

Univerzita Palackého v Olomouci
Fakulta tělesné kultury

**HODNOCENÍ EFEKTU PROPRIOCEPTIVNÍ ORTÉZY VE VZTAHU KE KLINICKÉMU
VYŠETŘENÍ PACIENTŮ PO REKONSTRUKCI PŘEDNÍHO ZKŘÍŽENÉHO VAZU**

Diplomová práce

Autorka: Bc. Zuzana Dvořáková

Fyzioterapie

Vedoucí práce: prof. RNDr. Janura Miroslav, Dr.

Olomouc 2017

Jméno a příjmení autorky: Bc. Zuzana Dvořáková

Název diplomové práce: Hodnocení efektu proprioceptivní ortézy ve vztahu ke klinickému vyšetření pacientů po rekonstrukci předního zkříženého vazů

Pracoviště: Katedra fyzioterapie, Fakulta tělesné kultury, Univerzita Palackého v Olomouci

Vedoucí bakalářské práce: prof. RNDr. Janura Miroslav, Dr.

Rok obhajoby bakalářské práce: 2017

Abstrakt:

Cílem diplomové práce bylo určení vztahu mezi efektem proprioceptivní ortézy při stabilizačně náročných pohybech kolenního kloubu a výsledky klinických testů. Teoretická část obsahuje poznatky o strukturách kolenního kloubu, poranění vazů, možnostech terapie a následcích nedostatečnosti vazů a shrnuje dosavadní poznatky o účinnosti ortéz kolenního kloubu. Výzkumu se zúčastnilo 15 osob ve věku $33,2 \pm 6,9$ let, 2–10 po rekonstrukci předního zkříženého vazů. Před zahájením měření byl proveden odběr anamnézy a klinické testy. Poté byli účastníci instruováni k provádění stabilizačně náročných pohybů (Slow Step Down, Single Leg Drop Hop a Pivot Turn Jump) s i bez aplikace proprioceptivní ortézy. Byly hodnoceny změny úhlových parametrů operovaného kolenního kloubu. Výsledky práce ukazují, že klinické aspekty probandů mohou ovlivnit účinek proprioceptivní ortézy. Klinicky nejvýznamnější závislosti byly zjištěny mezi stupněm hypermobility a ovlivněním rozsahů pohybů kolene v sagitální rovině a mezi H/Q poměrem a kinematickými parametry kolenního kloubu ve všech 3 rovinách. Proprioceptivní ortéza neměla v naší studii žádný významný efekt na statestézii kolene.

Klíčová slova: přední zkřížený vaz, kolenní kloub, proprioceptivní ortéza, klinické testy

Souhlasím s půjčováním bakalářské práce v rámci knihovních služeb.

Author's first name and surname: Bc. Zuzana Dvořáková

Title of the master's thesis: Evaluation of the effect of the proprioceptive brace in relation to clinical examination at patients after ACL reconstruction

Department: Department of Physiotherapy, Faculty of Physical Culture, Palacky University Olomouc

Supervisor: prof. RNDr. Janura Miroslav, Dr.

The year of presentation: 2017

Abstract:

The goal of the thesis is to evaluate the association between the effect of the proprioceptive knee's brace on angular changes during high-demand activities and clinical outcomes. The theoretical part includes the knowledge about knee's structures, ACL impairment, therapy and consequences of ACL reconstruction and summarizes findings of present studies about influence knee's bracing. Fifteen participants (age $33,2 \pm 6,9$) 2–10 years after ACL reconstruction were included to study. We performed clinical diagnosis before the own examination. Participants were then instructed on carrying out three tests (Slow Step Down, Single Leg Drop Hop and Pivot Turn Jump). The changes of angle parameters of the operated knee joint were evaluated. The results of this study show that clinical outcomes may influence the effect of the proprioceptive brace. There were the most relevant findings between the level of joint's laxicity and ranges of motions in sagittal plane and between H/Q ratio and kinematic parameters of the knee joint in all three planes. The proprioceptive brace did not show to have beneficial effect on sense of position.

Keywords: ACL, knee joint, proprioceptive brace, clinical examination

I agree the thesis paper to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením prof. RNDr. Miroslava Janury, Dr., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. V Olomouci dne 20. 4. 2017.

Podpis:

Děkuji prof. RNDr. Miroslavovi Janurovi, Dr. za pomoc a cenné rady, které mi poskytl při zpracování mé diplomové práce. Dále bych chtěla poděkovat Mgr. Milanovi Elfmarkovi za pomoc se statistickým zpracováním dat pro diplomovou práci. V neposlední řadě děkuji Mgr. Ivaně Hanzlíkové za spolupráci při výzkumu.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	FUNKČNÍ ANATOMIE, KINEZIOLOGIE A BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU	10
2.1	Statické stabilizátory kolenního kloubu	10
2.1.1	Kloubní plochy	10
2.1.2	Kloubní pouzdro	10
2.1.3	Menisky	10
2.1.4	Vazy	11
2.2	Dynamické stabilizátory kolenního kloubu	12
2.2.1	Musculus quadriceps femoris a extenzorový aparát	12
2.2.2	Hamstringy a pes anserinus	13
2.2.3	Musculus gastrocnemius	14
2.2.4	Musculus popliteus	14
2.2.5	Iliotibiální trakt	14
2.3	Pohyby kolenního kloubu	14
2.3.1	Flexe a extenze	14
2.3.2	Rotace	15
2.4	Přední zkřížený vaz	17
2.4.1	Ontogeneze	17
2.4.2	Histologie	17
2.4.3	Anatomie a průběh předního zkříženého vazů	18
2.4.4	Inervace	19
2.4.5	Vaskularizace	20
2.4.6	Biomechanika předního zkříženého vazů	20
2.5	Poranění předního zkříženého vazů	22
2.5.1	Mechanismus poranění	22
2.5.2	Klasifikace ruptury PZV	22
2.6	Rizikové faktory ruptury předního zkříženého vazů	23
2.6.1	Anatomické faktory	23
2.6.2	Biomechanické faktory	25
2.6.3	Nervosvalové faktory	26

2.6.4	Hormonální faktory	26
2.6.5	Genetické predispozice	27
2.6.6	Poranění předního zkříženého vazů vzhledem k pohlaví.....	27
2.7	Léčba ruptury předního zkříženého vazů	27
2.7.1	Konzervativní léčba.....	28
2.7.2	Operativní léčba	28
2.7.3	Rehabilitace po plastice předního zkříženého vazů	31
2.8	Následky nedostatečnosti předního zkříženého vazů	36
2.8.1	Propriocepce.....	37
2.8.2	Stabilita kolenního kloubu a posturální stabilita	38
2.8.3	Rozsahy rotací v kolenním kloubu.....	40
2.8.4	Svalová síla	40
2.8.5	Senzitivita.....	41
2.8.6	Anteriorní bolest kolenního kloubu a krepitace šlachy	42
2.8.7	Poškození menisků.....	42
2.8.8	Osteoartróza	43
2.8.9	Osteoporóza.....	43
2.8.10	Ovlivnění tělesného schématu.....	43
2.8.11	Ovlivnění kvality života	44
2.9	Vliv ortézy na kolenní kloub po rekonstrukci PZV.....	44
3	CÍLE, VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY.....	47
3.1	Cíle.....	47
3.2	Vědecké otázky a hypotézy	47
4	METODA VÝZKUMU	50
4.1	Charakteristika testovaného souboru.....	50
4.2	Technika snímání.....	50
4.3	Průběh měření.....	51
4.3.1	Odběr anamnézy.....	51
4.3.2	Klinická vyšetření	51
4.3.3	Příprava technické části měření.....	51
4.3.4	Průběh vlastního testování	52
4.3.5	Zpracování dat.....	53
4.3.6	Statistické zpracování dat.....	54

5	VÝSLEDKY	55
5.1	Ověření hypotéz k vědecké otázce č. 1.....	55
5.2	Ověření hypotéz k vědecké otázce č. 2.....	56
5.3	Ověření hypotéz k vědecké otázce č. 3.....	61
6	DISKUZE	64
7	ZÁVĚR	73
8	REFERENČNÍ SEZNAM	74
9	PŘÍLOHY	92

1 ÚVOD

Přední zkřížený vaz je hlavním stabilizátorem kolenního kloubu. Jeho poranění patří mezi jedno z nejčastějších poranění „měkkého kolene“. Po ruptuře vazů dochází k narušení stability, vzniká predispozice pro osteoartrózu poškozeného kolene. Proto je ve většině případů indikována plastika vazů. Rekonstrukce je prováděna pomocí štěpu z ligamentum patellae či z hamstringů. Plastika vazů obnoví mechanickou stabilitu kolene, ale také umožňuje pacientům, aby efektivněji trénovali propriocepci kolenního kloubu a obnovili jeho neuromuskulární kontrolu, která je po poškození vazů narušena. Důležitou roli výsledného funkčního stavu hraje optimálně zvolený rehabilitační program. I přes kvalitní terapii však často přetrvávají následky poranění vazů. Mezi nejčastější důsledky patří nedostatečná propriocepce, změna svalové aktivity nebo narušení senzitivity v oblasti kolenního kloubu.

Ortézování po rekonstrukci předního zkříženého vazů je často diskutované téma. Hodnotí se efekt především funkčních ortéz, které mají zabránit pohybu kolenního kloubu ve frontální a transverzální rovině pomocí pevných konstrukcí po stranách kolene. Novým typem ortézy je tzv. proprioceptivní ortéza vyrobená ze silikonového materiálu bez jakýchkoli pevných částí. Tato ortéza může zlepšit kinematiku kolene a poskytnout částečnou ochranu kolenního kloubu po rekonstrukci předního zkříženého vazů zlepšením propriocepce, bez omezení funkčnosti a rozsahu pohybu (Hanzlíková et al., 2016; Lowe et al., 2017). Byla použita již v několika studiích (Selfe et al., 2011, Khadavi et al., 2015, Hanzlíková et al., 2016), kde měla pozitivní efekt na snížení bolesti, zlepšení funkčního stavu a zlepšení motorické kontroly u pacientů s patellofemorální dysfunkcí. Důvodem může být mj. ovlivnění somatosenzorického vstupu z kolenního kloubu.

V naší práci jsme hodnotili vliv proprioceptivní ortézy na úhlové parametry kolenního kloubu v závislosti na klinických výstupech účastníků, kteří byli 2–10 let po rekonstrukci vazů. Nedílnou součástí vyšetření těchto pacientů jsou klinické testy, při kterých zjišťujeme, jaký je funkční stav kolenního kloubu i samotného probanda. Zajímalo nás, zdali existuje signifikantní korelace mezi efektem ortézy a výsledky klinických vyšetření.

