the pelvis



Fig. 1. Experimental setup, with a subject wearing passive reflective markers.

(iliac crest and posterior superior iliac spine), the thighs and shanks (four light-weight rigid plates holding a quaternion of markers) and the shoe (a triad of markers on the heel over the calcaneus).

At the start of each trial, the subject performed a jump and block of the static ball above the net. The subjects were informed of the game situation (successful/unsuccessful block) with an acoustic signal at the instant that their hands contacted the suspended ball. Subjects were required to use a stick landing in the case of a successful block and a step-back landing in the case of an unsuccessful block (Fig. 2).

Before data collection, all subjects performed a 10 min warm-up consisting of stretching the lower and upper extremities as well as running on a treadmill at a self-determined speed. Five training attempts followed the warm-up. A standing calibration trial was carried out, after which the subjects had to perform six successful attempts at a stick landing and six successful attempts at step-back landing. The order of the individual experimental situations was controlled by the examiner according to a pre-determined protocol. A trial was repeated when the subject failed to land on the force plate with the correct foot (for example landing with the left foot on the right force platform or vice versa). To record 12 successful attempts, each of the subjects performed 18 attempts on average.

2.4. Data analysis

The marker data were processed using Visual 3D software (C-motion, Rockville, MD, USA). The start of each trial was determined by the first occurrence of a ground reaction force >20 N on each force plate, and the end was defined as a time of 100 ms after the start (Schot, Bates, & Dufek, 1994). The coordinate data were low-pass filtered using the fourth-order Butterworth filter with a 12 Hz cut-off frequency. All force plate data were low-pass filtered using the fourth-order Butterworth filter with a 50 Hz cut-off frequency. All lower extremity segments were modelled as a frustum of right circular cones, while the pelvis and trunk were modelled as a cylinder. The local coordinate systems were defined using a standing calibration trial.

The knee joint flexion angle was determined as the angle between the thigh and shank in the sagittal plane (0° indicates full extension). The total VGRF was calculated as the sum of the VGRFs acting on both lower extremities during ground contact. Three-dimensional internal knee joint moments of force were calculated using a Newton–Euler inverse dynamics technique. The net knee moment of force was expressed using the local coordinate system of the thigh segment (Hamill & Selbie, 2004b). The global maximum for the extension, adduction (valgus) and internal rotation moments and the global minimum for the abduction and

external rotation moments during the first 100 ms were then determined.

By convention, the left and right knee net extensor moments were assigned as positive. The net powers for the right and left joint were calculated as a scalar product of the vector of instantaneous net joint moment and the vector of joint angular velocity (Hamill & Selbie, 2004b). A negative net joint power indicated energy absorption through eccentric muscular contraction. In addition, the negative joint power was determined as a global maximum during the first 100 ms. The negative net joint power curves were mathematically integrated to calculate energy absorption during the impact phase, defined as the first 100 ms after initial ground contact. All joint moments of force and power and energy parameters were normalised to the body weight (BW) to reduce differences within the group.

2.5. Statistical analysis

All the data showed a normal distribution according to the Shapiro–Wilkinson test. Repeated measures analysis of variance (2×2 , limb \times landing technique) was performed with a criterion alpha level of 0.05. A Bonferroni adjustment was performed to determine significant differences between within-subject factors. IBM SPSS Statistics 19 software was used for all statistical tests (SPSS, Inc., and IBM Company, Chicago, IL). The power of all the statistical tests was ≥ 0.8 .

3. Results

There were no statistically significant differences between the maximum height of the centre of gravity (COG) (0.35 ± 0.03 m during stick landing and 0.34 ± 0.02 m during step-back landing) and the velocity of the COG at first contact (-2.60 ± 0.12 m/s during stick landing and -2.59 ± 0.08 m/s during step-back landing). The means, standard deviations and statistical results for all dependent measures are shown in Table 1.

3.1. Knee angle

For knee contact angle, there was a significant limb by landing technique interaction ($p = 0.002$) indicating a difference in landing technique for each limb. A significant main effect of landing technique was observed ($p < 0.05$). The flexion of the knee joint at the instant of ground contact was significantly greater (by 29% for the right lower extremity and by 85% for the left lower extremity) during a step-back landing. Similar results were observed for the maximum knee angle, which showed a significant interaction

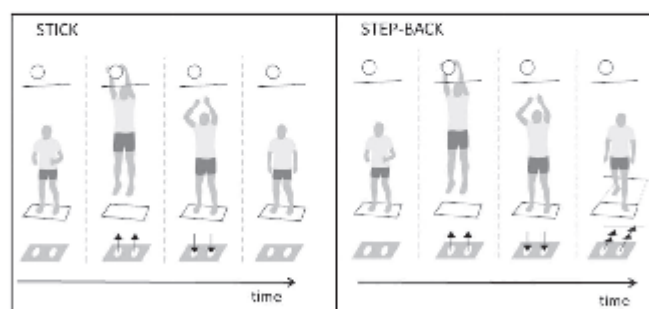


Fig. 2. Landing technique.

Table 1
Kinematic and kinetic variables for both lower extremities during landing after the two type of block (mean \pm standard deviation).

Variable	Stick technique		Step-back technique		Anova p-value		
	Left	Right	Left	Right	Landing technique	Limb	Interaction
Knee flexion angle at contact (deg)	-10.54 \pm 5.63	-11.07 \pm 6.19	-19.56 \pm 6.51	-14.28 \pm 4.10	0.000*	0.091	0.002
Maximum knee flexion (deg)	-67.12 \pm 9.24	-67.85 \pm 12.81	-71.79 \pm 8.77	-86.86 \pm 17.96	0.010*	0.020*	0.050*
First peak of VGRF (BW)	1.00 \pm 0.25	0.86 \pm 0.18	0.87 \pm 0.26	1.24 \pm 0.33	0.010*	0.041*	0.000*
Second peak of VGRF (BW)	2.37 \pm 0.38	2.34 \pm 0.40	1.69 \pm 0.57	2.45 \pm 0.59	0.037*	0.052	0.002*
Total second peak of VGRF (BW)	4.71 \pm 0.39		4.14 \pm 0.58		0.018*		
Maximum knee internal abduction moment (Nm/kg)	-0.08 \pm 0.18	-0.05 \pm 0.14	0.02 \pm 0.10	-0.02 \pm 0.14	0.014*	0.841	0.137
Maximum valgus moment (Nm/kg)	0.33 \pm 0.16	0.25 \pm 0.11	0.37 \pm 0.16	0.38 \pm 0.20	0.008*	0.518	0.090
Maximum knee external rotation moment (Nm/kg)	-0.19 \pm 0.08	-0.11 \pm 0.06	-0.34 \pm 0.13	-0.15 \pm 0.08	0.000*	0.000*	0.062
Maximum knee internal rotation moment (Nm/kg)	0.05 \pm 0.06	0.08 \pm 0.07	0.01 \pm 0.06	0.07 \pm 0.08	0.036*	0.086	0.298
Maximum knee extension moment (Nm/kg)	2.21 \pm 0.35	2.26 \pm 0.35	1.90 \pm 0.62	2.10 \pm 0.71	0.005*	0.546	0.608
Knee energy absorption (J/kg)	-0.82 \pm 0.24	-0.79 \pm 0.26	-0.40 \pm 0.16	-0.77 \pm 0.33	0.000*	0.046*	0.000*
Ankle energy absorption (J/kg)	-1.01 \pm 0.25	-1.03 \pm 0.24	-0.65 \pm 0.16	-1.06 \pm 0.18	0.010*	0.001*	0.000*
Hip energy absorption (J/kg)	-0.11 \pm 0.15	-0.23 \pm 0.16	-0.67 \pm 0.39	-0.80 \pm 0.39	0.000*	0.266	0.958

*Significance ($p \leq 0.05$), BW – body weight, deg – degrees, N – Newton, m – metre, kg – Kilogram, J – Joule.

($p = 0.050$) and a significant main effect for limb ($p = 0.020$) and landing technique ($p = 0.010$).

3.2. VGRF Peaks

A significant interaction was observed between the landing technique and the landing limb for F1 ($p = 0.000$). The F1 for the right limb was 44% greater for step-back landing than for stick landing. A significant interaction was also observed for F2 ($p = 0.002$). There was no significant limb effect ($p = 0.052$), but there was a significant difference between the landing techniques ($p = 0.037$). The total F2 was significantly higher during stick landing (4.71 ± 0.39 BW) than (4.14 ± 0.58 BW) during step-back landing ($p = 0.018$) (Fig. 3).

3.3. Knee moments

No statistically significant interactions were observed for any of the maximum knee moments ($p > 0.05$). However, landing technique had a significant main effect on all knee moment parameters ($p < 0.05$), with only the maximum knee external rotation moment showing a significant difference in terms of the limb ($p = 0.000$). The maximum knee valgus moment was significantly greater (by 52% for the right lower extremity and by 12% for the left lower extremity) during the step-back landing, as was the maximum knee external rotation moment (by 36% for the right lower extremity and by 78% for the left lower extremity). Conversely, the maximum

knee extension moment was significantly greater (by 7% for the right lower extremity and by 16% for the left lower extremity) during stick landing.

3.4. Energy absorption

Fig. 4 illustrates the energy absorption profiles for both landing techniques. Significant interactions were observed between the landing technique and limb in terms of knee and ankle energy absorption ($p < 0.05$). Knee energy absorption was 3% lower for the right lower extremity during step-back landing ($p = 0.046$), whereas ankle energy absorption was 3% greater for the right lower extremity during step-back landing ($p = 0.001$). Landing technique had a significant main effect on hip energy absorption ($p = 0.000$). There was no significant interaction between the landing technique and limb for hip energy absorption.

4. Discussion

The aim of this study was to compare knee joint kinematics, ground reaction forces, knee moments and lower extremity energy absorption during two volleyball landing techniques: a bilateral stick landing and a step-back landing. The first hypothesis regarding the effect of landing technique on knee mechanics was accepted. The step-back technique resulted in a greater VGRF, reduced knee energy absorption and increased hip energy absorption in the right lower extremity. We also accepted the second

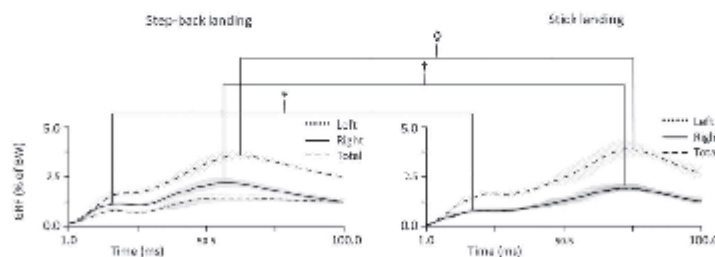


Fig. 3. Group mean vertical ground reaction force (VGRF) curves and standard deviations during the first 100 ms after initial contact. The symbol * indicates a greater F1 on the right limb during step-back landing; † indicates a greater F2 on the right limb during step-back landing; ◇ indicates greater total F2 on the left limb during stick landing.

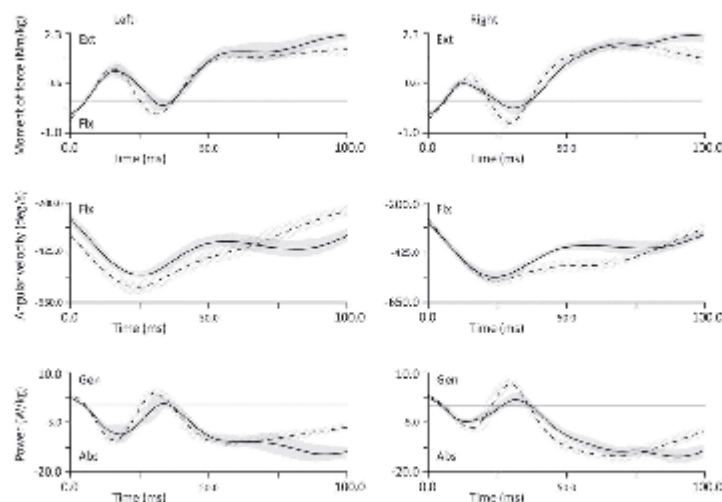


Fig. 4. Group mean curves and standard deviations for the left and right sagittal net knee moment, angular velocity and power during the first 100 ms after initial contact.

hypothesis regarding knee joint moments. The step-back technique resulted in greater external rotation and valgus knee moments in both lower extremities than the stick technique.