2 FUNKČNÍ ANATOMIE, KINEZIOLOGIE A BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU

2.1 Statické stabilizátory kolenního kloubu

Mezi statické stabilizátory kolenního kloubu řadíme tvar kloubních ploch, kloubní pouzdro, menisky a vazy (Véle, 1997).

2.1.1 Kloubní plochy

V kolenním kloubu spolu artikulují dvě nejdelší kosti, a tedy i páky lidského těla – femur a tibia. Síly, které zde působí, jsou tedy značné. Kondyly femuru tvoří dvě konkávní plochy, širší antero-posteriorně než transversálně. Mediální kondyl vyčnívá více posteriorně a je užší než laterální kondyl. Mezi nimi se nachází mediální a laterální žlábek pro patellu. Mediální kondyl tibie je bikonkávní, kongruence s femorálním kondylem je tedy mnohem lepší. Laterální kondyl je konkávní v rovině frontální a konvexní v sagitální rovině a vytváří tak menší styčnou plochu s femorálním kondylem. To způsobuje, že mediální kondyl femuru je relativně stabilní, nicméně laterální kondyl je nestabilní. Stabilita pak závisí na integritě předního zkříženého vazy (Kapandji, 1987; Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001; Bartoníček & Heřt, 2004).

2.1.2 Kloubní pouzdro

Kloubní pouzdro kolenního kloubu je vláknitý obal, který udržuje femur a tibií v kontaktu a formuje stěnu artikulárního prostoru. S tibií je pouzdro spojeno anteriorně, laterálně a mediálně na okraji kloubních ploch. Posteromedálně je pouzdro napojeno na začátek ligamentum (lig.) cruciate posterius. Spojením s femurem vytváří pouzdro anteriorně suprapatellární bursu, mediálně a laterálně se pojí na patellu a okraje artikulárních ploch, laterálně leží nad začátkem musculus (m.) popliteus a posteriorně a superiorně se spojuje s okraji kloubních ploch kondylů. Kloubní pouzdro je zesíleno šlachami svalů, které se upínají v oblasti kolenního kloubu (Kapandji, 1987; Rychlíková, 2002).

2.1.3 Menisky

Mezi tibií a kondyly femuru se nachází vazivové chrupavky ve tvaru písmene C – laterální a mediální meniskus. Dělí se na přední roh, střední část a zadní roh. Klín menisků směřuje do středu kloubní dutiny a dělí ji na část femoromeniskální a meniskotibiální. Kloubní plochy spolu tak komunikují přímo až ve svém středu. Funkcí menisků je vyrovnávat nerovnosti

kloubních ploch při pohybech kolenního kloubu, zajišťovat stabilitu, vymezovat spolu s vazy rozsahy pohybů a roztírat synoviální tekutinu. Bází srůstají s kloubním pouzdem. Mediální meniskus je méně pohyblivý než laterální. Skrze pouzdro je jeho zadní roh spojen s m. semimembranosus a střední část spojena s vnitřním kolaterálním vazem, proto bývá častěji poškozený. Další funkcí menisků je tlumení nárazů při chůzi, běhu, skocích apod. (Pokorný, 2002; Rychlíková, 2002; Bartoníček & Heřt, 2004).

2.1.4 Vazy

Kolenní kloub zajišťuje stabilitu stoje a zároveň pohyblivost končetiny při chůzi, proto je zesílen řadou ligament. Vazy limitují extrémní pohybové rozsahy a pomáhají svými proprioceptory souhře synergických svalových skupin (Tabulka 1) (Pokorný, 2002).

kontrola	pasivní stabilizátor	dynamický stabilizátor
abdukce	mediální kolat. vaz mediální kloubní pouzdro zadní šikmá porce LCM dorzomediální pouzdro oba zkřížené vazy	m. vastus medialis m. sartorius m. gracilis m. semitendinosus m. semimembranosus m. gastrocnemius – med. hlava
addukce	tractus iliotibialis laterální kolat. vaz dorzolaterální pouzdro	m. popliteus
zevní rotace	LCM mediální kapsulární vazy dorzomediální pouzdro med. meniskus LCA	m. vastus medialis obliq. šlachy pes anserinus m. popliteus
vnitřní rotace	LCL, LCA dorzomediální pouzdro kapsulární vazy	m. vastus lateralis
hyperextenze	LCM oba zkřížené vazy zadní kloubní pouzdro	částečně flexorová skupina
hyperflexe	oba zkřížené vazy zadní rohy obou menisků femorální úpon zadního pouzdra	m. quadriceps femoris částečně gastrocnemius

Tabulka 1. Stabilizátory pohybů kolenního kloubu (Pokorný, 2002, 155).

Přední a zadní zkřížený vaz spojující tibii s femurem mají za úkol zpevňovat kolenní kloub ve ventrodorzálním směru. Jsou uloženy ve fossa intercondylaris femoris. Odděluje je

řidké vazivo, ve kterém se nacházejí cévy a nervy. Zadní vaz je asi o 1/3 silnější a je považován za nejmohtnější vaz kolenního kloubu (Bartoníček & Heřt, 2004).

Po stranách kolenního kloubu jsou kolaterální vazy, které brání laterolaterálnímu posunu kloubních ploch. Jsou zodpovědné za transversální stabilitu při extenzi kolenního kloubu. Mediální kolaterální vaz je trojúhelníkovitého tvaru a je nejvýznamnějším vazivovým stabilizátorem vnitřní strany kloubu. Jeho zadní porce se napojuje na tzv. dorzomediální stabilizační komplex. Laterální kolaterální vaz je oválného tvaru. V blízkosti jeho femorálního úponu se upíná m. popliteus. Dolní třetina vazy je obemknuta m. biceps femoris (Kapandji, 1987; Rychlíková, 2002; Bartoníček & Heřt, 2004).

Dorzálně se nachází ligamentum popliteum obliquum a ligamentum popliteum arcuatum. Menisky fixují drobné vazy ligamentum transversum genus a ligamenta meniscomemoralia (Bartoníček & Heřt, 2004).

2.2 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu

2.2.1 Musculus quadriceps femoris a extenzorový aparát

Dynamické stabilizátory jsou především svaly kolenního kloubu. Největší sval m. quadriceps femoris tvoří spolu s patellou a ligamentum patellae extenzorový aparát kolenního kloubu, který má velký význam pro stabilitu patelly a biomechaniku femoropatelního kloubu (Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001; Bartoníček & Heřt, 2004).

M. quadriceps femoris je tvořen čtyřmi hlavami. M. vastus intermedius leží nejhlouběji. Vytváří silnou šlachu inzerující na bázi pately. Součástí je m. articularis zabraňující uskřínutí kloubního pouzdra při pohybu. M. rectus femoris přechází v úzkou šlachu probíhající mezi šlachami okrajových vastů. Šlacha se upíná na bázi patelly, pouze povrchové snopce přechází do ligamentum patellae. M. vastus medialis můžeme rozdělit m. vastus medialis longus a obliquus. M. vastus medialis longus probíhá téměř rovnoběžně s osou femuru a upínají se na mediální okraj báze patelly. M. vastus medialis obliquus probíhá více horizontálněji a vytváří tak krátkou silnou šlachu upínající se na proximální polovinu vnitřního okraje patelly. Funkcí této šlachy je zabránit laterálnímu pohybu patelly v sulcus femoralis. Mediální hlava je silnější než laterální hlava. M. vastus lateralis má podle dosavadních anatomických studií podobnou strukturu jako vastus medialis. M. vastus lateralis obliquus má antagonistickou funkci k m. vastus medialis obliquus. M. quadriceps femoris důležitý především pro chůzi, zajišťuje

vykročení. Při poškození menisků a bolestech kolene má m. vastus medialis tendenci k atrofii. Při oslabení m. quadriceps femoris je chůze možná při zachování funkčnosti flexorů kolene. Ty zajistí funkční zámek kolene a vzniká genua recurvatum. (Véle, 1997; Bartoníček & Heřt, 2004; Dylevský, 2009).

Další strukturou extenzorového aparátu je ligamentum patellae, hlavní úpon m. quadriceps femoris. Největší šířky dosahuje vaz u apexu patelly (3 cm). Upíná se na tuberositas tibiae, na horizontální hranu. Do něho je zavzata patella, která se pohybuje v sulcus patellaris. V této poloze je udržována také kolaterálními vazy, které brání nadměrnému laterolaterálnímu posunu patelly. Stabilizace kolene je zajištěna extenzí kloubu, kdy je patella tažena proximálně a laterálně (Rychlíková, 2002; Bartoníček & Heřt, 2004; Dylevský, 2009).

2.2.2 Hamstringy a pes anserinus

Dynamickými stabilizátory jsou také hamstringy, které jsou tvořeny m. biceps femoris, m. semimembranosus a m. semitendinosus.

M. biceps femoris je zevním rotátorem flektovaného kolenního kloubu. Vytváří úponovou šlachu vysoko nad kolenním kloubem z caput longum. Caput breve se pak upíná do mediální strany této šlachy. Šlacha směřuje na hlavici fibuly, kde v jejím středu leží úpon laterálního postranního vazy. Část šlachy se upíná na laterální kondyl tibie a zesiluje tak vazivový aparát tibiofibulárního kloubu (Bartoníček & Heřt, 2004).

M. semimembranosus je nejmohutnějším svaem mediální strany kloubu. Upíná se čtyřmi šlachami do mediální oblasti kolenního kloubu. Přední část inzeruje do zadního rohu vnitřního menisku, mediální část se upíná do oblasti vnitřního kolaterálního vazy, distální část srůstá s fascií m. popliteus a z laterální části vzniká ligamentum popliteum obliquum (Bartoníček & Heřt, 2004).

M. semitendinosus se upíná spolu s m. sartorius a m. gracilis do pes anserinus. Tato svalová skupina nemá přímý vztah ke kloubnímu pouzdru. Všechny tři šlachy vzájemně srůstají a upínají se na mediální plochu tibie mezi tuberositas tibiae a úpon vnitřního kolaterálního vazy (Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001; Bartoníček & Heřt, 2004).

2.2.3 Musculus gastrocnemius

Silným stabilizátorem kolenního kloubu je také m. gastrocnemius, který se upíná na kondyly femuru. Při chůzi, kdy je extendováno koleno i hlezenní kloub, táhne kondyly anteriorně (Kapandji, 1987).