The right lower extremity was exposed to greater F1 and F2 than the left lower extremity during step-back landing; these values were greater than those in both lower extremities during stick landing. The increases in the VGRF peaks during step-back landing may be caused by asymmetric lower extremity movement when preparing the left lower extremity for the subsequent take-off after the first step of the right limb back from the net. Devita and Skelly (1992) showed that greater knee flexion during landing reduces the VGRF. Despite greater initial flexion of the right knee during step-back landing, VGRF values for the right lower extremity were greater than those for both lower extremities during stick landing (Fig. 3). Greater initial right knee flexion during step-back landing may protect against high VGRFs.

The degree of knee flexion is important when determining ACL loading. At a constant anterior shear force, the force on the ACL decreases as the knee flexion angle increases (Markolf et al., 1995). In doing so, a hard landing characterized by higher peak VGRFs, together with a high landing frequency, may generate greater stresses in the joints of the lower extremity, which may be a determinant of injury (Bressel & Cronin, 2005). Landings involving large impact forces may be a risk factor for knee injury, particularly ACL tears (Chappell et al., 2005; Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002; Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003; Devita & Skelly, 1992; Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu, & Garrett, 2001). In addition, the ACL is pre-disposed to injury when the knee flexion angle is low (0–30°) (Boden et al., 2000; Olsen et al., 2004). Thus, a combination of a greater right lower extremity F1 VGRF and a low initial knee flexion angle may expose the right ACL to a greater risk of injury during a step-back landing. It appears that the step-back landing is safer for the left knee because the flexion angle is greater upon landing.

Both landing conditions involve a combination of knee valgus and external rotation moments. Cadaver studies show that a combination of greater knee valgus and lower external rotation moments may increase ACL strain to a greater extent than a

combination of lower knee valgus and lower external rotation moments (Fleming et al., 2001; Markolf et al., 1995). In the right knee, this combination occurs during both landing situations. However, due to the higher valgus moment, there may be a greater ACL strain during the step-back landing. These results suggest that the right lower extremity may be exposed to a greater risk of ACL injury during step-back landing.

The total F2 was significantly higher during stick landing than during step-back landing (Fig. 3). The reason for the significantly higher total VGRF values during a stick landing is the absence of subsequent motion, which occurs after the step-back landing. This is expected, because during a step-back landing the subject does not need to reduce the body's momentum to zero, as is the case for a stick landing. Thus it appears that the subsequent motion away from the net after a block during the step-back technique could reduce the total VGRF during landing. However, the total VGRF is only an abstract variable because the centre of pressure of the total VGRF lies outside the lower extremities during landing. In addition, a lower total VGRF does not automatically mean a lower F1 and F2 for the right lower extremity or lower valgus moments (Fig. 3, Table 1). The right lower extremity (i.e., the rear extremity during the step-back landing) may be at risk of an injury due to the combination of a greater F1, an initial knee angle below 30° and greater valgus moments during the first 100 ms after landing (Hughes et al., 2010; Markolf et al., 1995).

It is assumed that during first 100 ms after landing, muscle activity is latent; thus more energy is absorbed by the hip and ankle than the knee, which may be associated with an increased risk of ACL injury (Hughes et al., 2010; Norcross et al., 2010). Here, we found a similar pattern of energy absorption in the right lower extremity during step-back landing (Table 1). Fig. 4 shows that energy is absorbed by the knee extensors during landing. This indicates that the passive knee structures could be exposed to greater immediate internal forces during a step-back landing as they are forced to absorb energy that is absorbed by the extensor muscles during a stick landing (Devita & Skelly, 1992).

It is clear that the hip joints in particular absorb more energy during the step-back landing technique (about 6-fold greater for

the left hip and 4-fold for the right hip) than during a stick landing. This implies that the decreased absorption of energy by the left and right knees during a step-back landing compared with a stick landing may be due to energy absorption by the hip or ankle joints.

This study has several limitations. First, subjects may jump higher in a real match situation, thereby landing from a much greater height. Second, the current study involved vertical landing on both extremities, whereas in a real match situation, players may land either on one limb or on both limbs after a block. Also, in a real match situation players may land with a laterally-directed motion. Third, the study focused only on male subjects. Although the prevalence of ACL injury in the general population is higher in males than in females (Shea, Pfeiffer, Wang, Curtin, & Apel, 2004), females competing in certain sports (i.e. volleyball) have a greater incidence of ACL (de Loois et al., 2000). Thus the risk of ACL injury may be higher in certain female populations; therefore, further research and the subsequent teaching of safe landing techniques will be of great importance.

5. Conclusion

It is possible that both landing techniques may result in ACL injuries. However, the back-stepping limb may be exposed to a greater risk of ACL injury during the initial impact phase after a step-back landing. The step-back landing increased both valgus and external rotation knee moments and reduced the energy absorption by the knee joint. These factors increase the risk of ACL injury during a step-back landing.

Although only two techniques were investigated in this study, coaches should teach players to use multiple landing strategies involving multiple techniques. One such alternative may be to teach a stick landing that can be used after an unsuccessful block. If a player has enough time after an unsuccessful block, they could use the stick landing even though the total VGRF may be greater. While the total F2 may be greater, the flexed position of the knee may not expose the subject to a greater knee moment, which may minimise the risk of ACL injury. In addition, there is no evidence that F2 is the cause of ACL injury. On the other hand, if a player does not have time to use a stick landing, then they should be taught to use both the left and right lower extremities for subsequent take-offs after backing away from the net during a step-back landing. This may avoid repeatedly overloading the ACL.

Conflict of Interest

None declared.

Ethical Approval

All procedures were approved by the Research Ethics Committee of the Human Motion Diagnostic Center, University of Ostrava.

Funding

This project was funded by a University of Ostrava Specific Student Grant, 2012.

Acknowledgements

This project was funded by the University of Ostrava of Specific Students Grant 2012.

References

- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573–578.
- Bresler, E., & Cronin, J. (2005). The landing phase of a jump: strategies to minimize injuries. *Journal of Physical Education Recreation and Dance*, 76(2), 31–35.
- Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kiriendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine*, 33, 1022–1029.
- Chappell, J. D., Yu, B., Kiriendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 261–267.
- Declerq, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Stewart, W. L., & Steadman, R. J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), 662–669.
- Devita, P. P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 108–115.
- Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Martini, P. P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball. *American Journal of Sports Medicine*, 20(2), 208–207.
- Fleming, B. C., Renstrom, P. A., Beynon, B. D., Engstrom, B., Peura, G., Badger, G. J., et al. (2001). The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *Journal of Biomechanics*, 34(3), 163–170.
- Gabriel, M. T., Wong, E. K., Woo, S. L., Yagi, M., & DeBski, R. E. (2004). Distribution of in situ forces in the anterior cruciate ligament in response to rotatory loads. *Journal of Orthopaedic Research*, 34(2), 85–89.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004a). Three-dimensional kinematics. In G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey (Eds.), *Research methods in biomechanics* (pp. 35–52). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004b). Three-dimensional kinetics. In G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey (Eds.), *Research methods in biomechanics* (pp. 145–162). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., Scott, G., et al. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492–501.
- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jump. *European Journal of Sport Science*, 10(1), 1–11.
- Kanamori, A., Woo, S. L., Ma, C. B., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., et al. (2000). The forces in the anterior cruciate ligament and knee kinematics during a simulated pivot shift test: a human cadaveric study using robotic technology. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 16(6), 633–639.
- Kanamori, A., Zeminski, J., Rudy, T. W., Li, G., Fu, F. H., & Woo, S. L. (2002). The effect of axial tibial torque on the function of the anterior cruciate ligament: a biomechanical study of a simulated pivot shift test. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, 18(4), 394–398.
- de Loois, M., Dahlstedt, L. J., & Thome, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90–97.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slautebeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930–935.
- Mallinak, R. A., Colby, S. M., Kiriendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16, 438–445.
- Nowross, M. F., Blackburn, J., Goerger, B. M., & Padua, D. A. (2010). The association between lower extremity energy absorption and biomechanical factors related to anterior cruciate ligament injury. *Clinical Biomechanics*, 25(10), 1031–1036.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engerbreten, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 32, 1002–1012.
- Ortega, D. R., Rodriguez Bies, E. C., & Bernal de la Rosa, E. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 9(2), 282–287.
- Schot, P. K., Bates, B. T., & Dulik, J. S. (1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 26, 1153–1159.
- Shua, K. G., Pfeiffer, R., Wang, J. H., Curtin, M., & Apel, P. J. (2004). Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: an analysis of insurance data. *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 24(6), 623–628.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2007). The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1145–1152.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtyla, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006a). The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 977–983.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtyla, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006b). The relationship between quadriceps muscle force, knee flexion, and anterior cruciate ligament strain in an in vitro simulated jump landing. *American Journal of Sports Medicine*, 34(2), 269–274.



Ground Reaction Force and Valgus Knee Loading during Landing after a Block in Female Volleyball Players

by

David Zahradník¹, Jaroslav Uchytíl¹, Roman Farana¹, Daniel Jandacka¹

A non-contact anterior cruciate ligament (ACL) injury is both a serious and very common problem in volleyball. The aim of the study was to determine the association between stick, step-back and run-back landings after a block and select risk factors of ACL injuries for female professional volleyball players. The research sample involved fourteen female professional volleyball players. Two force plates were used to determine ground reaction forces. Eight infrared cameras were employed to collect the kinematic data. The one-factor repeated-measures analysis of variance, where the landing type was the factor, was used for comparing the valgus moment and ground reaction force on the right lower limb. ANOVA showed that the type of landing has a main effect on the valgus moment on the right lower limb ($F = 5.96$, $p = 0.019$, $df = 1.18$, $\text{partial } \eta^2 = 0.239$ and $SP = 0.693$). Furthermore, it did not show a main effect on the vertical reaction force on the right lower limb ($F = 2.77$, $p = 0.090$, $df = 1.55$, $\text{partial } \eta^2 = 0.128$ and $SP = 0.448$). The highest valgus moment occurred during the run-back landing. This moment, however, did not have any effect within the first 100 ms after initial contact with the ground, but rather upon the subsequent motion carried out when stepping back off the net. A comparison between a run-back landing and a step-back landing showed relevant higher values of vertical ground reaction forces during the run-back landing.

Key words: anterior cruciate ligament, injury prevention, kinetics.

Introduction

Non-contact anterior cruciate ligament (ACL) injuries occur primarily in youth, healthy individuals as a result of sudden changes in direction or speed during physical activities (Hewett et al., 2007). This type of knee joint injuries are the most common injuries in volleyball (Decker et al., 2003), and requires medical intervention (Ferretti et al., 1992). A much greater incidence of ACL injuries in volleyball occurs in women (Ferretti et al., 1990). The largest number of ACL injuries occurs during the second decade of life (Griffin, 2007).

A take-off followed by a landing maneuver are the essential fundamentals of techniques regarding attacks, blocks and jump serves in volleyball. During the landing phase it is the ankle, knee and hip joints which are exposed

to stress resulting from the action of ground reaction forces. The impact that the reaction forces have on the joints of the lower limbs has already been dealt with by a number of authors (Decker et al., 2003; Ortega et al., 2010; Podraza and White, 2010; Salci et al., 2004; Seegmiller and McCaw, 2003). Hewett et al. (2005) defined risk factors (the abduction angle in the knee joint, dynamic valgus moment and high ground reaction forces) predicting the incidence of ACL injuries in women's volleyball, basketball and soccer through a prospective study of 205 women.