2.2.4 Musculus popliteus

Velký význam pro stabilitu posterolaterální části kolenního kloubu má m. popliteus, jehož šlacha představuje dominantní stabilizační strukturu. Podílí se na vnitřní rotaci bérce a uvolňuje zámek kolene (Bartoníček & Heřt, 2004; Dylevský, 2009).

2.2.5 Iliotibiální trakt

Stabilizační funkci plní částečně i iliotibiální trakt, který je napínán pomocí m. tensor fasciae latae. Přední část traktu se obloukovitě stáčí k patelle a těsně nad ní srůstá se šlachou m. vastus lateralis (Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001; Bartoníček & Heřt, 2004).

Maximální stabilitu zajistí souhra statických a dynamických stabilizátorů. V sagitální rovině jsou nejdůležitějšími stabilizátory zkřížené vazy, ve frontální rovině je to mediální kolaterální vaz a iliotibiální trakt s m. popliteus (Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001).

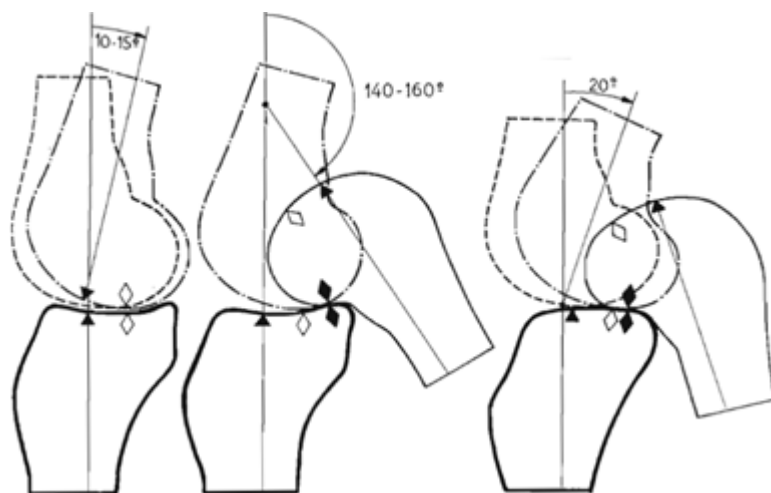
2.3 Pohyby kolenního kloubu

Kolenní kloub musí z biomechanického hlediska splňovat dva požadavky – stabilitu (zejména při plné extenzi) a mobilitu. Kolenní kloub má v neutrální poloze jeden stupeň volnosti. Dva stupně volnosti má v případě flektovaného kolene, kdy jsou možné rotace (Kapandji, 1987).

2.3.1 Flexe a extenze

Flexe kolenního kloubu (Obrázek 1) je zahájena mírnou rotací distálního konce femuru směrem laterálním (počáteční rotace). Povoluje dosud napjatý přední zkřížený vaz (PZV), dochází k valivému pohybu kondylů femuru po meniscích a tibii. Poté začíná pohyb klouzavý, kdy kondyly femuru i menisky klouzají po tibii směrem dozadu. Patela klouže distálně. Při extenzi probíhají všechny pohyby v opačném pořadí. Aktivní rozsah flexe v kolenním kloubu

je asi 130°, u extenze 0° (Rychlíková, 2002). Podle Bartoníčka & Heřta (2004) je možno dosáhnout aktivní extenze 5°. U hypermobilních jedinců je to více, rozsah však nepřekračuje 15°.



Obrázek 1. Průběh flexe v kolenním kloubu (Kapandji, 1987, 85).

Během flexe je koleno nestabilní a ligamenta i menisky jsou nejnáchylnější k poranění. Během extenze je pravděpodobnější poranění kloubních ploch ve smyslu fraktury nebo ruptury ligament (Kapandji, 1987).

Zkřížené vazy jsou mírně napínány při semiflexi. Při maximální extenzi jsou napínány výrazně a zajišťují tak rotační stabilitu kolene během extenze. Malá část vláken je napjata vždy, při jakékoli poloze kolenního kloubu. Zkřížená ligamenta omezují flexi, extenzi a vnitřní rotaci (Kapandji, 1987; Věle, 1997; Rychlíková, 2002).

Postranní ligamenta jsou napínána při extenzi a uvolňována se zvětšujícím se stupněm flexe, kdy umožňují rotace. Při 30° flexi kolenního kloubu jsou postranní vazy relaxovány (Kapandji, 1987; Věle, 1997).

2.3.2 Rotace

Rotace jsou závislé na stupni flexe, kdy se mění osa kolenního kloubu. Boční pohled na kondyly femuru ukazuje, že nemají ve všech částech stejný poloměr křivosti. Ten se dorzálně zmenšuje a narůstá zakřivení kondylů. Osa pohybu se proto mění v závislosti na stupni flexe kolenního kloubu a nazývá se tzv. okamžitý střed otáčení. Rozsah vnitřní rotace dosahuje 17°,

zevní rotace 21° . Rozsah rotací se zvětšuje hlavně během prvních 30° flexe. Největších hodnot je dosaženo při flexi kolenního kloubu $45\text{--}90^\circ$ (Bartoníček & Heřt, 2004; Dylevský, 2009).

Podle Kapandjiho (1987) je rozsah vnitřní rotace 30° a rozsah zevní rotace při flexi kolenního kloubu 30° je 32° . Pokud je koleno flektováno v pravém úhlu, je možno dosáhnout zevní rotace až 42° .

Podle Rychlíkové (2002) je rozsah vnitřní rotace maximálně 10° , z důvodu napínání zkřížených vazů. Zevní rotace je možná až do rozsahu 40° , omezena je napínáním kolaterálních vazů. Při rotacích dochází také k pohybům v tibiofibulárním kloubu. Při vnitřní rotaci klouže fibula po tibií dopředu, při zevní rotaci se fibula pohybuje dozadu. Rotace proto mohou být omezeny i blokádami proximálního tibiofibulárního kloubu.

Střed rotace většina autorů situuje do zevního okraje tuberculum mediale eminentiae intercondylaris, před úpon zadního zkříženého vazu. Při zevní rotaci se mediální kondyl tibie posouvá dopředu a laterálně. Mediální kondyl femuru se tak dostává do kontaktu se zadním rohem vnitřního menisku a laterální kondyl do kontaktu s předním rohem zevního menisku. Vnitřní meniskus se současně pohybuje po tibiálním plató dozadu a laterálně, zevní meniskus naopak dopředu a mediálně. Při vnitřní rotaci bérce je tomu naopak. V mediálním femorotibiálním kloubu dochází k rotaci především mezi meniskem a femurem. V laterálním femorotibiálním kloubu jsou rotace rozděleny mezi femoromeniskální a meniskotibiální skloubení mnohem rovnoměrněji (Bartoníček & Heřt, 2004).

Zkřížené vazy se na sebe při vnitřní rotaci navíjejí, přibližují kloubní plochy blíže k sobě, a tím rotaci omezují. Zadní zkřížený vaz je relaxován, kdežto přední vaz je napínán a táhne přední roh mediálního menisku posteriorně. Během zevní rotace jsou vazy více paralelně. Zadní vaz je více napínán a táhne zadní roh laterálního menisku anteriorně, přední vaz je naopak relaxován. Zkřížené vazy tedy limitují mediální rotaci při extendovaném kolenním kloubu (Kapandji, 1987).

Kolaterální vazy omezují laterální rotaci kolenního kloubu a podílí se tak na zajištění transverzální stability kolenního kloubu. Mediální vaz zabezpečuje stabilitu spolu s pes anserinus, laterálnímu vazu napomáhá iliotibiální trakt. Oběma vazům asistují mm. (musculi) vasti, které brání podélnými i šikmými vlákny k rozevírání kloubní štěrbiny (Kapandji, 1987).

Při flexi a extenzi dochází v kolenním kloubu také k automatickým rotacím. Při extenzi kolene je noha rotována zevně. Při flexi dochází k vnitřní rotaci v kolenním kloubu (Kapandji, 1987).

Z hlediska síly představuje nejsilnější svalovou pákou m. quadriceps femoris. Podle Véleho (1997) vyvíjí sílu zhruba 400 N, což je asi dvojnásobek síly hamstringů. Podle Kapandjiho (1987) je síla extenzorů kolenního kloubu cca 420 N, síla flexorové skupiny asi 150 N. Síla mediálních rotátorů je mírně větší (20 N) než síla laterálních rotátorů (18 N).

2.4 Přední zkřížený vaz

2.4.1 Ontogeneze

Přední zkřížený vaz se objevuje v 6,5. gestačním týdnu, dříve než kloubní dutina. Je obklopen synoviální membránou, která se vyvíjí z posteriorní části kloubního pouzdra kolene. Přední zkřížený vaz je tedy intraartikulární, ale extra-synoviální (Duthon et al., 2006).

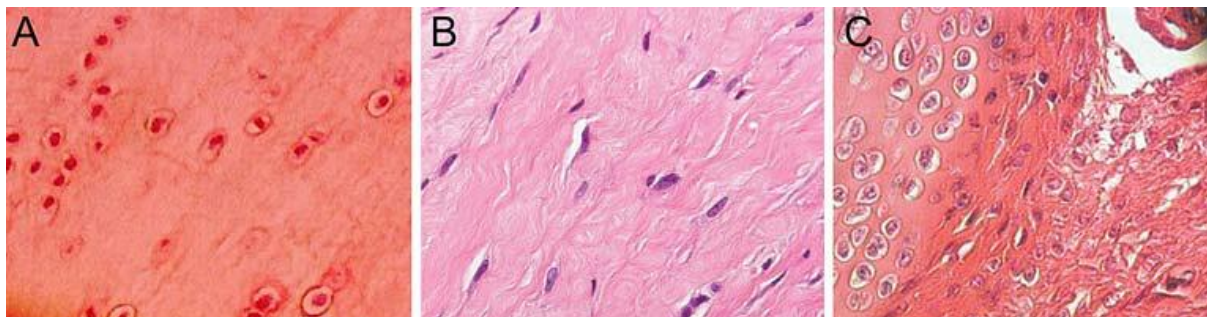
Podle Bicera et al. (2010) se začínají oba zkřížené vazy objevovat v 8. gestačním týdnu. Ve 14. týdnu jsou pak vyvinuty všechny struktury kolenního kloubu. Na začátku 17. týdne bývá již možné identifikovat dva svazky PZV rozdělené septem.

2.4.2 Histologie

Přední zkřížený vaz je intra-artikulární vazivová pojivová tkáň. Obsahuje molekuly zejména kolagenu typu I, který je tvořen třemi řetězci aminokyselin. Vlákná kolagenu mají stejný směr, jsou seřazena paralelně a poskytují tak pevnost tkáně (Murray, Vavken, & Fleming, 2013).

Mikroskopicky je PZV rozdělen na tři zóny (Obrázek 2). Proximální část (tibiální úpon) je méně pevná než zbytek vazy. Obsahuje velké množství buněk, vřeténkovité fibroblasty, kolagen typu II a glykoproteiny (fibronektin a laminin). Střední část PZV obsahuje cylindrické a vřeténkovité fibroblasty, množství kolagenu, buňky vazivové chrupavky a elastická oxytalanová vlákna. Distální nejpevnější část (femorální úpon) je bohatá na chondroblasty, a

naopak má nízkou hustotu vláken kolagenu. V místě inzerce ve fossa intercondylaris je zóna vysoké hustoty buněk vazivové chrupavky (Duthon et al., 2006).



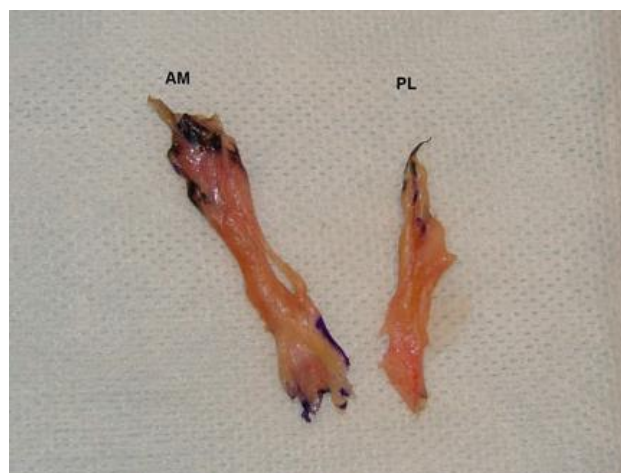
Obrázek 2. Tři histologické zóny, proximální část (A), střední část (B) a distální část (C) předního zkříženého vazy (Duthon et al., 2006).

2.4.3 Anatomie a průběh předního zkříženého vazy

Přední zkřížený vaz začíná na přední straně fossa intercondylaris, pokračuje superiorně a laterálně na vnitřní stranu laterálního kondylu femuru. Je obtočen kolem své struktury, a tak se přední tibiální vlákna upínají na femur nejvíce anteriorně a inferiorně. Naopak posteriorní tibiální vlákna se upínají na femur superiorně. Femorální úpon je složen ze dvou svazků. Jeden je pokračováním střední části vazy a druhý je odpojen ze střední části a rozprostřen do široka posteriorně na kondylu. Tibiální úpon je lokalizován anteriorně a laterálně k tuberculum intercondylare mediale. Plocha úponu má rozměry 8–12 mm na šířku a 14–21 mm anteroposteriorně. Harner et al. (1999) publikoval, že úpon na obou koncích vazy je asi 3,5x větší než šířka vazy v jeho průběhu. Délka vazy se pohybuje v rozmezí 22–44 mm a šířka vazy v rozsahu 7–12 mm. Průběh vazy se mění se stupněm flexe kolene, ale obecně je největší v anteroposteriorním směru (Kapandji, 1987; Duthon et al., 2006; Bicer et al., 2010; Murray, Vavken, & Fleming, 2013; Melinte et al., 2015).

Anatomicky se vaz skládá ze tří částí – anteriomediální (AM), posterolaterální (PL) (Obrázek 3) a intermediální (IM). Ty se nazývají podle místa inzerce na tibii. Intermediální svazek však odpovídá z anatomického i biomechanického hlediska AM části, proto se většinou považuje za její součást. Anteromediální svazek je nejdelší a nejnáchylnější ke zranění. Začíná anteromediálně na tibii a inzeruje na femur nejvíce anteriorně a proximálně. Posterolaterální část leží hlouběji než AM svazek, proto nebývá poraněna tak často. Fascikly PL svazku začínají na tibii posterolaterálně před zadním rohem laterálního menisku a upínají se posterodistálně na femur. Orientace obou svazků se mění se stupněm flexe. Během extenze je PL část lokalizována

posteriorně a inferiorně v porovnání s AM svazkem. Při flexi se PL svazek dostává povrchněji a inferiorně. Délka obou svazků je výrazně liší. Anteromediální část je delší a spíše souhlasná s délkou celého vazů. PL svazek je kratší (Obrázek 3), podle Kummera a Yamamata (1998), kteří měřili délku svazku u kadaverů, je jeho průměrná délka 17,8 mm (Kapandji, 1987; Melinte et al., 2015; Duthon et al., 2006; Bicer et al., 2010).



Obrázek 3. Vlevo: Boční pohled na mediální plochu laterálního kondylu femuru v 90° flexi, zobrazení dvou svazků PZV. Vpravo: Rozdílnost délky AM a PL svazku (Bicer et al., 2010).

2.4.4 Inervace

Vazivové struktury kolenního kloubu jsou bohatě inervovány. V obou zkřížených vazech byla prokázána řada mechanoreceptorů i volných nervových zakončení. Inervace PZV je zajištěna zadními větvemi z nervus tibialis. Tyto větve jsou přidruženy k endoligamentózním cévám a mají vazomotorickou funkci. Dále mezi svazky vazů jsou málo myelizovaná nervová vlákna nezávislá na cévním zásobení. Pod synoviální membránou na povrchu vazů se nachází mechanoreceptory. Můžeme je klasifikovat podle jejich rychlosti vzrušivosti. Pomalu se adaptující receptory (Ruffiniho receptory a Golgiho šlachová tělíska) vykazují při odpovědi na změnu pohybu, na polohu a na rotační úhel kloubu stálou aktivitu. Ruffiniho receptory jsou citlivé na natažení a leží na povrchu PZV. Golgiho šlachová tělíska se nachází jak na povrchu vazů, tak v jeho úponech. Rychle se adaptující receptory (Vater-Paciniho receptory) jsou nejcitlivějšími indikátory změny napětí vazů. Vater-Paciniho receptory detekují prudké pohyby a jsou lokalizovány na úponech vazů. Volná nervová zakončení fungují jako nociceptory, ale mohou také ovlivňovat homeostázu tkáně a popř. pozdější remodelaci štetu (Bartoníček & Heřt, 2004; Duthon et al., 2006; Bicer et al., 2010).

Výše zmíněné mechanoreceptory mají proprioceptivní funkci. Impulz zachycený těmito receptory (především v proximální části vazů) ovlivňuje motorickou aktivitu svalů v oblasti kolenního kloubu. Tento jev se označuje jako tzv. „ACL reflex“. Zpětná vazba z mechanoreceptorů má hlavní vliv na maximální volní kontrakci m. quadriceps femoris. Při nedostatečnosti PZV proto nacházíme oslabený m. quadriceps femoris následkem nedostatečné zpětné vazby (Duthon et al., 2006).

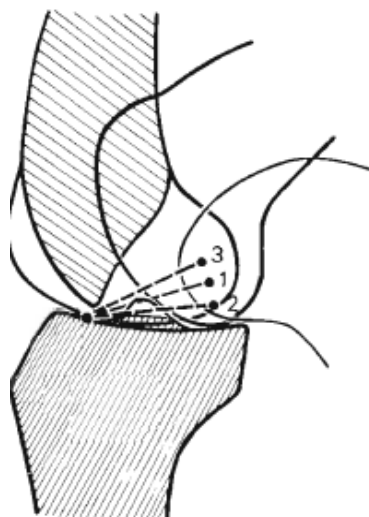
2.4.5 Vaskularizace

Distribuce krve není v PZV homogenní. Proximální část vazů je vyživována z arterie genus media a má bohatší cévní zásobení. Distální část vazů je zásobena drobnými cévami, které přicházejí z Hoffova tělesa. Kritické je zásobení střední části PZV, jelikož nebyla prokázána anastomóza mezi oběma systémy (Bartoníček & Heřt, 2004; Duthon et al., 2006).

2.4.6 Biomechanika předního zkříženého vazů

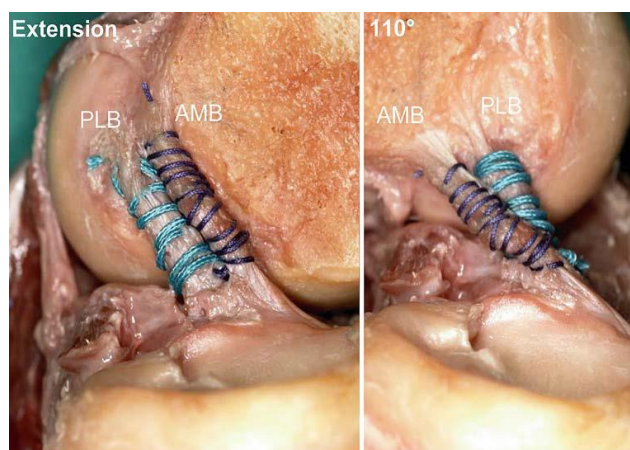
Přední zkřížený vaz hraje klíčovou roli při zajišťování stability kolenního kloubu. Jeho funkcí je omezení posunu tibie dopředu. Nejvíce zatížen je při vnitřní rotaci bérce, zejména pokud je koleno v hyperextenzi. Omezuje vnitřní rotaci při semiflexi a extenzi, zevní rotaci a brání varo-valgózním deviacím kolenního kloubu při přenášení hmotnosti (Duthon et al., 2006; Dylevský, 2009). Zkřížené vazy zajišťují anterioposteriorní stabilitu kolenního kloubu. V neutrální pozici nebo při flexi 30° jsou oba vazy ve stejném napětí. Při flexi 90° až 120° je napínán více zadní zkřížený vaz, přičemž střední a posteriorní vlákna PZV jsou relaxována. Při flexi 45–50° se PZV ze své neutrální polohy dostává téměř do horizontální pozice na tibiální plató, při extrémní flexi je naopak tažen vertikálně (Obrázek 4).

Přední vaz táhne kondyly femuru anteriorně a způsobuje jejich klouzáni po tibiálním plató. Během extenze a hyperextenze jsou napínána všechna vlákna PZV a pouze posterosuperiorní vlákna zadního zkříženého vazů. Během extenze je naopak napínán především PZV, který kontroluje stupeň hyperextenze (Kapandji, 1987). Anteromediální svazek vazů je napínán při flexi 20–90°. Při flexi 90° je AM část napínána nejvíce. Během flexe dochází k mírné zevní rotaci PZV kolem své osy a AM část se vine kolem zbytku vazů.