In order to fulfill the objective of the game, players are forced to reduce the period of landing to a minimum. There are two basic landing situations that occur when blocking a volleyball spike: 1) a successful block; and 2) an unsuccessful block. A successful block is

¹ - Human Motion Diagnostic Center, University of Ostrava, Ostrava, Czech Republic.

Authors submitted their contribution of the article to the editorial board.
Accepted for printing in Journal of Human Kinetics vol. 40/2014 on March 2014.

characterized by the completion of a particular play (the ball lands on the opponent's side of the net after a block) and the player is not subject to time pressure upon landing. Because there is no time pressure on the player during a successful block landing, they have the opportunity to possibly alter their mechanics during landing. An unsuccessful block is characterized by the continuation of the game (after contact with an attempted block the ball continues onto the blocker's side of the net, where it is continuously played for a following attacking action) and the player is forced, upon landing, to step back away from the net prior to a subsequent attacking action. In this case, the player must react to the game situation and may not have sufficient time to land safely.

There are several landing techniques used by volleyball players in the situations of successful and unsuccessful blocks. Three of these are the stick, the step-back and the run-back landing. Players usually use a stick and a step-back landing in case of a successful block and a run-back landing in case of an unsuccessful block. A stick landing is one in which the landing does not contain a subsequent move. The feet are relatively parallel at the instant of ground contact and the player is able to stand upright without over-balancing. A step-back landing is a modification of the stick landing. The feet are relatively parallel at the instant of ground contact and the player performs a free step away from the net with the right foot immediately upon landing. A run-back landing is a part of the game strategy and results in a run back as quickly as possible away from the net to a distance of approximately 3 m immediately upon landing. The feet are relatively parallel at the instant of ground contact and the player carries out a first step backwards with right lower extremity immediately upon landing. These movements can have an impact on biomechanical factors that present a risk for the occurrence of ACL injuries. The aim of this study was to determine the association between stick, step-back, and run-back landings after block maneuvers and selected risk factors of ACL injuries in female professional volleyball players. It was hypothesized that the type of landing after the block maneuvers in volleyball would affect the valgus moment and the vertical ground reaction force. We anticipated that the run-back

landing would increase the values of these two variables.

Material and Methods

Participants

Fourteen elite female volleyball players (age 22.5 ± 4.6 years; body height 180.9 ± 0.1 cm; body mass 72.3 ± 8.3 kg) participated in this study. All of them were centre blockers, receiver-hitters and universal players with 2 to 14 years of experience playing in the top league. None of them had any previous history of hip, knee or ankle injuries. At the time of testing, they had no such injuries that would prevent them from performing any physical activities for more than two weeks over the previous six months (Dai et al., 2010). The participants were provided with an oral explanation of the objectives and procedures of the research before being tested. All of the procedures used in this study were approved by the Research Ethics Committee of the Diagnostic Center. The data presented in this paper are from the same participant groups as that reported in Zahradnik et al. (2013).

Protocol

The subjects visited the laboratory on two different days, with an interval of 24 hours, and performed an identical protocol on each day. The experimental setting was based on a real situation of a block maneuver in a volleyball match. The upper edge of the net was at a height of 224 cm above the ground. To normalize the height of the jump, a static volleyball was suspended in the space above the net. The centre of the ball was located 15 cm above the edge of the net and 10 cm behind the edge of the net on the opponent's side of the court. The data for both dynamic and kinematic analyses were collected from the following three types of landing: stick landing, step-back landing and run-back landing (Figure 1). A stick landing that is not followed by a subsequent movement is defined as a landing maneuver ending with both lower limbs on the ground with an intentional extension of the landing period achieved by a sufficient flexion in the knee joint. A step-back landing is characterized by a free step away from the net performed with the right foot immediately upon landing. A run-back landing is defined as an immediate stepping away from the net to a distance of 3 m that is initiated immediately upon

landing by stepping back with the right foot. The subjects were informed of the game situation at the instant of contact (block) with the ball above the net by an acoustic signal. In three situations, the subjects were motivated to execute the landing so that it reflected the situation in a match as close as possible. A warm-up was followed by five practice attempts. Then the subjects had to perform four successful attempts at a stick landing, step-back landing and run-back landing. The randomness of the selection of the individual experimental situations was controlled by the examiner. The subjects were asked after each attempt whether the executed block corresponded with a real situation in a match. If the player's feedback was negative, the attempt was repeated. The attempt was also repeated when the subjects failed to land on the force plate with the correct foot. A successful attempt was the one in which each foot of the player landed on a separate force platform.

Experimental set-up

Two force plates (Kistler, 9286 AA, Switzerland) embedded into the floor were used to determine the ground reaction force data at a sampling rate of 1235 Hz. Simultaneously, a motion-capture system (Qualisys Oqus, Sweden) consisting of eight infra-red cameras was employed to collect the kinematic data at a sampling rate of 247 Hz. The calibration markers were placed bilaterally on the lateral and medial malleoli, medial and lateral femoral condyles, greater trochanter of the femur and on the shoe over the first and fifth metatarsal heads. The tracking markers were securely positioned to define the trunk (acromion), pelvis (iliac crests, posterior superior iliac spines), thighs and shanks (four light-weight rigid plates holding a quaternion of markers) and shoe (triad of markers on the heel over the calcaneus).

Data analysis

Both kinetic and kinematic data were processed using Visual3D software (C-motion, Rockville, MD, USA). The scope of movement being monitored started at the moment when the ground reaction force on the force plate (connected with the lower limb) exceeded 20 N and finished either when a step-back landing had a final positive value from the ground reaction force or when a stick landing finished with the

return of the subject to the default upright position, i.e. standing up. All lower limb segments were modelled as frusta of right circular cones, while the pelvis and trunk were modelled as cylinders. The local coordinate systems were defined using a standing trial operation. The coordinate data were low-pass filtered using a 4th order Butterworth filter with a 12 Hz cutoff frequency. All data collected from the force plates were low-pass filtered using a 4th order Butterworth filter with a cutoff frequency of 50 Hz. Six degrees of freedom were collected for each segment from motion reflexive markers for the corresponding segment. This was followed by calculating the three dimensional angles in the ankle, knee and hip joints using the Cardan sequence Xyz (Hamill and Selbie, 2004a).

The analysis in this article includes data related to the right lower limb only. Net moments of force in the joints were calculated using the inverse dynamics technique (Hamill and Selbie, 2004b). The ground reaction force was normalized to body weight (in Newtons) and valgus moment was normalized to body weight (in Newtons) and height (in metres) (Hughes et al., 2010). The valgus moment of force on the right lower limb was calculated using the technique by Hamill and Selbie (2004b). The proximal local coordinate system of the knee was oriented so that the valgus moment in the frontal plane of the thigh provided positive numbers and initiated a tendency towards adduction (the movement of the calf toward the middle plane).

Statistical analysis

All of the analyzed variables were normally distributed (Shapiro-Wilk test). The intraclass correlation coefficient (ICC) was applied for the assessment of the measurements' reliability (Hopkins, 2000). An ICC value higher than 0.7 was considered to be adequately reliable (Nunnally and Bernstein, 1994). The one-factor repeated-measures ANOVA (factor: a type of landing) was used for comparing the vertical ground reaction force and the valgus moment on the right lower limb. If the Mauchly's test result was significant, Greenhouse-Geisser corrections were used. This was followed by carrying out Bonferroni pairwise comparisons. The significance of the impact that the types of landing had on the dependent variables was evaluated with the use of the Eta squared index

(Cohen, 1973). Since the one-factor analysis of variance was used, we considered that the partial value $\eta^2 < 0.009$ represented a trivial effect, partial $\eta^2 = 0.009-0.0588$ a small effect, partial $\eta^2 = 0.0588-0.1379$ a medium effect and partial $\eta^2 > 0.1379$ a large effect (Cohen, 1988). The statistical power of the test (SP) was formulated in accordance with the Cohen's study (1962). Statistical significance was set for all of the tests at the level of $p < 0.05$. All statistical procedures were performed using an IBM SPSS 20.

Results

The intraclass correlation coefficient (ICC) was determined based on eight repeated measurements of vertical reaction forces and the valgus moment on the right lower limb for all three types of landing. The average value of the ICC in case of the stick landing was 0.799 (ranging

from 0.511 to 0.947), in case of the step-back landing it equaled 0.928 (ranging from 0.826 to 0.981) and in case of the run-back landing it was 0.891 (0.736 to 0.971).

The one-factor analysis of variance showed a main effect of a type of landing on the valgus moment on the right lower limb ($F = 5.96$, $p = 0.019$, $df = 1.18$, partial $\eta^2 = 0.239$ and $SP = 0.693$). The subsequent pairwise comparison using Bonferroni corrections showed that there was a significantly higher valgus moment on the right lower limb during a run-back landing than during a step-back landing ($p < 0.042$). In addition, no major correlation was verified between a specific landing type and the vertical reaction force on the right lower limb ($F = 2.77$, $p = 0.090$, $df = 1.55$, partial $\eta^2 = 0.128$ and $SP = 0.448$).

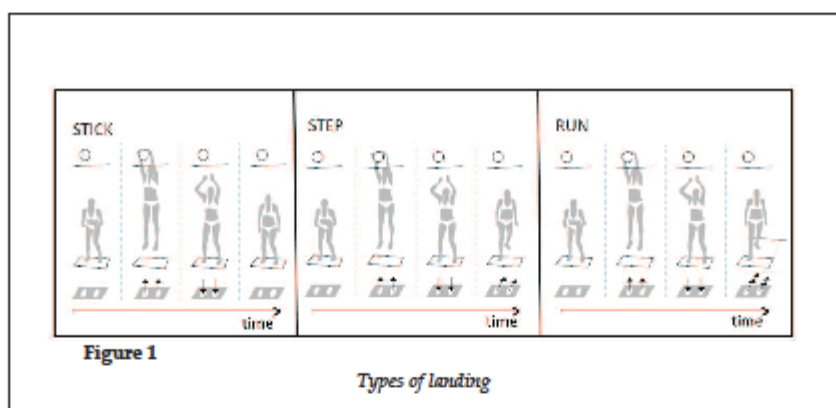


Table 1
Mean values and standard deviation of the normalized valgus moment (Nm/body weight-height) and normalized vertical ground reaction forces (body weight) on the right lower limb generated during the execution of three types of landing ($n=14$)

	Stick landing		Step-back landing		Run-back landing	
	M	SD	M	SD	M	SD
Valgus moment (Nm/BW-height)	0.014	0.007	0.015	0.010*	0.021	0.017*
Vertical ground reaction force (BW)	2.10	0.50	1.96	0.39	2.10	0.38

The same lettering located on the right following both mean and standard deviation values shows a statistically significant difference ($p < 0.05$)

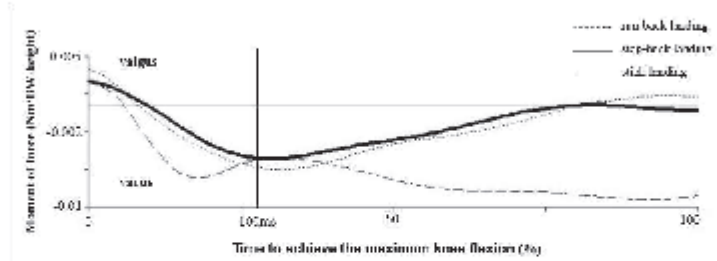


Figure 2
Internal valgus-varus moment in the right knee joint (n=14)

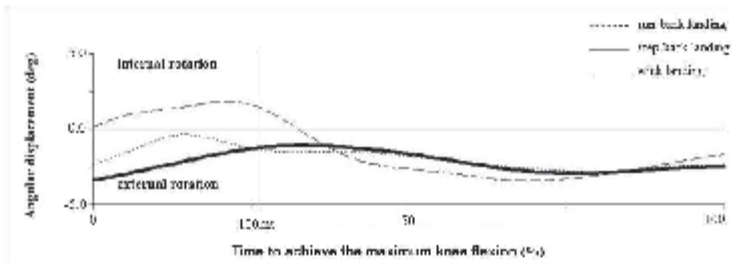


Figure 3
Internal-external rotation in the right knee joint (n=14)