Obrázek 4. Pozice PZV v různých polohách kolenního kloubu; 1 – neutrální pozice PZV, 2 – pozice při flexi 45–50°, 3 – pozice při extrémní flexi (Kapandji, 1987, 116).

Napětí posterolaterální části je největší při extenzi kolene, kdy ale oba svazky směřují paralelně. V plné extenzi kolenního kloubu dochází k diferenciaci délky obou svazků, AM cca 34 mm a PL cca 22,5 mm. Během flexe se AM část protahuje a ztenčuje, naopak PL svazek se zkracuje a uvolňuje se (Obrázek 5). Proto anteriornímu posunu tibie při flexi zabraňuje především AM část. Na druhou stranu Hollis et al. (1991) prokázal počáteční zkrácení anteromediálního svazku při prvních 30° flexe a poté prodloužení, kdy maximální délky svazek dosahuje při 120° flexe kolene (Duthon et al., 2006; Bicer et al., 2010).



Obrázek 5. Pozice svazků PZV při extenzi (vlevo) a při 110° flexi (Duthon et al., 2006).

2.5 Poranění předního zkříženého vazů

2.5.1 Mechanismus poranění

Mechanismus poranění může být nepřímý – páčení do valgozity, rotace, hyperflexe, hyperextenze apod., nebo přímý, kdy se jedná o nárazový mechanismus. U poranění předního zkříženého vazů převládají mechanismy nepřímé. Mechanismem poranění bývá rotace při extendovaném či lehce flektovaném kolenním kloubu, rotace při prolomení do valgozity nebo často kombinace flexe, valgózního vybočení a laterální rotace. Podle Paučka, Smékala a Holibky (2014) vzniká ruptura 3 základními mechanismy – zevní rotace a abdukce s hyperextenzí, působení přímé síly na tibii nebo vnitřní rotace v plné extenzi kolenního kloubu. V praxi se jedná o změnu rychlosti nebo vyvíjení křížné síly v kolenním kloubu při přenášení hmotnosti. Na koleno působí vektory síly ve více rovinách a zajištění stability je náročnější. Zejména zatížení v sagitální a frontální rovině ve spojení s inkoordinací kontrakce m. quadriceps femoris a hamstringů činí koleno náchylnější k poškození PZV. Několik studií již prokázalo, že kontrakce hamstringů snižuje napětí PZV, naopak při aktivaci m. quadriceps femoris v semiflexi kolene, kdy je zvětšen anteriorní posun tibie a ochranná kontrakce hamstringů je menší, je PZV zatížen více. Vzácně dojde i k poranění vazů při vstávání z podřepu, kdy se zapojí maximální silou extenzory kolene, a tahem m. quadriceps femoris se tibie předsune dopředu a poruší se intaktnost předního zkříženého vazů (Kapandji, 1987; Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001; Pokorný, 2002; Wetters et al., 2015).

Podle Sharir et al. (2016) se v 70 % jedná o nekontaktní mechanismus, kdy je poškození PZV způsobeno náhlým zastavením, změnou směru, doskokem či prudkým otočením.

Kontaktní mechanismus poranění je spojen s traumatickým vychýlením kolenního kloubu. Podobně jako u nekontaktního mechanismu je valgózní či varózní stres vyvíjen na koleno ve formě translace nebo střižných sil. Přímým mechanismem poranění bývá také náraz do proximálního konce tibie např. při autohavárii (Pokorný, 2002; Wetters et al., 2015).

2.5.2 Klasifikace ruptury PZV

Podle Stollera (2007) můžeme poškození PZV rozdělit na intraligamentózní poranění bez známek změny délky vazů, intraligamentózní poranění s prodloužením délky vazů a kompletní ruptura vazů. Pokorný (2002) klasifikuje poranění PZV na parciální rupturu se zachováním nejméně poloviny objemu vazů a dostatečným tonusem, subtotální či totální rupturu

u úponu a subtotální či totální rupturu v průběhu vazů. Různé stupně poranění PZV vyžaduje odlišný postup léčby (viz. kapitola Léčba ruptury předního zkříženého vazů).

2.6 Rizikové faktory ruptury předního zkříženého vazů

2.6.1 Anatomické faktory

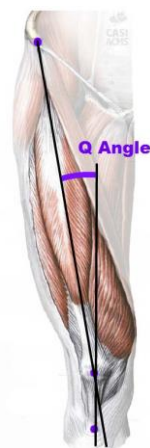
Anatomických rizikových faktorů je hned několik. Zahrnují generalizovanou kloubní laxicitu, patologický Q úhel, anteverze pánve, anteverze krčku femuru, subtalární pronace nebo vysoký body mass index (BMI). Vrozenými anatomickými faktory jsou úzký interkondylární femorální prostor, malá velikost a síla PZV a větší posteriorní posun tibie (Wetters et al., 2015).

Kloubní laxicita

Hyperextenze kolene větší než 10° ukazuje na zvýšenou laxicitu kolenního kloubu. Volnost ligament je spojena s varo-valgózním pohybem a rotacemi kolene (Wetters et al., 2015). Ve studii Uhorchaka et al. (2003) u 80 % osob, kteří měli rupturu PZV, byla zjištěna hyperextenze kolenních kloubů.

Q úhel

Úhel, který svírá spojnice spina iliaca anterior superior a středu patelly a spojnice středu patelly a tuberositas tibiae, se nazývá Q úhel (Obrázek 6). Hodnoty Q úhlu u mužů jsou do 10° , u žen do 15° . Při atrofii mediální hlavy m. quadriceps femoris může být Q úhel větší než 20° , patella je tažena laterálně a dochází k subluxacím femoropatelního skloubení. Vyšší Q úhel bývá podle Griffina a Kerchera (in Prodromos, 2008) spojován se zvýšeným rizikem vzniku ruptury PZV, neboť dochází k nadměrnému působení laterálních sil, což negativně ovlivňuje mechanické postavení kolenního kloubu. Je zhoršena svalová kontrola a dynamika kolene. Mechanismus poranění PZV je však komplexní (Bartoníček & Heřt, 2004; Dylevský, 2009; Wetters et al., 2015).



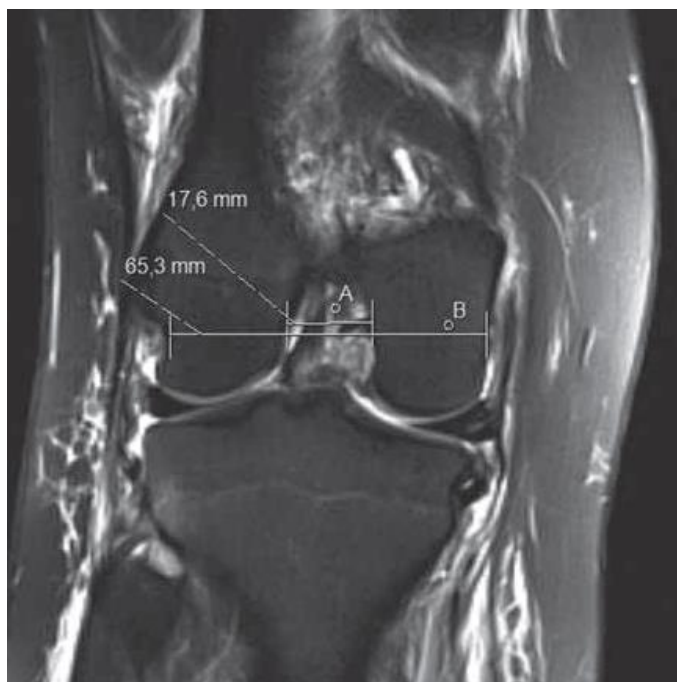
Obrázek 6. Q úhel. (Retrieved from Worldwide web 22. 3. 2017: <https://www.casi-acms.com/images/qangle1.jpg>)

Anteverze pánve a krčku femuru

Anteverze pánve a krčku femuru ovlivňuje biomechaniku dolní končetiny (DK) změnou napětí svalů. Biomechanické studie prokázaly (Loudon et al., 1996), že anteverzní naklopení pánve způsobuje prodloužení a oslabení hamstringů a gluteálních svalů a zvětšení anteverze krčku femuru, což způsobí oslabení m. gluteus medius. Teoreticky by tak oslabené hamstringy vedly k většímu anteriornímu posunu tibie a oslabené gluteální svaly by mohly způsobovat zvětšení valgozity kolene při otáčení či působení střížných sil. Doposud však nebyly tyto procesy specificky popsány (Wetters et al., 2015).

Interkondylární femorální prostor

Předpokládá se, že úzký interkondylární femorální prostor je rizikovým faktorem pro vznik ruptury PZV. Při jeho hodnocení se počítá tzv. Notch Width Index (NWI), což je poměr šířky interkondylárního prostoru a šířky kondylů femuru v úrovni úponu m. popliteus (Obrázek 7). Studie prokázaly, že NWI je významně nižší u pacientů s bilaterální nebo unilaterální rupturou PZV (Görmeli et al., 2015).



Obrázek 7. Notch Width Index; A – šířka interkondylárního prostoru, B – šířka femorálních kondylů (Görmeli et al., 2015).

Luis a Cross (2015) se ve své studii zabývali mj. i vlivem šířky a výšky interkondylárního prostoru a NWI na vznik poškození PZV. Zjistili, že NWI byl výrazně větší u skupiny s rupturou PZV v porovnání s kontrolní skupinou. Vyšší NWI u skupiny s rupturou PZV je v rozporu s dalšími studiemi (Lombardo et al., 2005), které prokázaly naopak nižší NWI u poranění PZV.

Poměr mediálního a laterálního kondylu

Luis a Cross (2015) prokázali přítomnost vyššího poměru mediálního a laterálního kondylu (M:L poměr) než 1:1 u pacientů s rupturou PZV. To ukazuje, že velikost kondylů ovlivňuje biomechaniku pohybů a nerovnoměrnost velikosti kondylů způsobuje nestabilitu při rotacích kolenního kloubu.

2.6.2 Biomechanické faktory

V posledních letech byly sledovány biomechanické parametry předcházející ruptuře PZV. Prospektivní studie dokázaly, že abdukční úhel kolenního kloubu, moment abdukce a abdukční reakční síla v kolenním kloubu jsou rizikovými faktory pro poranění PZV (Sharir et al., 2016).

2.6.3 Nervosvalové faktory

Jedním z klíčových faktorů poranění měkkého kolene je narušení neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kolene a feedbacku, což bylo prokázáno několika studiemi (Hewett et al., 1999; Wojtys & Huston; 2000). Dochází k poruše koordinace a timingu stabilizačních svalů, vzorců aktivace, zpomalení reakčních časů, pomalejšímu dosažení optimální svalové síly a poruše anticipačních mechanismů. Dalším rizikovým faktorem je narušení propriocepce. Další rizikový faktor představuje předčasná a nadměrná aktivace m. quadriceps femoris oproti m. gastrocnemii (Mayer & Smékal, 2004).