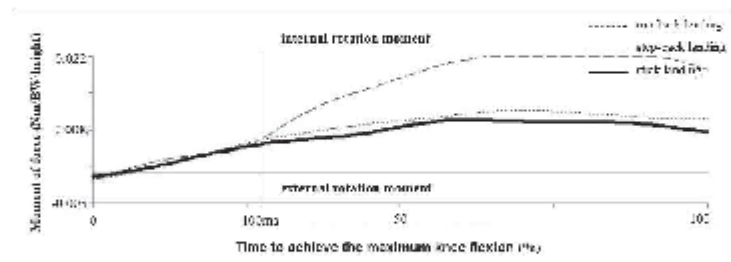


Figure 4
Internal-external rotation moment in the right knee joint (n=14)

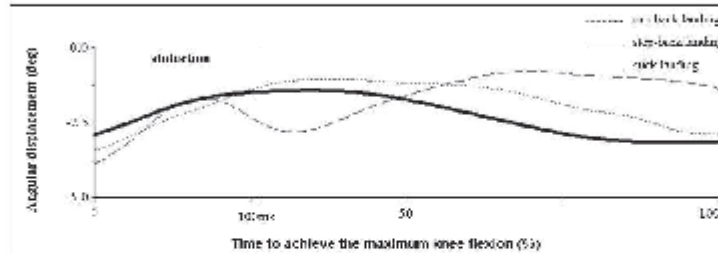


Figure 5

Abduction angle in the right knee joint (n=14)

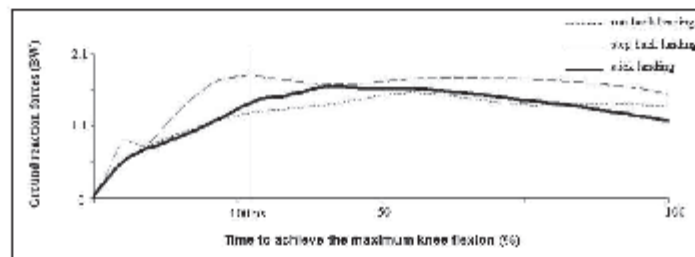


Figure 6

Vertical ground reaction forces (n=14)

Discussion

The aim of this study was to determine the influence of stick, step-back and run-back types of landing after a block maneuver on the selected risk factors of ACL injuries in professional female volleyball players.

The incidence of anterior cruciate ligament injuries is many times more common among females than males (Shea et al., 2004). Marshall et al. (2007) claimed that there have been only two studies dealing with ACL injuries in volleyball within the last decade. Landing following a take-off is a primary non-contact

mechanism causing ACL injuries in women's volleyball and basketball (Ferretti et al., 1992; Kirkendall and Garrett, 2000). Women, in general, keep a much greater valgus angle during the landing maneuver (Ford et al., 2003; Padua et al., 2004). It has been proven that knee valgus loading increases stress on the anterior cruciate ligament (Lloyd and Buchanan, 2001). According to Hewett et al. (2005), landing in a dynamic valgus position is seen as potentially harmful for the knee joint. Furthermore, the valgus moment in the knee joint is perceived as a predictive factor of ACL injuries (73%). In their study, Hewett et al. (2005)

compared nine female athletes who suffered from ACL rupture during sport activities over the course of six months (on average) with female athletes who did not suffer such an injury.

The main conclusion of the study is that when a run-back landing maneuver is followed by immediately stepping away from the net, as opposed to a step-back landing, there is a significantly higher valgus moment in the knee of the right lower limb (Table 1). Our findings are in accordance with the stated hypotheses. During the stance phase (starting from the initial contact with the ground and ending with maximum flexion in the knee joint) it is common for the valgus moment to occur first in all types of landing. This is then followed by the varus moment, which smoothly transforms into the valgus moment in case of the stick landing and step-back landing (Figure 2). It is surprising that the valgus moment (Table 1), in case of the run-back landing, is at its maximum when actively moving away from the net. This phase, however, is not shown in the graphs.

In addition, it was proven that at the point when the athletes made contact with the ground while executing the run-back landing, they put their right lower limbs into internal rotation in the knee joint, which gradually transformed into external rotation. This is in contrast to stick landings and step-back landings, during which only external rotation in the knee joint on the right lower limb was observed (Figure 3). McLean et al. (2005) assumed that the increased abduction in women's knee joints, when combined with an increased variability of tibia rotation, can contribute to an increased risk of ACL injuries. Myer et al. (2004) described a lower extremity motion pattern that was associated with the risk, such as ligament dominance in landing. Ligament dominance in landing is defined as landing with small knee flexion angle, significant medial knee motion related to femoral adduction and internal rotation, tibial external rotation, and high impact ground reaction forces. The findings also showed that there was a tendency during the execution of a run-back landing for internal rotation caused by the internal moment (Figure 4). Furthermore, the knee joint in case of the run-back landing creates external rotation of the knee while simultaneously experiencing the net moment of internal rotation by the action of passive structures of the knee

joint. Such a combination of acting forces may expose the anterior cruciate ligament to undergo greater stress during the landing maneuver.

The largest abduction angle upon contact with the ground was observed during the run-back landing. Moreover, the progress of the abduction angle in this type of landing shows a much greater variability compared to the stick landing and step-back landing (Figure 5). The run-back landing probably places higher demands on the neuromuscular awareness of the physical activity. Our hypotheses of higher demands on the neuromuscular awareness may be supported by lower VGRF standard deviation during the run back landing. From this point of view, it seems that normalization probably was not the reason for higher standard deviation of the valgus moment during a run back landing. Decreased neuromuscular control of the joint may place increased stress on the passive ligament structures (Li et al., 1999).

From the perspective of ground reaction forces, the influence of the maximum values of the vertical reaction force was observed as quite significant in case of the run-back landing, as opposed to the step-back landing (Figure 6). Ground reaction force is understood as one of the risk factors for the incidence of ACL injuries (Yu et al., 2006). A step back after a block maneuver could reduce the vertical reaction forces and meet the requirements for a safe landing maneuver after a block in women's volleyball.

Conclusion

The highest valgus moment, which is considered to be a risk factor for ACL injuries, occurs during the run-back type of landing. The run-back landing also showed the highest vertical reaction forces. It is desirable that coaches teach players variations of landing. If a player has enough time in the situation of an unsuccessful block, a step-back landing should be used and subsequently the player could accelerate movement from the net. If a player does not have time to use a step-back landing then they should be trained to alternatively use their left and right lower extremities to carry out subsequent take-offs during their first steps from the net while performing the run-back landing to avoid possible chronic overloading of ACL.

Acknowledgements

This project was funded by the University of Ostrava of Specific Students Grant 2013. This research was presented in The 31st Conference of the International Society of Biomechanics in Sports, 7.-11.7.2013, National Taiwan Normal University

References

- Cohen J. The statistical power of abnormal-social psychological research: a review. *J Abnorm Psychol*. 1962; 63: 145-153
- Cohen J. Eta-Squared and Partial Eta-Squared in Fixed Factor Anova Designs. *Educ Psychol Meas*. 1973; 33: 107-112
- Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioural sciences*. Hillsdale: Erlbaum; 1988
- Dai B, Sorensen CJ, Gillette JC. The effects of postseason break on stabilometric performance in female volleyball players. *Sport Biomech*. 2010; 9: 115-122
- Decker MJ, Torry MR, Wyland D J, Sterett WI, Steadman RJ. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and. *Clin Biomech*. 2003; 18: 662-669
- Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F. Knee Injuries in Volleyball. *Sports Med* 1990; 10: 132-138
- Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F, Mariani PP. Knee ligament injuries in volleyball. *The Am J Sport Med*. 1992; 20: 203-207
- Ford KR, Myer GD, Hewett TE. Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Med Sci Sport Exer*. 2003; 35: 1745-1750
- Griffin LY. The Problem of ACL Injuries. In TE Hewett, SJ Shultz, LY Griffin, *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics, 5-29; 2007
- Hamill J, Selbie S. Three-Dimensional Kinematics. In GE Robertson GE Caldwell, J Hamill, G Kamen, S Whittlesey, *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics, 35-52; 2004 a
- Hamill J, Selbie S. Three-Dimensional Kinetics. In GE Robertson, GE Caldwell, J Hamill, G Kamen, S Whittlesey, *Research methods in biomechanics*. Champaign, IL: Human Kinetics, 145-162; 2004 b
- Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study. *Am J Sport Med*. 2005; 33: 492-501
- Hewett TE, Sultz SJ, Griffin LY. *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics; 2007
- Hopkins WG. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Med*. 2000; 30: 1-15
- Hughes G, Watkins J, Owen N. Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jumps. *Eur J Sport Sci*. 2010; 10: 1-11
- Kirkendall DT, Garrett WE. The anterior cruciate ligament enigma. Injury mechanisms and prevention. *Clin Orthop*. 2000; 372: 64-68
- Li G, Rudy TW, Sakane M, Kanamori A, Ma CB, Woo SL. The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in the ACL. *J Biomech*. 1999; 32: 395-400
- Lloyd DG, Buchanan TS. Strategies of muscular support of varus and valgus isometric loads at the human knee. *J Biomech*. 2001; 34: 1257-1267
- Marshall SW, Padua D, McGrath M. Incidence of ACL Injury. In TE Hewett, SJ Shultz, LY Griffin, *Understanding and Preventing Noncontact ACL Injuries*. Champaign, IL: Human Kinetics, 5-29; 2007
- McLean SG, Huang X, van den Bogert AJ. Association between lower extremity posture at contact and peak

- knee valgus moment during sidestepping: Implications for ACL injury. *Clin Biomech*, 2005; 20: 863-870
- Myer GD, Ford KR, Hewett TE. Rationale and clinical techniques for anterior cruciate ligament injury prevention among female athletes. *J Athl Train*, 2004; 39: 352-364
- Nunnally JC, Bernstein IH. *Psychometric Theory*. New York: McGraw-Hill; 1994
- Ortega DR, Bies EC, Berral de la Rosa FJ. Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *J Sports Sci & Med*, 2010; 9: 282-287
- Padua DA, Marshall SW, Beutler AI, DeMaio M, Onate JA, Yu B, Guskiewicz KM, Garrett WE. Sex comparison of jump landing kinematics and technique. *Med Sci Sport Exer*, 2004; 36: S348
- Podraza JT, White SC. Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle. *Knee*, 2010; 17: 291-295
- Salci Y, Kentel BB, Heycan C, Akin S, Korkusuz F. Comparison of landing maneuvers between male and female. *Clin Biomech*, 2004; 19: 622-628
- Seegmiller JG, McCaw T. Ground Reaction Forces Among Gymnasts and Recreational Athletes in drop Landings. *J Athl Train*, 2003; 38: 311-314
- Shea KG, Pfeiffer R, Wang, JH, Curtin M, Apel PJ. Anterior cruciate ligament injury in pediatric and adolescent soccer players: An analysis of insurance data. *J Pediatr Orthoped*, 2004; 24: 623-628
- Yu B, Lin, CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech*, 2006; 21: 297-305
- Zahradnik D, Farana R, Uchytil J, Jandačka D. Effect of landing after block on valgoid load of knee in volleyball players. *Rehabilitácia*, 2013; 50: 205-214

Corresponding Author:**David Zahradnik**

Human Motion Diagnostic Center, Varenska 40A 70200

University of Ostrava, Ostrava, Czech Republic

Phone: +420 603 16 79 04

Fax: +420 595 628 102

E-mail: david.zahradnik@osu.cz

Příloha 3

Identification of types of landing after blocking in volleyball associated with risk of ACL injury

Abstract

Landing with a low knee flexion angle after volleyball block jumps may be associated with increased risk of anterior cruciate ligament (ACL) injury. The aim of the present study was to identify the types of landings after volleyball blocks where knee flexion is found to be under a knee flexion critical value of 30° at the instant of the first peak of the ground reaction force. Synchronized kinematic and kinetic data were collected for each trial. Student t-tests were used to determine if each knee flexion angle at the instant of the peak ground reaction force was significantly different from a value of 30° ($\alpha = 0.05$). A repeated measures ANOVA was used to compare the knee flexion angle, time to first peak and the magnitude of ground reaction force and the instant of first peak of ground reaction force of the right lower limb. Significantly different lower knee flexion angles were found in the “go” landing ($p = 0.01$, $ES = 0.9$) and the “reverse” landing ($p = 0.02$, $ES = 0.7$) only. The results of an ANOVA for knee flexion and ground reaction force indicated a significant difference between a “reverse” and “go” and other types of landing except “side stick” landing for ground reaction force. The “reverse” and “go” landings may be harmful to the ACL due to single-leg landing that have an associated mediolateral movement and significantly knee flexion less than 30° and higher first peaks of ground reaction forces.