2.6.4 Hormonální faktory

Ligamentózní aparát je u žen významně ovlivněn hormonálně. Hladina progesteronu a estrogenu významně ovlivňuje elasticitu vazů. Dále je pevnost vaziva ovlivněna fází menstruačního cyklu. K nejvíce traumatickým úrazům vazů kolenního kloubu dochází v období ovulace. Rizikové pro laxicitu vazů je také užívání hormonální antikoncepce či nadměrná konzumace fytoestrogenů (Mayer & Smékal, 2004).

Podle studie Wetterse et al. (2015) jsou ženy více náchylné k poranění vazů v preovulační fázi (1.–13. den) menstruačního cyklu, kdy se zvyšuje hladina estrogenu.

Předpokládá se, že hormony kontrolující menstruační cyklus ovlivňují integritu PZV tím, že mění strukturu vazů. Tyto hormony mají snižovat protažitelnost PZV ovlivňováním specifických receptorů na povrchu vazů. Estrogen, vázaný na receptory PZV, snižuje proliferaci fibroblastů a následně snižuje produkci kolagenu. Důsledkem je vyšší riziko poranění PZV v preovulační a ovulační fázi menstruačního cyklu (Belanger et al., 2013).

Hormony ovlivňují také nervosvalovou kontrolu. Ženy mají odlišné nervosvalové strategie (nábor svalových jednotek, timing svalů aj.) než muži, a to ovlivňuje jejich dynamickou stabilitu kolenního kloubu (Khowailed et al., 2015).

Stijak et al. (2014) zkoumal vliv hladiny testosteronu, 17 β estradiolu a progesteronu na laxicitu vaziva u mužů s rupturou PZV po nekontaktním úraze v porovnání s kontrolní skupinou. Jedinci s rupturou PZV měli významně vyšší koncentraci testosteronu ($p < 0,01$), významně vyšší koncentraci 17 β estradiolu ($p < 0,05$) a statisticky signifikantní generalizovanou laxicitu kloubů (hodnoceno škálou Beightona a Horana) než osoby v kontrolní skupině.

Zvýšená koncentrace testosteronu a 17 β estradiolu a zvýšená laxicita kloubů by mohly být rizikovými faktory vedoucí k ruptuře PZV u mužů.

2.6.5 Genetické predispozice

Již dříve bylo zjištěno, že jedinci, kteří již měli v rodinné anamnéze rupturu PZV byli dvakrát náchylnější k jeho poškození než běžná populace. Důvodem může být genetická predispozice polymorfizmu jediného nukleotidu (SNPs), což je nejběžnější typ genetické variace. Studie se soustředily na SNPs obsahující kolagen typu 1, který je hlavní složkou PZV. Prokázalo se nižší zastoupení genotypu kolagenu 1 u osob s poškozením PZV v porovnání s kontrolní skupinou. Spojitost mezi polymorfizmem a molekulárním mechanismem, který způsobuje oslabení struktur PZV, nebyl doposud objasněn (John et al., 2016).

2.6.6 Poranění předního zkříženého vazů vzhledem k pohlaví

Ženy jsou 4–6krát náchylnější k ruptuře PZV než muži (Khowailed et al. (2015). Etiologie poranění ženského kolenního kloubu je komplexní. Podle Ristice et al. (2015) je důvodem velikost Q úhlu, vyšší valgizita kolenních kloubů, úzký interkondylární prostor, širší pánev, vliv estrogenu na laxicitu vaziva a odlišný timing svalů přední a zadní strany stehna. Podle Mayera a Smékala (2004) jsou rizikem u žen také neuromotorické faktory. Mužské koleno se spoléhá především na aktivaci m. quadriceps femoris a hamstringů, kdy jsou rychlejší reakční časy těchto svalů. Ženské koleno je více závislé na vazivovém aparátu, je náchylné k rekurvací a reakční časy jsou pomalejší než u muže.

Ve studii Luise a Crosse (2015) byl zjištěn významně širší interkondylární prostor a vyšší výška interkondylárního prostoru u mužů než u žen ve skupině s rupturou PZV i v kontrolní skupině. Stijak et al. (2009) ve své studii prokázal signifikantně širší interkondylární prostor a širší PZV u mužů než u žen. Také zjistil pozitivní korelaci mezi sagitálním průměrem PZV a šířkou interkondylárního prostoru u mužů. Tato korelace nebyla zjištěna u žen, můžeme proto předpokládat, že nepoměr mezi šířkou PZV a šířkou interkondylárního prostoru je možnou příčinou vyšší náchylnosti k poranění PZV u žen.

2.7 Léčba ruptury předního zkříženého vazů

V praxi se při léčbě ruptury PZV může postupovat třemi způsoby. První možností je nejprve vyšetřit kolenní kloub artroskopicky a poté naplánovat druhou fázi, ve které se provede

plastika vazů. Druhou možností je provést vše při jednom zákroku. Třetí možností je konzervativní léčba v případě, že pacient není k náhradě vazů indikován (Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001).

2.7.1 Konzervativní léčba

Pokud pacient není indikován k rekonstrukci vazů, je provedena artroskopie, při které se kolenní kloub vyčistí. Odlehčení chůze s berlemi trvá poté 5–10 dní (Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001).

Nedostatečnost PZV destabilizuje kolenní kloub. Aby nedocházelo ke sekundárním poškozením kolene, musí stabilitu zajistit souhra m. quadriceps femoris a hamstringů. Síla m. quadriceps femoris je rozhodující faktor pro funkční stav kolene a jeho oslabení bývá spojováno s patologickým vzorem chůze. K posilování m. quadriceps femoris je nutno přidat posilování hamstringů, aby nedocházelo ke změnám H:Q poměru (síla hamstringy:quadriceps). Při poměru cca 1:1 je optimální dynamická kontrola kolene. M. quadriceps femoris podléhá většímu deficitu než hamstringy a ty také rychleji obnovují svoji funkci. Důvodem může být neurofyziologická adaptace zahrnující programování svalů, během kterého jsou hamstringy aktivovány dříve, než dojde k perturbacím (Stoller, 2007).

Cvičení by se mělo skládat z posilování svalů stehna, funkčního plyometrického tréninku a stabilizace na labilních podložkách. Cílem terapie je obnovení nervosvalové kontroly, zlepšení vytrvalosti, síly a koordinace svalů (Stoller, 2007).

2.7.2 Operativní léčba

Artroskopie

Artroskopie (ASK) je vždy indikována při nálezů hemartrosu. V 60–65 % se jedná o poranění předního zkříženého vazů. Kloub je při ASK vypláchnut, zbaven všech koagul, aby se zabránilo vzniku chronické synovialitidy. Základem je objasnění zdroje krvácení. Poškozené struktury mohou být ošetřeny ihned nebo se stanoví další průběh léčby (Pokorný, 2002).

Načasování rekonstrukce PZV

Načasování rekonstrukce PZV hraje důležitou roli pro vznik dalších intraartikulárních poranění. Po vzniku ruptury PZV, což je nejdůležitější stabilizátor kolenního kloubu, jsou

ostatní struktury kolene přetěžovány. Menisky se dostávají do přímého kontaktu s femorálními kondyly, proto může docházet k degenerativním změnám menisků i chrupavky (Ristic et al., 2016). Podle Gupty et al. (2016) odložení rekonstrukce PZV zvyšuje riziko poškození mediálního a laterálního menisku. Při odložení operace o 6 a více měsíců byla zjištěna významná spojitost s poškozením menisků. Při 3měsíčním odložení rekonstrukce byly zjištěny změny na meniscích, ale ne tak výrazné. Podle Papastergioa et al. (2007) je při provedení rekonstrukce PZV do 3 měsíců od úrazu minimalizován vznik poškození menisků. Podle Churcha a Keatinga (2005) by rekonstrukce měla být provedena do 12 měsíců od vzniku ruptury vazů, aby se minimalizoval risk poškození menisků a vzniku degenerativních změn.

Operační postup

Operační postup se odvíjí od nálezu při ASK. Při nálezu parciální ruptury PZV se resekuje odtržený cíp. Nejméně polovina objemu vazů musí být zachována a mít dostatečný tonus. Po parciální resekcii je plná zátěž možná za 6–8 týdnů. Subtotální či totální rupturu u úponu PZV (většinou femorálního úponu) ošetřenou do 72 hodin, je možné primárně reinzerovat dvěma Vicrylovými stehy, které se uzlí přes kostní můstek. Subtotální či totální ruptura v průběhu vazů je řešena 2 způsoby. Při paliativním postupu se poškozený PZV adaptuje na zadní zkřížený vaz. Druhou možností je radikální postup, při kterém se provede rekonstrukce vazů (Pokorný, 2002).

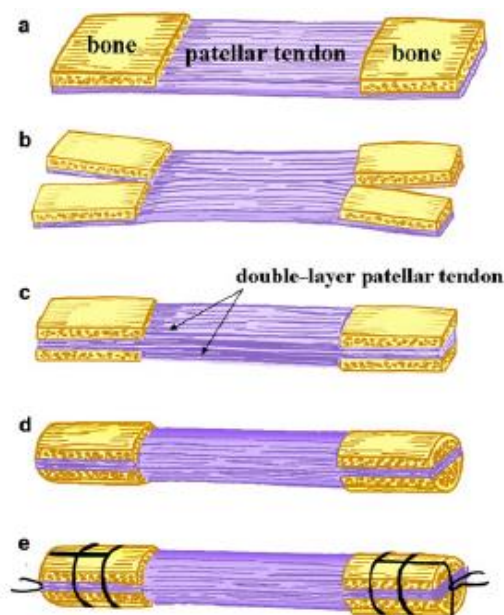
Rekonstrukce PZV je nejčastěji prováděna intraartikulární technikou aplikováním štěpu nahrazující vaz. Štěp se kotví do tibiálního a femorálního tunelu pomocí šroubů. Tibiální tunel má ústí lokalizované interkondylárně, dorzálněji od místa původního úponu PZV. Přílišné ventrální postavení tibiálního tunelu způsobuje zvýšené namáhání štěpu při flexi nebo se může projevit impingement štěpu o strop fossa intercondylaris při plné extenzi kolene. Femorální tunel se hodnotí ve frontální rovině, kdy by měl být navrtán v pozici 11 hodin u pravého kolene a v pozici 13 hodin u levého kolene jako prevence vzniku anterolaterálního impingementu štěpu. Méně častá je extraartikulární technika, která zahrnuje přesun pes anserinus a laterální výkon, který zajistí, že iliotibiální trakt poskytne anteriorní stabilitu pro laterální plató tibie (Stoller, 2007; Pauček, Smékal, & Holibka, 2014).