Keywords

Leg injuries, prevention, knee, kinematics, kinetics

Introduction

Anterior cruciate ligament (ACL) injuries frequently occur when landing from a jump on one or both legs and this type of injury presents serious and a very common problem in volleyball (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Leporace et al., 2013; Lobiatti, Coleman, Pizzichillo, & Merni, 2010). A much greater incidence of ACL injuries in volleyball is found with female players (Ferretti, Papandrea,

& Conteduca, 1990; Hughes, Watkins, & Owen, 2010). Research of possible mechanisms of ACL rupture during various types of landings by female volleyball players may help prevent such injuries.

Decreased range of motion in knee flexion during the deceleration portion of the landing phase increases frontal motion and moments in empirical model (Pollard, Sigward & Powers, 2010). Greater ACL strain is associated with higher frontal loading (Hewett et al., 2005). Peak ACL strain occurs at the first peak of vertical ground reaction force shortly after initial contact between the foot and the ground in hop-landing tasks (Yu, Lin, & Garrett, 2006). The first peak of vertical ground reaction force typically occurs between 10-14 ms after the initial contact during the period of passive loading (Cronin, Bressel, & Finn, 2008; Ortega, Bies, & Berral de la Rosa, 2010). During this period the body is vulnerable to injury from high forces within the tissues of the knee joint, which occur as a result of high ground reaction force (Hughes, Watkins, & Owen, 2010). Peak ACL load usually occurs near full extension (0-30° knee flexion), and when the knee flexion increases the peak ACL strain decreases in empirical model (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett, 2004).

The mechanisms of noncontact ACL injuries are unknown (Boden, Dean, Feagin & Garrett, 2000; Shin, Chaudhari & Andiacchi, 2011) and represent multifactorial problem (Shultz et al, 2012). Several mechanisms which significantly increased ACL strain and can lead to injury have been proposed, such as: 1) tibialis anterior shear force due to the excessive quadriceps contraction and insufficient activation of the hamstrings (Berns, Hull, & Patterson, 1992; DeMorat et al., 2004; Lipps et al., 2012); 2) increases in axial compression load (Yeow, Rubab, Lee, & Goh, 2009; Wall, Rose, Sutter, Belkoff, & Boden, 2012); 3) increases in internal tibial rotation (Levine et al., 2012; Markolf, O'Neill, Jackson, & McAllister, 2004); 4) increases in external tibial rotation (Olsen, Myklebust, Engebretsen & Bahr, 2004); 5) increases in valgus loading of the knee joint (valgus collapse in knee joint) in the frontal plane (Kristianslund & Krosshaug, 2013; Krosshaug et al, 2007); and 6) combinations of these mechanisms (Berns, Hull, & Patterson, 1992). Cadaver studies (Berns et al., 1992; Dürselen, Claes, & Kiefer, 1995), in vivo studies (Beynon et al., 1995; Hosseini, Gill & Li, 2009), experimental studies (Hughes et al., 2010; Kristianslund & Krosshaug, 2013) and video observational studies (Koga et al.,

2010; Krosshaug, 2007; Olsen et al., 2004) indicate that 30° knee flexion may be a critical value in terms of determining ACL peak loading.

Landings after block jump are usually performed as single or double leg landings (Lobiatti, Coleman, Pizzichillo, & Merni, 2010; Tillman, Hass, Brunt, & Bennett, (2004) and are often accompanied by subsequent multi-planar movements such as cutting/pivoting maneuvers or stop and jump tasks. The subsequent movement depends on the game situation. The multi-planar loading of the ACL during landing may be greater with knee flexion angles under 30° (Quatman, Quatman-Yates & Hewett, 2010).

The literature appears to establish 30° of knee flexion as a critical value under which athletes may be vulnerable to ACL injury. The aim of the present study was to identify the types of landings after volleyball blocks where knee flexion is found to be under the critical knee flexion angle of 30° at the instant of the first peak of the ground reaction force. Also we sought to identify the magnitude of the ground reaction force in landings in which the knee flexion angle is below the critical value. We hypothesized that landings, in which there were knee angles less than 30° and thus higher ground reaction force values, would have stiffer lower extremities than landings that result in knee flexion angles greater than 30°.

Methods

Nineteen elite female volleyball players (age 22.3 ± 3.1 years; height 181.1 ± 3.8 cm; mass 72.5 ± 5.3 kg) participated in this study. All of the participants were right-handed center blockers, receiver-hitters and universal players (3.9 ± 3.1 years of experience playing in the highest league in the Czech Republic). All of the participants had no history of hip, knee or ankle surgery within the previous six months and had no ACL injury history. At the time of testing, the participants had no injuries that would prevent their participation in physical activity. Prior to testing, the aims and experimental procedures were explained to the participants. All procedures in this study were approved by the Research Ethics Committee of the University and informed consent was given by each participant.

Two force plates (Kistler, 9286 AA, Switzerland), embedded in the floor, were used to collect ground reaction force data at a sampling rate of 1235 Hz. Simultaneously, a motion-capture system (Qualisys Oqus, Sweden) consisting of eight infra-red cameras was employed to collect the kinematic data at a sampling rate of 247 Hz. The experimental setting was based on a real game situation of a volleyball block during a match. The upper edge of the net was at the height of 2.24 m above the floor. To normalize the height of the jump, a static volleyball was suspended in the space above the net. The center of the ball was located 0.15 m above the edge of the net and 0.1 m behind the edge of the net on the opponent's side of the court. The jumping and landing tasks included in the present study were made as realistic as possible in order to increase the ecological validity of the study.

The participants visited the laboratory on two different days, separated by an interval of 24 hours, and performed an identical protocol on each day. Retro-reflective markers were placed on each participant prior to the initiation of data collection. Calibration markers were placed bilaterally on the lateral and medial malleolus, medial and lateral femoral condyles, greater trochanter of the femur, and on the shoe over the first and fifth metatarsal heads. Tracking markers were securely positioned to define the trunk (acromion), pelvis (iliac crests, posterior superior iliac spines), thighs and shanks (four light-weight rigid plates with four markers per plate) and shoe (a triad of markers on the heel over the calcaneus).

At the start of each trial, the participant performed a jump and block of a static ball suspended above the net. Participants were required to perform eight types of landing after blocking (Figure 1). The types of landings were determined on the basis of an expert assessment who was a professional volleyball coach with 12 years' experience in the highest league in the Czech Republic and 2 years' experience of coaching the Czech women's national team. The landings were those that were most commonly observed in five matches involving elite women were selected for this study (Figure 1).

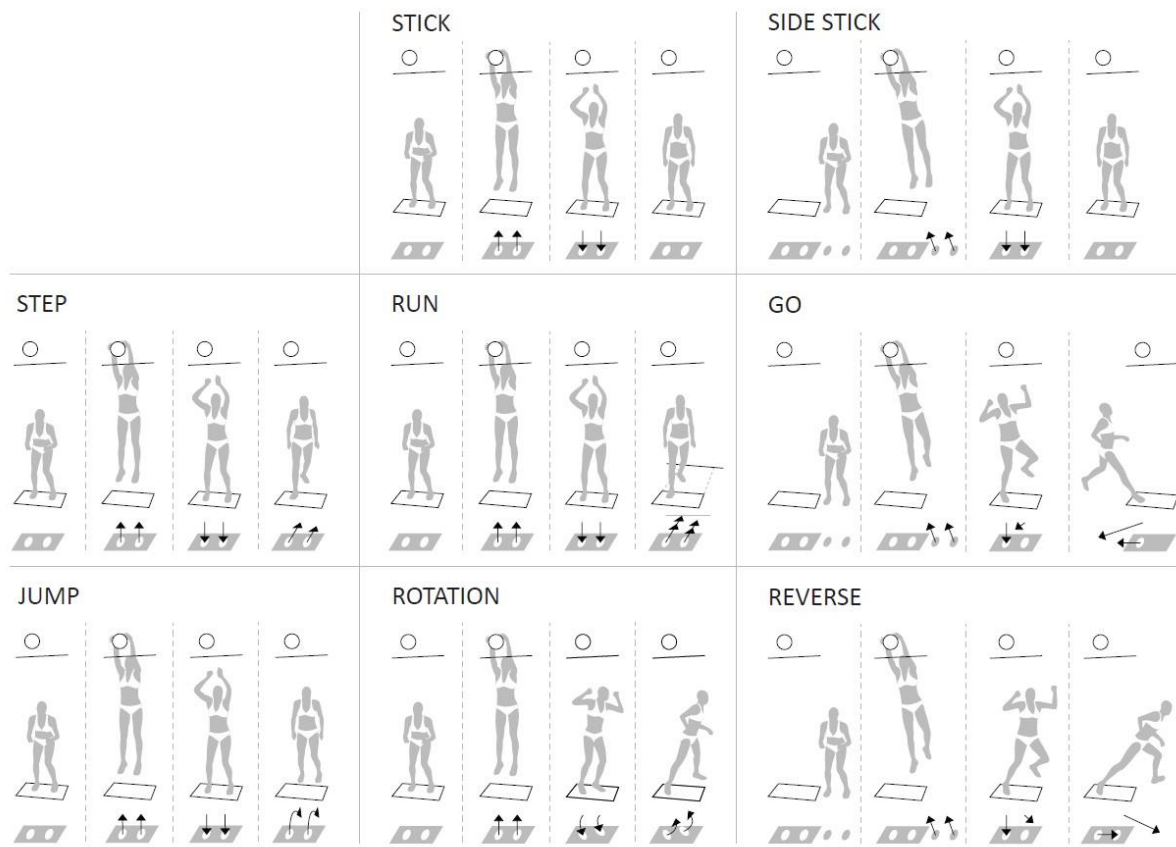


Figure 1. Illustrations of the types of landings after the volleyball blocks used in this study.

Before data collection, all participants performed a 10-minute warm-up consisting of stretching the lower and upper extremities as well as running on a treadmill at self-determined speeds. After the warm-up, five training attempts followed. A standing calibration trial was carried out, after which the participants had to perform four successful attempts at “stick”, “step”, “side stick”, “run”, “jump”, “rotation”, “reverse” and “go” landings. The “stick”, “jump”, “rotation”, “step” and “run” landings are performed in vertical direction only. A “stick” landing does not incorporate a subsequent move. The feet are relatively parallel at the time of ground contact and the player is able to stand upright without over-balancing. The “jump” landing include subsequent double-leg jump back immediately upon landing. A “rotation” landing includes body rotation during landing with step left leg from the net immediately upon landing. A “step”, “run” landings are part of the game strategy and results in the player stepping back from the net (one step in step landing and to a distance of approximately 3 m in run landing). The feet are relatively parallel at the time of ground contact, and the player steps

backwards with the left lower extremity immediately upon landing. The “side stick”, “reverse” and “go” landing are performed in a vertical direction with a mediolateral movement along the net. A “side stick” landing does not incorporate a subsequent move after landing. A “go” landing include subsequent step by left leg in the original direction along the net immediately upon landing. A “reverse” landing include step by left leg in the opposite direction along the net immediately upon landing (Figure 1). The participants were instructed to land with their right limb on a single force platform. For a landing type that included a double limb contact, the only right limb contacted the force platform. A trial was repeated when the participant failed to land on the force plate with the correct foot.