Druhy štěpů

Pro náhradu PZV se nejčastěji používají 2 druhy štěpů. Prvním typem je BTB (bone-tendon-bone) štěp, kdy je odebrána střední část z lig. patellae s kostním blokem na obou koncích. Druhou možností je STG štěp, který je odebírán z m. semitendinosus a m. gracilis. BTB štěp je podle většiny studií odolnější než STG štěp a je také 1,5krát silnější než původní PZV. Některé studie však toto tvrzení nepotvrdily. Bitun et al. (2015) ve své studii zkoumala rozdílnost IKDC (The International Knee Documentation Committee) 2000 a Lysholmovy škály u pacientů, kteří podstoupili rekonstrukci BTB štěpem, a u pacientů s STG štěpem. Oba dotazníky hodnotí funkční stav kolenního kloubu. Ve studii nebyly mezi skupinami shledány žádné významné rozdíly.

Často se používá jednovrstvý BTB štěp, u kterého však dochází k jeho oslabení následkem stádií remodelace. Studie se proto zabývaly použitím dvojvrstvého BTB štěpu (Obrázek 8). Kang et al. (2013) použili ve své studii dvojvrstvý BTB štěp pro rekonstrukci PZV. Prokázali, že tento štěp dosahuje lepších klinických výsledků, např. menší laxicity PZV a lepší funkční stav kolene než tradiční jednosvazkový BTB štěp. Ve studii Meie Zhanga a Yanga (2016) měli 3 roky po operaci významně lepší výsledky Lachmanova testu a Pivot Shift testu pacienti, u kterých byl použit dvojvrstvý BTB štěp než ti, u kterých byl aplikován klasický jednovrstvý štěp. To poukazuje na lepší anteriorní a rotační stabilitu při použití dvojvrstvého BTB štěpu.

Dále je možné použít štěp jednosvazkový či dvojsvazkový. Kong et al. (2017) porovnával použití jednosvazkového a dvojsvazkového STG štěpu pro rekonstrukci PZV. Výsledky meta analýzy prokázaly lepší funkční stav (Lysholmova škála, Tegner Score, IKDC) i stabilitu kolene (Lachman test, Pivot Shift test) při použití dvojsvazkového STG štěpu.



Obrázek 8. Schéma přípravy dvojvrstvého jednosvazkového BTB štěpu (Kang et al., 2013).

Pooperační proces

V prvních 6 týdnech po operaci dochází k počáteční avaskulární nekróze voperovaného štěpu. Do 5 měsíců od operace probíhá resynovializace a revaskularizace štěpu. Plné revaskularizace štěpu je dosaženo během 20 týdnů od operace. Dalším stádiem je celulární proliferace s tvorbou nových kapilár. Následuje fáze remodelace štěpu. Výsledný stav se označuje jako ligamentizace PZV, která bývá dokončena 12 měsíců po rekonstrukci (Pauček, Smékal, & Holibka, 2014).

2.7.3 Rehabilitace po plastice předního zkříženého vazů

Po rekonstrukci PZV dochází ke snížení multimodální aference až o 70 %, tím je narušena propriocepce a zhoršena kontrola dynamické stabilizace kolenního kloubu. V rehabilitaci se proto kromě posilování snažíme o cílený balanční, proprioceptivní trénink a neuromuskulární trénink. Důležité je dosažení správného timingu svalů při stabilizaci v předozadním a bočním směru. Nejdříve se musí aktivovat hamstringy, jako synergisté PZV, poté mm. vasti a mm. gastrocnemii. Při dlouhodobé insuficienci či náhradě štěpu z m. gracilis nebo m. semitendinosus dochází k přesunu aktivace ve prospěch m. biceps femoris, což destabilizuje koleno. Je tedy nutná rovnoměrná aktivace mediálních a laterálních hamstringů. V rehabilitaci po rekonstrukci PZV se dává přednost cvičení v uzavřených kinematických řetězcích před otevřenými z důvodu vhodné kokontrakce m. quadriceps femoris a hamstringů,

kteřá snižuje zátěž PZV. Většina aktivit ve vertikální poloze je kombinací otevřeného a uzavřeného kinematického řetězce, např. chůze, běh, chůze do schodů, skákání (Mayer & Smékal, 2004; Bennett, 2016).

Rehabilitační fáze dělíme podle doby uplynulé od operace na předoperační, časnou pooperační, pooperační, pozdní pooperační a rekonvalescentní fázi (Honová & Procházka, 2015).

Předoperační fáze

Před plánovanou rekonstrukcí je hlavním cílem je obnovit rozsahu pohybu v kloubu, svalovou sílu stehenního svalstva, protáhnout zkrácené svalové skupiny a dosáhnout správného stereotypu chůze. Pro zvětšení svalové síly se využívá izometrické kontrakce m. quadriceps femoris a cvičení v uzavřených kinematických řetězcích (Shelbourne in Prodromos, 2008; Honová & Procházka, 2015).

Alshewaiir, Yeowell a Fatoye (2015) prováděli systematický přehled studií zabývajících se předoperační rehabilitací u pacientů s naplánovanou rekonstrukcí PZV. Rehabilitační protokoly se lišily metodou terapie, trváním a frekvencí a výstupními hodnoceními. Obecně se však terapie zaměřovaly na posilování m. quadriceps femoris a hamstringů v otevřeném i uzavřeném řetězci, trénink propriocepce a balanční trénink, rehabilitaci chůze, neuromuskulární trénink, zvyšování rozsahu pohybu a plyometrický trénink. Pouze studie Shaaraniho et al. (2012) hodnotila vliv předoperační rehabilitace v porovnání s kontrolní skupinou. Zde byl prokázán významný rozdíl funkčního stavu kolene a fyzické výkonnosti u pacientů, kterým byla aplikována předoperační terapie, v porovnání s kontrolní skupinou. Ostatní studie se zabývaly různými typy předoperačních rehabilitací. Všechny 7 jich prokázalo výrazné zlepšení funkce u skupin podstupujících předoperační rehabilitaci. V žádné ze studií nedošlo k významnému snížení bolesti po rekonstrukci PZV u pacientů, kteří podstoupili preoperační rehabilitaci.

Časná pooperační fáze (do konce 2. týdne po operaci)

Cílem v této fázi je snížení otoku a bolesti. K tomu se využívá kryoterapie, polohování končetiny a cévní gymnastika. Kryoterapie v kombinaci s interferenční elektrickou stimulací pomáhá snižovat pooperační bolest, otok a snižovat inhibici m. quadriceps femoris. Důležité je

také zapojení stehenních svalů. Provádí se izometrická cvičení flexorů a adduktorů kyčelního kloubu, m. quadriceps femoris a hamstringů. Izometrickou kontrakcí m. quadriceps femoris dochází ke kompresi recessus suprapatellaris a k vytlačování a vstřebávání výpotku. 1. den po operaci se začíná s vertikalizací a chůzí o 2 francouzských holích. Pro zvyšování rozsahu pohybů v kolenní se provádí pasivní a pasivně-aktivní pohyby. Na konci této fáze je žádoucí dosažení 90° flexe. Názory na dosažení plné extenze se liší. Podle Manskeho, Prohasky a Lucase (2012) by ihned po operaci měl být kladen důraz na znovuoobnovení plné extenze. Omezení extenze o 3–5° může podle nich významně negativně ovlivnit výsledek rekonstrukce. Je vždy snaha o dosažení stejného rozsahu jako na zdravé DK. Většina žen i mužů má rozsah hyperextenze 5–6°. Při hyperextenzi je však štěp výrazně napínán, proto Prodromos (2008) tvrdí, že hyperextenze nemusí pacient po rekonstrukci PZV dosáhnout do 1 roku od operace. Plná extenze by však měla být dosažena. V opačném případě dochází k napětí lig. patellae při chůzi a k patellofemorální dysfunkci. Po vytažení stehů se zařazuje péče o jizvu a mobilizace patelly ve všech směrech, zejména supero-inferiorním, jako prevence vzniku femoropatelní bolesti a pro zachování extenzorového mechanismu bez omezení mobility. Během časně pooperační fáze je volbou spíše cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci v zátěži povolené operátorem, neboť zátěž v otevřeném řetězci by mohla poškodit nekrotizující štěp. V řadě studií již bylo dokázáno, že tkáň štěpu se do kostních tunelů hojí 2 měsíce, někdy i déle. Během tohoto období je zvýšené riziko uvolnění fixace štěpu. Období hojení BTB štěpu je o několik týdnů rychlejší než hojení STG štěpu z důvodu rychlejšího hojení kostních bločků BTB štěpu do kostních tunelů. Podle Manskeho, Prohasky a Lucase (2012) by mělo být plné zátěže dosaženo během 2 týdnů od operace (Prodromos, 2008; Honová & Procházka, 2015; Ordahana et al., 2015; Bennett, 2016).

Pooperační fáze (3.–6. týden po operaci)

V tomto stádiu je žádoucí dosažení plné extenze, postupné zvětšování flexe, posilování svalů a obnova aktivit běžného denního života. Na konci 4. týdne by rozsah flexe měl být 120°. Flexe 110° je nezbytná pro chůzi po schodech. Nad 120° flexe však dochází ke zvyšování napětí štěpu a taková flexe nemá žádný funkční přínos, proto se jí během prvních 6 měsíců po operaci vyhýbáme. Izometrická cvičení přechází v izotonická odporová cvičení v otevřených i uzavřených kinematických řetězcích. Cvičení v uzavřených řetězcích začíná na rovném povrchu s postupným zatěžováním na labilních plochách. K optimální kokontrakci m. quadriceps femoris a hamstringů dochází při stoji na labilní ploše ve flexi kolene 25–30°.

Během balančního tréninku se dále provádí přenášení hmotnosti z jedné končetiny na druhou, rytmická stabilizace ve stoji a výpady dle tolerance zátěže. Probíhá nácvik správného chůzového stereotypu bez berlí na rovném terénu (Prodromos, 2008; Manske, Prohaska, & Lucas, 2012; Honová & Procházka, 2015).