The marker data were processed using the Visual 3D software (C-motion, Rockville, MD, USA). Each trial was determined by the first occurrence of the ground reaction force above 20 N for each force plate (Schot, Bates, & Dufek, 1994). All force plate data were filtered using a fourth-order low-pass Butterworth filter with a 50 Hz cut-off frequency. The motion capture coordinate data were low-pass filtered using the fourth-order Butterworth filter with a 12 Hz cut-off frequency. In order to determine the local coordinate system of the segment, all segments were modeled as a frustra of right circular cones, while the pelvis and trunk were modeled as a cylinder (C-motion, Rockville, MD, USA). The local coordinate systems were defined using the standing calibration trial for each participant.

All analyses focused on the right lower limb beginning at the instant of the first peak of the ground reaction force. The knee flexion joint angle was determined as the angle between the local coordinate systems of the thigh and shank in the sagittal plane (0° indicates full extension). The ground reaction force parameter was determine as vector sum of vertical, mediolateral and anteroposterior ground reaction forces The ground reaction force was normalized to body weight. The time to the first peak of the ground reaction force was determined as the time from the initial ground contact to the first peak of the ground reaction force.

All data showed a normal distribution according to the Shapiro-Wilkinson test. The intraclass correlation coefficient (ICC) was applied for the assessment of the measurements' reliability (Hopkins, 2000). Student's t-tests were used to determine if each knee flexion angle at the instant of the peak ground reaction force was significantly different from the critical value of 30 degrees ($\alpha = 0.05$). A repeated measures ANOVA was used to compare the knee flexion angle at the first peak of the ground reaction force, the magnitude and the time of occurrence of ground reaction force of the right lower limb. The criterion alpha level was set at 0.05. If the Mauchly's test result was significant, Greenhouse-Geisser corrections were used. This was followed by carrying out Bonferroni pairwise comparisons. The effect size (ES) was used to assess biological significance of the differences between the landings. ES was interpreted as <0.2 trivial; 0.2 - 0.5 small; 0.5 - 0.8 medium and >0.8 large (Cohen, 1988). IBM SPSS Statistics 19 software was used to perform all statistical tests (SPSS, Inc. and IBM Company, Chicago, IL).

Results

The values of the intraclass correlation coefficient (ICC) calculated from eight repeated measures was for all types landing and all parameters 0.7 except for knee flexion angle "jump" landing (0.8), ground reaction force "rotation" and "step" landing (0.8), "run" (0.9) and for time to peak GRF "stick" landing (0.9). Mean of typical error calculated according to Hopkins (2000) was 2.9° (range 2.0°-3.4°).

Means, standard deviations and statistical analyses for all parameters are presented in Table 1. Pairwise comparisons showed a significantly lower knee flexion angle than the critical value of 30° in the sagittal plane in the "go" landing ($p = 0.01$, ES = 0.9, difference = 2.4°) and the "reverse" landing ($p = 0.02$, ES = 0.7, difference = 2.0°) only. The "rotation" landing showed a non-significant effect on the knee flexion angle in the sagittal plane ($p = 0.48$, ES = 0.2). The knee flexion angles in other types of landings were above the critical value of 30° (Table 1).

Table I. Knee flexion at the instant of the first peak of ground reaction force, the first peak of the ground reaction force and the time to the first peak of the ground reaction force in eight types of landing after volleyball blocks

	Go	Jump	Side stick	Reverse	Rotation	Run	Step	Stick
	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD	Mean ± SD
Knee flexion (°)	27.6±3.78*	37.2±4.18	30.2±4.12	28.0±4.31*	29.0±5.99	37.1±5.80	34.0±4.95	31.2±4.84
		ab	ab			ab	ab	ab
GRF (BW)	1.29±0.27	0.83±0.13	1.27±0.21	1.48±0.24	1.09±0.20	0.96±0.24	0.86±0.17	0.90±0.18
	b	ab	b	a	b	ab	ab	ab
Time to peak GRF (s)	0.021±0.005	0.021±0.004	0.019±0.003	0.021±0.006	0.023±0.004	0.022±0.003	0.022±0.005	0.022±0.005

GRF- ground reaction force, SD-standard deviation, * significantly different from critical value (30°) ($p<0.05$), ^a significantly different from Go ($p<0.05$), ^b significantly different from reverse ($p<0.05$)

The results of the ANOVA for knee flexion angle indicated a statistically significant difference among landing types ($F = 42.87$, $p = 0.000$, partial $\eta^2 = 0.7$ and $SP = 1.00$). The subsequent pairwise comparison using a Bonferroni corrections revealed a significantly lower knee flexion angle in the “go” and “reverse” landing then in the “jump”, “run”, “step”, “side stick” and “stick” landings.

The results of the ANOVA for the ground reaction force parameter indicated a statistically significant difference among landing types ($F = 45.87$, $p = 0.000$, partial $\eta^2 = 0.7$ and $SP = 1.00$). The subsequent pairwise comparison using Bonferroni corrections showed that there was a significantly higher ground reaction force in a “reverse” landing than in other types of landings ($p < 0.01$). The pairwise comparisons further revealed a significantly higher ground reaction forces in the “go” landing than in the “jump”, “run”, “step” and “stick” landings.

Finally, there was no statistically significant difference among the landing types for the time to the first peak of the ground reaction force ($F = 2.52$, $p = 0.059$, partial $\eta^2 = 0.1$ and $SP = 0.63$). Typical ground reaction force-time traces of the different types of landings are shown in Figure 2.

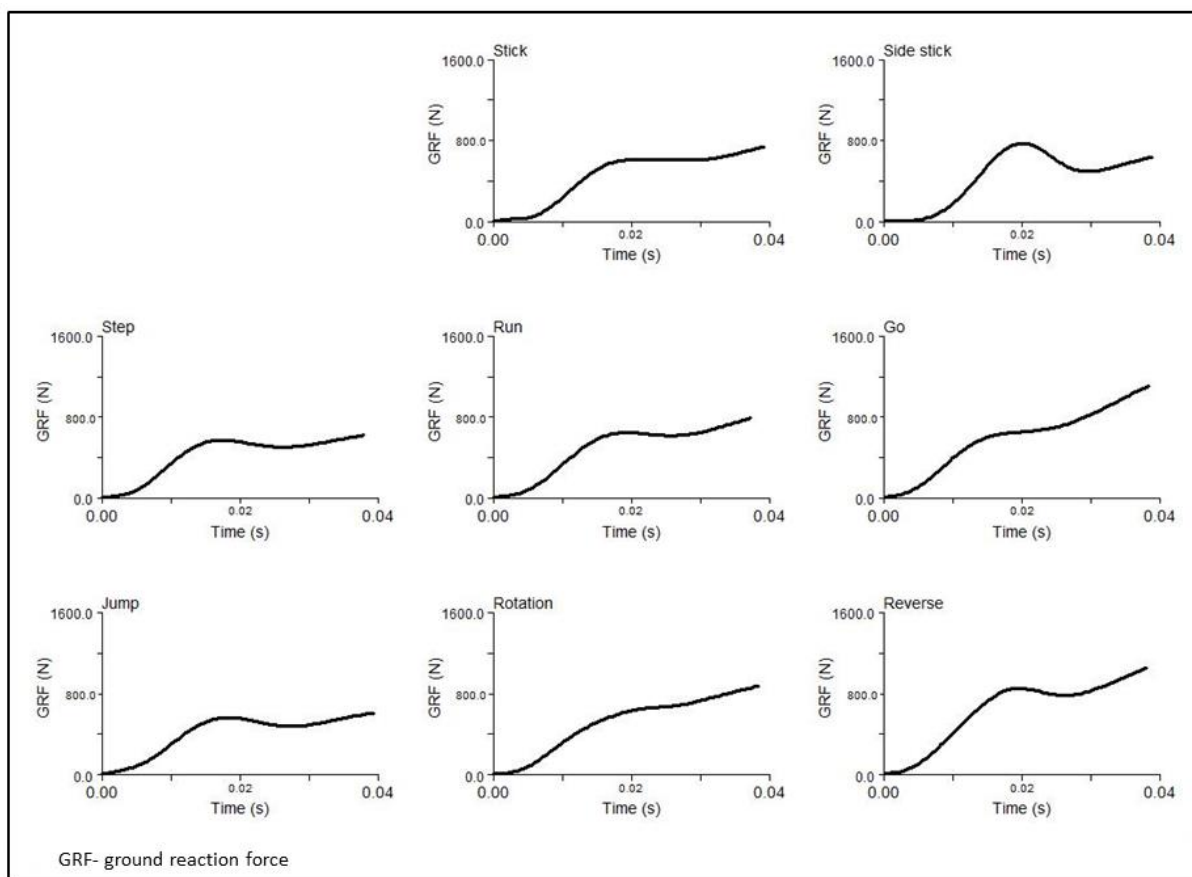


Figure 2. Typical ground reaction force-time traces of the eight types of landings of a representative subject after a block (from initial contact to 40 ms).

Discussion

The aim of the present study was to identify the types of landings after volleyball blocks where knee flexion angle was found to be under the critical value of 30° at the instant of the first peak of the ground reaction force. Also we sought to identify the magnitude of the ground reaction force in landings in which the knee flexion angle was below the critical value. We hypothesized that landings, in which there were knee angles less than 30° and thus higher ground reaction force values, would have stiffer lower extremities than landings that result in knee flexion angles greater than 30° . The results of the current study generally supported this hypothesis. The main finding of this study confirmed that the type of landing which resulted in knee flexion angles significantly less than 30° had the highest ground reaction forces and had stiffer landings. Moreover, results of the current study indicated a curvilinear relationship between knee angle and first peak of ground reaction force. These findings are in accordance with a previous study by Derrick (2004) which stated that increasing the knee flexion angle at ground contact can reduce the peak vertical ground reaction impact force.

With knee flexion angles less than 30° , the limb would be in a more extended position and thus unable to dissipate the energy of landing. It was suggested that, when landing from a jump, the musculoskeletal system should be positioned to dissipate the kinetic energy of landing (DeVita & Skelly, 1992). In their study, they reported higher vertical ground reaction force values with a less flexed limb. In effect, by maintaining an extended knee, the landing was considered to be a more stiff landing. Flexing the knee at landing thus lowering the ground reaction force would result in a more compliant landing. In the current study, two types of landings, the “go” and “reverse” landings could be considered stiff while the others could be considered compliant. Example of more compliant (step) and stiff (reverse) landing shows Figure 2. These types resulted in knee flexion angles that were

significantly lower than the critical value of 30° at the instant of first peak of the ground reaction force (Table I).

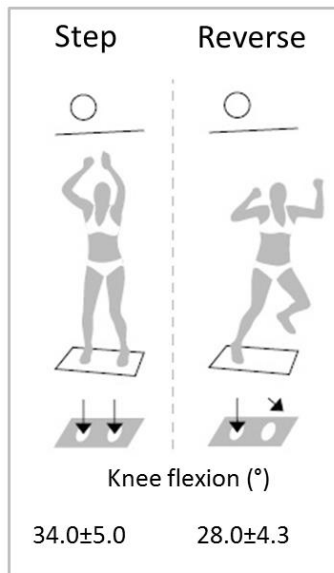


Figure 3. More “compliant”, double limb landing with greater knee flexion angle (“step”); more “stiff”, single-limb landing with lower knee flexion angle (“reverse”); at the instant of first peak of ground reaction force.

The “go” and “reverse” types of landing are characterized as single-leg landings, unlike the other landing types. Based on previous study by Yeow, Lee, & Goh (2011), it has been suggested that single-leg landings increase the risk of non-contact ACL injury compared to double leg landings. Ali, Rouhi and Robertson (2012) showed 32.9° of knee flexion at the instant peak of ground reaction force in single-leg landings from a height of 0.4 m. Hughes et al. (2010) showed 24.9° of knee flexion during the muscle latency phase in block landing tasks. Video observational studies (Koga et al., 2010; Krosshaug, 2007; Olsen et al., 2004) showed that ACL injuries generally occur between initial contact and 33, 40 and 50ms. In these studies the knee flexion was always less than 30° when an ACL injury occurs. Koga et al. (2010) and Krosshaug (2007) reported lower knee flexion angles than in the current study. Knee flexion of 23° in Koga et al. (2010) study and 9-15° in Krosshaug et al. (2007) study corresponds with initial contact of foot with the ground. However, in the current study the knee flexion

of 27.6° in “go” technique, and of 28.0° in “reverse-technique” corresponds with contact of metatarsal heads with the ground approximately 20 ms after initial contact. This could be the reason for the values of knee flexion in the current study. Moreover, in previous studies by Koga et al. (2010) and Krosshaug (2007) knee flexion did not exceed 30° in 33, 40 and 50 ms. The current study revealed lower values of knee flexion than the critical value (27.6° in “go” landings and 28.0° in “reverse” landings) with higher landing force values than the other landing types (Table 1). This would suggest that these landings are stiffer and thus would have an increased risk of an ACL injury.

Single leg landings frequently occur when players move from the middle of the court as middle blockers (Lobietti et al., 2010). The players usually use “go” landings in situations when they are late moving from the middle to the outside position of the court against an opponent’s spike. The “reverse” landing is used in game situations when players are not late moving against an opponent’s spike, but usually must react in a reverse direction to the game situation (e.g. a dink: the softly hit ball that falls just over the block). Due to the single leg landing, the players tend to land in a more stiff knee position; that is, with less knee flexion. On the other hand, the double leg landing is more compliant (i.e. less stiff) in that the knee is more flexed. The results of the present study indicate that the “go” and “reverse” landings have an increased risk of potential ACL injury due to the combined effects of a single leg landing, lower knee flexion and a higher ground reaction force resulting in a stiff landing.

The other types of landing techniques in this study showed greater knee flexion angles than the critical value at the instant of the peak ground reaction force and could be considered compliant landings. All of the remaining landing techniques were identified as bilateral landings. It has been reported that during single-leg landings there was significantly higher ground reaction force compared to double leg landings (Yeow et al., 2011) while recording significantly higher ground reaction forces in the low range of knee flexion (Podraza & White, 2010). Thus, with a double limb landing and lower ground reaction force, it would appear that these landing techniques may have less risk of an ACL injury.

There were no significant differences among landing types for the time to the peak ground reaction force. Because the time to the peak force was essentially the same, the peak force itself would have a similar effect on the landing limbs. Therefore, differences in ground reaction forces between types of landing would result from different degrees of knee flexion.

This study has several limitations. First, while the protocol in this study was ecological, participants may jump higher in a real match situation, thereby landing from a much greater height. Therefore, the effects of the landing types in this study may be a lower estimate of the actual forces placed on the body during such landings. Second, participants may combine types of landings with other unanticipated movements in a real match situation. These other movements may exacerbate the landing loads on the knee. These additional loads were not determined in this study.

Conclusions

Unfortunately, the actual mechanism of ACL injury initiation in sports remains unclear. However, previous researchers agree that a high risk of ACL injury exists with the presence of a low knee flexion angle (0-30°) and high values of ground reaction force (Koga et al., 2010; Krosshaug et al., 2007). The available literature shows that the risk of ACL injury in proposed mechanisms is increased by low range of the motion in the sagittal plane. However, these possible mechanisms always include a combination of a limb under loading and an almost fully extended knee. In addition, a stiff landing on a single limb could magnify the risk of ACL injury. The results of this study suggest that “reverse” and “go” landings techniques after a block in volleyball may be harmful to the ACL. This may be due to a single leg landing with a mediolateral direction added resulting in a significantly lower knee flexion than the critical value at the instant of the first peak of ground reaction force with the addition of higher first peaks of the ground reaction forces. The results of this study enable future research to focus on potentially risky landings. Specifically those types of landings which present a risk of ACL rupture from the perspective of knee position and lower limb loading.

Practical Applications

- Coaches\trainers should be aware that single limb landings are potentially a greater risk for ACL injury than double limb landings.
- During practice session, coaches\trainers should monitor the number of single limb landings for all players and particularly for those with a previous knee injury.
- Coaches\trainers should decrease the number of single leg landings in training.

Acknowledgements

We would like to thank Prof, Gareth Irwin for his suggestions on this paper. No financial support was provided for this study.

References

- Ali, N., Rouhi, G., & Robertson, D.G. (2012). Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee*, 21, 38-46.
- Berns, G.S., Hull, M.L., & Patterson, H.A. (1992). Strain in the anteromedial bundle of of the anterior cruciate ligament under combination loading. *Journal of Orthopaedic Research*, 10, 167-176.
- Beynon, B.D., Fleming, B.C., Johnson, R.J., Nichols, C.E., Renström, P.A., & Pope, M.H. (1995). Anterior Cruciate Ligament Strain Behavior During Rehabilitation Exercises In Vivo. *The American Journal of Sports Medicine*, 23, 4-34.
- Boden, B.P., Dean, G.S., Feagin, J.A., & Garrett, W.E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23, 573-578.
- Cohen, J. (1988). *Statistical power analysis for the behavioural sciences*. Hillsdale: Erlbaum.
- Cronin, J.B., Bressel, E., & Finn, L. (2008). Augmented Feedback Reduces Ground Reaction Forces in the Landing Phase of the Volleyball Spike Jump. *Journal of Sport Rehabilitation*, 17, 148-159.
- DeMorat, G., Weinhold, P.B., Blackburn, T., Chudik, S. & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 2, 477-483.

- Derrick, T.R. (2004). The Effects of Knee Contact Angle on Impact Forces and Accelerations. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36, 832-837.
- DeVita, P., & Skelly, W.A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24, 108-115.
- Dürselen, L., Claes, L., & Kiefer, H. (1995). The Influence of Muscle Forces and External Loads on Cruciate Ligament Strain. *The American Journal of Sports Medicine*, 23, 129-136.
- Ferretti, A., Papandrea, P., & Conteduca, F. (1990). Knee Injuries in Volleyball. *Sports Medicine*, 10, 132-138.
- Hewett, T. E. et al. (2005). Biomechanical Measures of Neuromuscular Control and Valgus Loading of the Knee Predict Anterior Cruciate Ligament Injury Risk in Female Athletes A Prospective Study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 492-501.
- Hopkins, W.G. (2000). Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Medicine*, 30, 1-15.
- Hosseini, A., Gill, T.J., & Li, G. (2009). In vivo anterior cruciate ligament elongation in response to axial tibial loads. *The Journal of Orthopaedic Science*, 14,298–306.
- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jump. *European Journal of Sport Science*, 10, 1-11.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., ... Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injuries: Knee Joint Kinematics in 10 Injury Situations From Female Team Handball and Basketball. *The American Journal of Sports Medicine*, 93, 994-1000.
- Kristianslund, E., & Krosshaug, T. (2013). Comparison of Drop Jumps and Sport-Specific Sidestep Cutting: Implications for Anterior Cruciate Ligament Injury Risk Screening. *The American Journal of Sports Medicine*, 41, 684-688.
- Krosshaug, T., Nakamae, A., Boden, B.P., Engebretsen, L., Smith, G., Slauterbeck, J.R., ... Behr, R. (2007). Mechanisms of Anterior Cruciate Ligament Injury in Basketball: Video Analysis of 39 Cases. *The American Journal of Sports Medicine*, 35, 359-367.

Levine, J.W., Kiapour, A.M., Quatman, C.E., Wordeman, S.C., Goel, V.K., Hewett, T.E., & Demetropoulos, C.K. (2012). Clinically Relevant Injury Patterns After an Anterior Cruciate Ligament Injury Provide Insight Into Injury Mechanisms. *The American Journal of Sports Medicine*, 41, 385-395.

Lipps, D.B., Oh, Y.K., Ashton-Miller, J.A., & Wojtys, E.M. (2012). Morphologic Characteristics Help Explain the Gender Difference in Peak Anterior Cruciate Ligament Strain During a Simulated Pivot Landing. *The American Journal of Sports Medicine*, 40, 32-40.

Lobietti, R., Coleman, S., Pizzichillo, E., & Merni, F. (2010). Landing techniques in volleyball. *Journal of Sports Science*, 13, 1469-1476.

Markolf, K.L., O'Neill, G., Jackson, S.R., & McAllister, D.R. (2004). Effects of Applied Quadriceps and Hamstrings Muscle Loads on Forces in the Anterior and Posterior Cruciate Ligaments. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 1144-1149.

Olsen, O.E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury Mechanisms for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball A Systematic Video Analysis. *The American Journal of Sports Medicine*, 32, 1002-1012.

Ortega, D.R., Bies, E.C., & Berral de la Rosa, F.J. (2010). Analysis of the vertical ground reaction forces and temporal factors in the landing phase of a countermovement jump. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 282-287.

Podraza, J.T., & White, S.C. (2010). Effect of knee flexion angle on ground reaction forces, knee moments and muscle. *The Knee*, 17, 291-295.

Pollard, C. D., Sigward, S. M., & Powers, C. M. (2010). Limited hip and knee flexion during landing is associated with increased frontal plane knee motion and moments. *Clinical Biomechanics*, 25, 142-146.

Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C., & Hewett, T. E. (2010). A 'Plane' Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms A systematic Review. *Sports Medicine*, 9, 729-745.

Increase Anterior Cruciate Ligament Strain More Than Either Alone. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43, 1484-1491.

- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Benjaminse, A., Chaudhari, A. M., Collins, M., & Padua, D. A. (2012). ACL Research Retreat VI: An Update on ACL Injury Risk and Prevention. *Journal of Athletic Training, 47*, 591-603.
- Schot, P.K., Bates, B.T., & Dufek, J.S. (1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine & Science in Sports & Exercise, 26*, 1153-1159.
- Tillman, M.D., Hass, C.J., Brunt, D., & Bennett, G.R. (2004). Jumping and landing techniques in elite women's volleyball. *Journal Sports Science and Medicine, 3*, 30-35.
- Wall, S.J., Rose, D.M., Sutter, G.E., Belkoff, S.M., & Boden, B.P. (2012). The Role of Axial Compressive and Quadriceps Forces in Noncontact Anterior Cruciate Ligament Injury: A Cadaveric Study. *The American Journal of Sports Medicine, 40*, 568-573.
- Yeow, C.H., Lee, P.V., & Goh, J.C. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science, 30*, 624-635.
- Yeow, C.H., Rubab, S.K., Lee, P.V., & Goh, J.C.H. (2009). Inhibition of Anterior Tibial Translation or Axial Tibial Rotation Prevents Anterior Cruciate Ligament Failure During Impact Compression. *The American Journal of Sports Medicine, 37*, 813-821.
- Yu, B., Lin, C.F., & Garrett, W.E. (2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics, 21*, 297-305.

LANDING PATTERNS AFTER BLOCK IN VOLLEYBALL: APPLICATION FOR ACL INJURY

David Zahradnik¹, Daniel Jandacka¹, Roman Farana¹, Jaroslav Uchytíl¹ and Joseph Hamill^{1,2}

Human Motion Diagnostic Center, Department of Human Movement Studies, University of Ostrava, Czech Republic¹

Biomechanics Laboratory, University of Massachusetts, Amherst, MA, USA²

The aim of the present study was to describe landing patterns during initial phase (0-30° knee flexion) of "go" landing after block in volleyball. Nineteen elite female volleyball players served as participants in this study. Eight infrared cameras and two force platforms were employed to collect the kinematic and kinetic data. The players used four different landing patterns during initial phase of the "go" landing after block. The players landed with different knee angle positions at initial contact depending on landing pattern. Results of the current study generally suggest that players may protect the ACL during the initial phase of landing by decreasing knee frontal plane angle and moment in direction from valgus to varus position.

KEY WORDS: biomechanics, volleyball, landing, ACL injury, prevention

INTRODUCTION: The anterior cruciate ligament (ACL) is most often damaged during sports activities (de Loës, Dahlstedt & Thomée, 2000) and frequently occurs when landing from a jump on one or both legs. A much greater incidence of ACL injury in volleyball is found with female players (Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Ferretti, Papandrea, Conteduca, & Mariani, 1992; Leporace et al., 2013; Lobietti, Coleman, Pizzichillo, & Mermi, 2010). Frontal plane movements during landing may influence ACL strain (Quatman, Quatman-Yates & Hewett, 2010). Cadaver studies indicated that ACL strain occurred due to the application of valgus or varus knee moments (Markolf et al., 1995; Withrow, Huston, Wojtys, 2006). The peak ACL strain occurs shortly (approximately 40 ms) after initial contact with ground (Shin, Chaudhari & Andriacchi, 2007) and near full extension (0-30° knee flexion). Additionally, when the knee flexion increases the peak ACL strain decreases (DeMorat, Weinhold, Blackburn, Chudik, & Garrett, 2004). A previous study by Hewett (2005) suggested that the valgus angle in the knee joint and valgus moment predicts the incidence of ACL injuries in women's volleyball during jump-landing task. There are several landing techniques used by volleyball players after a block. One of the most frequent techniques is the "go" landing that occurs with a movement in the mediolateral direction along the net. This technique may have a significant influence on ACL loading in frontal plane. It is not clear how players chose their initial knee angle in "go" landing. The aim of the present study was to investigate landing patterns during initial phase (0-30° knee flexion) of "go" landing after block in volleyball. We hypothesized that players would use different strategies during initial landing phase from the perspective of the knee angle and the moment of force in frontal plane.

METHODS: Nineteen female volleyball players from the Czech Republic (age 21.3 ± 5.4 years; height 183.6 ± 3.7 cm; weight 71.3 ± 3.2 kg) participated in this study. The experimental setting was based on a real game situation. The upper edge of the net was at a height of 224 cm above the ground. To control the height of the jump, a static volleyball was suspended in the space above the net. The centre of the ball was located 15 cm above the edge of the net and 10 cm behind the edge of the net on the opponent's side of the court. Each player performed 8 successful trials of "go" landing. The "go" landing is performed in a vertical direction with a medio-lateral movement along the net and include subsequent step by left leg in the original direction along the net immediately upon landing by right lower extremity (Figure 1).

Two force platforms (Kistler, 9286 AA, Switzerland) embedded into the floor were used to determine ground reaction force data at a sampling rate of 1235 Hz. A motion-capture system (Qualisys Oqus, Sweden) consisting of eight infrared cameras were employed to collect the kinematic data at a sampling rate of 247 Hz. Retro-reflective markers (diameter of 19 mm) were attached to the players' lower limbs and trunk according to a recommendation of the C-motion Company (C-motion, Rockville, MD, USA).

Raw data were processed using Visual3D software (C-motion, Rockville, MD, USA). The range of the analyzed motion started with the first occurrence of the ground reaction force above 20N and finished in 30° of knee flexion. All force platform data were filtered using a fourth-order low-pass Butterworth filter with a 50 Hz cut-off frequency. The motion capture coordinate data were low-pass filtered using the fourth-order Butterworth filter with a 12 Hz cut-off frequency. In order to determine the local coordinate system of the segment, all segments were modeled as a frustra of right circular cones, while the pelvis and trunk were modeled as cylinders (C-motion, Rockville, MD, USA). The local coordinate systems were defined using the standing calibration trial for each participant. The analysis in this study includes data related to the right lower limb only. The internal varus-valgus moment on the right knee was calculated using a Newton-Euler inverse dynamics technique (Hamill & Selbie, 2004). The proximal local coordinate system of the knee was oriented such that the valgus moment in the frontal plane of the thigh provided positive numbers and initiated a tendency towards the movement of the calf toward the middle plane. The varus-valgus knee joint angle was determined as the angle between the local coordinate systems of the thigh and shank in the frontal plane (positive values indicate varus angle, negative values indicate valgus angle). The landing patterns were classified based on a valgus angle and moment data.

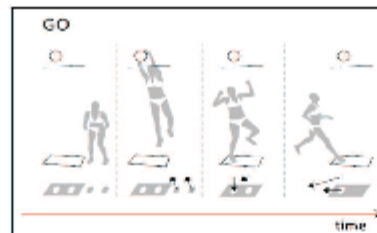


Figure 1: "go" landing after volleyball block

RESULTS: The frequencies of landing patterns was: pattern 1 (n=2), pattern 2 (n=8), pattern 3 (n=6) and pattern 4 (n=3). Mean, standard deviation for all dependent measures are shown in Table 1.

Table 1: Summary of the frontal knee angle and internal moment of typical landing pattern (M ± SD) on the right lower limb in four landing patterns (n=4).

Variable	valgus/varus angle (°)		varus/valgus moment (Nm.kg ⁻¹)	
	IC	30°	IC	30°
Pattern 1	-4,35 ± 1,36	-4,30 ± 0,96	0,19 ± 0,06	0,19 ± 0,12
Pattern 2	-4,73 ± 1,44	-1,59 ± 1,92	0,20 ± 0,08	0,06 ± 0,19
Pattern 3	-3,71 ± 3,23	0,25 ± 3,90	0,17 ± 0,06	-0,33 ± 0,17
Pattern 4	1,31 ± 0,81	5,25 ± 1,67	0,08 ± 0,05	-0,41 ± 0,17

Note: (+) varus angle, valgus moment; (-) valgus angle, varus moment; IC initial contact; 30° knee flexion

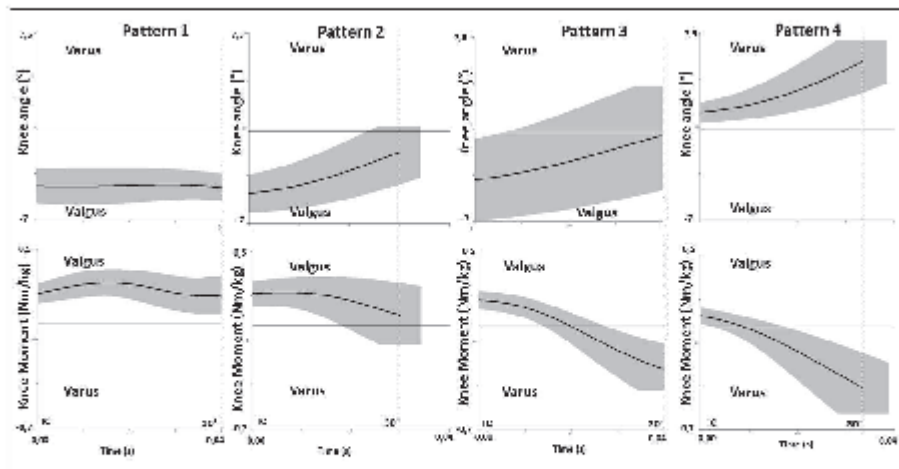


Figure 2: Typical knee angle and moment of force-time traces of the four landing patterns of a representative subject after a block (from initial contact to 30° knee flexion) (n=4).

DISCUSSION: The aim of the present study was to describe landing patterns during initial phase (0-30° knee flexion) of “go” landing after block in volleyball. We hypothesized that players would use different strategies during initial landing phase from the perspective of knee angle and moment of force in frontal plane. The results of the current study supported this hypothesis. The main finding of this study confirmed that the players used four different landing patterns during initial phase of the landing after block. We found that players have general tendency choose landing with a valgus angle at initial contact to varus angle at instant of 30° knee flexion except landing pattern 1. Similarly, we found a general tendency to decrease valgus knee moment and subsequently increase varus knee moment from initial contact to 30° knee flexion (Figure 2). Results of the current study are not in accordance with previous findings by Hughes et al. (2010). These authors found the opposite tendency for frontal knee angle and moment during bilateral straight block landing. These differences may be caused by lack of lateral movement during landing investigated in Hughes et al. (2010) study. Moreover, “go” landing presents single leg landing. The landing pattern 1 is characterized by almost the same valgus angle and moment at initial contact and at instant of 30° of knee flexion. The landing pattern 1 shows the greatest valgus moment at instant of 30° knee flexion than patterns 2-4. This valgus moment presents predictive risk factor of ACL injury (Hewett et al., 2005). The landing pattern 2 shows continuous decrease valgus angle and moment from initial contact to 30° knee flexion. The landing pattern 3 is characterized by smooth transition valgus angle and moment at initial contact to varus angle and moment at instant of 30° knee flexion. The landing pattern 4 shows continuous increase varus angle from initial contact to 30° knee flexion and a smooth transition from the valgus moment at initial contact to varus moment at instant of 30° knee flexion. Peak ACL load usually occurs near full extension (0-30° knee flexion) and when the knee flexion increases the peak ACL strain decreases (DeMorat et al., 2004). Results of the current study generally suggest that players with patterns 2, 3 and 4 may protect the ACL during the initial phase of landing (from initial contact to 30° knee flexion) by decreasing knee frontal plane angle and moment in direction from valgus to varus position (Figure 2).

CONCLUSION: Players used four different landing patterns during initial phase of the “go” landing after block. The players landed using different knee angle positions at initial contact depending on landing pattern. All landing patterns showed a valgus moment at initial contact

and continuous decrease of the valgus moment and subsequently increased the varus moment from initial contact to 30°knee flexion. The highest valgus moment, which is considered to be a risk factor for ACL injuries, is evident in landing pattern 1 at the instant of 30°knee flexion only.

REFERENCES:

- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- de Loës, M., Dahlstedt, L. J., & Thomée, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90-97.
- DeMorat, G., Weinhold, P. B., Chudik, S., & Garrett, W. (2004). Aggressive quadriceps can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 2, 477-483.
- Ferretti, A., Papandrea, P., Conteduca, F., & Mariani, P. P. (1992). Knee ligament injuries in volleyball. *The American Journal of Sports Medicine*, 20(2), 203-207.
- Hamill, J., & Selbie, S. (2004 b). Three-Dimensional Kinetics. V G. E. Robertson, G. E. Caldwell, J. Hamill, G. Kamen, & S. Whittlesey, *Research methods in biomechanics* (pp. 145-162). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Hewett, T.E., Myer, G.D., Ford, K.R., Heidt, R.S., Jr., Colosimo, A.J., McLean, S.G., Van den Bogert, A.J., Paterno, M.V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.
- Hughes, G., Watkins, J., & Owen, N. (2010). Differences between the sexes in knee kinetics during landing from volleyball block jump. *European Journal of Sport Science*, 10(1), 1-11.
- Leporace, G., Praxedes, J., Pereira, G. R., Pinto, S. M., Chagas, D., Metsavaht, L., a další. (2013). Influence of a preventive training program on lower limb kinematics and vertical jump height of male volleyball athletes. *Physical Therapy in Sport*, 35-43.
- Lobiatti, R., Coleman, S., Pizzichillo, E., & Merni, F. (2010). Landing techniques in volleyball. *Journal of Sports Sciences*, 13, 1469-1476.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slaughterbeck, J. L. (1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.
- Quatman, C. E., Quatman-Yates, C. C., & Hewett, T. E. (2010). A 'Plane'Explanation of Anterior Cruciate Ligament Injury Mechanisms A systematic Review. *Sports Medicine*, 9, 729-745.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2007). The influence of deceleration forces on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics*, 40(5), 1145-1152.
- Withrow, T. J., Huston, L. J., Wojtys, E. M., & Ashton-Miller, J. A. (2006). The effect of an impulsive knee valgus moment on in vitro relative ACL strain during a simulated jump landing. *Clinical Biomechanics*, 21(9), 977-983.