Ordahan et al. (2015) tvrdí, že by pacient měl během této fáze dosáhnout plné zátěže operované DK. Pacient může provádět balanční cvičení na jedné DK, chůzi po patách a po špičkách, chůzi po linii s vyloučením zrakové kontroly, chůzi pozpátku a propioceptivní trénink. Posilovací cvičení provádí pacient se zátěží. Od konce 6. týdne by pacient měl mít bezpodmínečně plnou zátěž a odkládat případnou ortézu.

Pozdní pooperační fáze (7.–12. týden od operace)

Pacienti by v této fázi měli mít plné rozsahy pohybu, neměli by pociťovat bolest či výrazné omezení. Cílem této fáze je obnovení propiocepce a svalové síly a zlepšení svalové kontroly. Probíhá silový a plyometrický trénink tzn. střídání excentrických a koncentrických svalových kontrakcí. Důraz se klade na návrat svalové síly m. quadriceps femoris. K tomu je potřeba ovlivnit nervovou složku – efektivnější nábor motorických jednotek během kontrakce svalu a lepší timing aktivovaných vláken. Dále je třeba ovlivnit složku morfologickou – průřez svalu. S rostoucím průměrem svalových vláken se zvyšuje kapacita pro vyvíjení svalové síly. Podle Brasileira et al. (2011) je vhodný trénink maximální excentrické kontrakce. Ukázalo se, že tato terapie má pozitivní vliv na zvýšení svalové síly a na zvětšování objemu průřezu svalu. Posilování flexorů je podle Ordahana et al. (2015) nejúčinnější v 10–70° flexe kolenního kloubu. Zhruba do konce 8. týdne však probíhá avaskularizace štěpu, proto by se do té doby neměl trénink příliš zintenzivňovat. Od 8. týdne se může zařazovat pomalý běh po rovném terénu. Z propioceptivního tréninku se zařazují skoky ze schodku (15 cm), cvičení na balančních úsecích a boční chůze (Manske, Prohaska, & Lucas, 2012; Honová & Procházka, 2015).

Rekonvalescenční fáze (13. týden–6. měsíc)

V rekonvalescenční fázi je snaha o návrat pacienta ke sportovním aktivitám. Do 1 roku od operace je při sportu doporučeno používání ortézy. Pro návrat ke sportovní činnosti by pacient měl být minimálně 9 měsíců po operaci, bez otoku kolenního kloubu, bez bolesti, měl by mít plný rozsah pohybu kolenního kloubu, síla m. quadriceps femoris by měla být zhruba

85 % ve srovnání se zdravou DK a síla hamstringů 85–90 % ve srovnání se zdravou DK (Honová & Procházka, 2015).

Specifické přístupy rehabilitace

Bartels et al. (2016) využil ve své studii terapii pomocí interaktivního systému SpeedCourt (Obrázek 9), což je zařízení umožňující trénink explozivního zrychlení, koordinace svalů a balančních schopností. Výsledky studií prokázaly výraznější pozitivní účinek systému v porovnání s ostatními senzomotorickými rehabilitačními postupy. Pacienti po rekonstrukci PZV dosáhli během terapie zlepšení reakčního času svalů a výraznějšího zmenšení rozdílů mezi operovanou a zdravou DK v porovnání s kontrolní skupinou.



Obrázek 9. SpeedCourt systém (Bartels et al., 2016).

Lebon, Guillot a Collet (2012) zkoumali ve své studii efekt 30denního tréninku představy pohybu u pacientů po plastice PZV. Účastníci studie byli instruováni ke vnímání kontrakcí a napětí svalů a kloubů během představování si maximální izometrické kontrakce m. quadriceps femoris trvající 10 sekund při extendovaném koleni. Ve skutečnosti však neprobíhala žádná kontrakce ani pohyb, což bylo kontrolováno pomocí EMG. Dále pak podstoupili klasickou rehabilitaci stejně jako kontrolní skupina. Výsledky prokázaly významné zlepšení aktivity svalů, síly a funkčního stavu kolenního kloubu. Trénink představy pohybu je tedy efektivní technikou rehabilitace u pacientů po rekonstrukci PZV a měl by být zařazen zejména v předoperační a časně pooperační fázi, kdy je omezeno aktivní provádění pohybů.

Součástí rehabilitace po rekonstrukci PZV by měl být trénink hlubokého stabilizačního systému pro zlepšení celkové stability (Manske, Prohaska, & Lucas, 2012). Shi et al. (2012) se ve své studii zabýval efektem terapie hlubokého stabilizačního systému (HSS) na funkční stav kolenního kloubu u pacientů po rekonstrukci PZV. Svaly HSS hrají důležitou roli v kontrole

trupu a poskytování báze pro pohyby končetin. Rehabilitace kolenního kloubu by se měla zaměřit na neuromuskulární reedukaci využívající plasticity centrální nervové soustavy a vedoucí ke zlepšení funkčního stavu kolene. Následující terapie HSS je potřebná pro dosažení celkové stability, zejména při chůzi.

Na používání ortézy jako externího stabilizátoru jsou názory rozporuplné. Již dříve bylo dokázáno, že ortéza může zlepšit propriocepci především při švihové fázi krokového cyklu. Salehi et al. (2016) ve své studii zkoumal vliv funkční ortézy na statickou stabilitu u pacientů po rekonstrukci PZV. Zjistil, že ortéza má významný efekt na posturální kontrolu při stoji, ale ne při stoji na 1 DK a při stoji s vyloučením zrakové kontroly. Nárůst požadavků na senzoricou motorickou aktivitu tedy není kompenzován funkční ortézou.

2.8 Následky nedostatečnosti předního zkříženého vazy

Po ruptuře předního zkříženého vazy nacházíme při vyšetření kolenního kloubu většinou hemartros a ballottement patelly. Podle Feagina (1988) se hemartros objevuje do 6–24 hodin po úrazu. Bolest a otok vrcholí většinou 2. den po úrazu. Klinické testy nemusejí být v akutním stádiu spolehlivé. Později však nacházíme pozitivní test zásuvky či Lachmanův test prokazující předozadní nestabilitu. Předozadní rotační nestabilitu můžeme ověřit pivot-shift testem. Při ruptuře předního zkříženého vazy může zevní kondyl tibie rotovat směrem dopředu a dochází k vnitřní rotace bérce. Tak vzniká fenomén giving-way, tedy podlamování a selhávání kolenního kloubu (Nýdrle, Krbec, & Chaloupka, 2001).

Při poškození PZV dochází ke změnám na dvou úrovních – mechanické a proprioceptivní. Na úrovni mechanické dojde ke zvětšení rozsahu pohybu ve femoropatelním kloubu, což vede ke zvýšení napětí měkkých struktur kolenního kloubu. Změny na proprioceptivní úrovni zhoršují kloubní stabilitu. Je narušena souhra mezi statickými a dynamickými stabilizátory kolene z důvodu ztráty aferentní signalizace vazy. Důsledky jsou opožděná reakce svalů, snížení koordinace a změněný timing zapojení svalů (Honová, 2013).

Rekonstrukce PZV zcela nenahrazuje původní vaz, nahradí mechanickou stabilitu, ale funkční deficit způsobený narušením propriocepce přetrvává. Nedochází k obnově normální kinematiky kolenního kloubu, a tak se rozvíjí patologické pohybové vzorce (Stergiou et al. in Prodromos, 2008; Hirjaková et al., 2016).

2.8.1 Propriocepce

Propriocepce má 3 komponenty – povědomí o statické poloze kloubu (statestézie), detekce pohybů a zrychlení v kloubu (kinestézie) a uzavřenou eferentní smyčku, která usměrňuje svaly během reflexní odpovědi. Hodnocení kinestézie probíhá testováním prahu zaznamenání pasivních pohybů, u statestézie se provádí Joint Position Sense (JPS) test. Nervosvalové funkce (propriocepce a svalová odpověď) se hodnotí měřením latence kontrakce hamstringů po anteriorním posunu tibie nebo stabilometrickými testy, během kterých je testován pohyb působíště vektoru reakční síly podložky při stoji na 1 DK (Dhillon, Bali a Prabhakar, 2011).

Propriocepce je zprostředkována receptory a reflexním obloukem. Přední zkřížený vaz obsahuje velké množství mechanoreceptorů, které přispívají k propriopecii kolenního kloubu. Tyto receptory detekují změny napětí, rychlost, zrychlení, směr pohybu a pozici kolenního kloubu. Jsou součástí reflexního oblouku, při kterém přímá zátěž PZV způsobuje reflexní aktivitu hamstringů, které se podílí na zajištění kloubní integrity. Tento reflex chrání koleno i přední zkřížený vaz. Následkem ruptury PZV dochází k poškození těchto drah. Ztráta informací z mechanoreceptorů narušuje nervosvalové funkce a dochází ke zpomalení reakčních časů hamstringů i m. quadriceps femoris. To je klíčovým faktorem pro vznik instability kolenního kloubu po poškození a rekonstrukci PZV. Deficit propriocepce nepříznivě ovlivňuje stupeň aktivity pacienta, stabilitu, obnovení svalové síly m. quadriceps femoris, a zvyšuje riziko úrazu (Feller & Webster in Prodromos, 2008; Angoules, 2013; Ordahan et al., 2015).

Podle Gokelera et al. (2012) po rekonstrukci PZV přetrvává somato-motorický deficit kolenního kloubu z důvodu snížené proprioceptivní zpětné vazby. Ochi et al. (1999) však ve své studii prokázal přítomnost somatosenzorických evokovaných potenciálů po elektrické stimulaci podobné u osob po rekonstrukci PZV štěpem z hamstringů a u zdravých jedinců. Bylo potvrzeno, že po rekonstrukci vazů dochází k určitému stupni reinervace štěpu, a to následně ovlivňuje funkčnost kolene. Obnovení propriocepce je tedy částečně možné regenerací mechanoreceptorů autograftu. Během rekonstrukce je proto žádoucí zachování pahýlů nervových zakončení pro dosažení lepšího funkčního výsledku. Angoules et al. (2011) se zabýval otázkou, zdali se propriocepce po rekonstrukci PZV zlepšuje, kdy k tomu dochází a jaký je rozdíl při použití štěpu z lig. patellae a štěpu z hamstringů. Zjistil, že zhruba 6 měsíců po rekonstrukci se propriocepce začíná zlepšovat. Důvodem je zřejmě regenerace

mechanoreceptorů a volných nervových zakončení. Nebyly však shledány žádné významné rozdíly mezi dvěma typy štěpů.

2.8.2 Stabilita kolenního kloubu a posturální stabilita

Přední zkřížený vaz je zodpovědný za zhruba 85 % celkové anteriorní stabilizace kolenního kloubu. Poškození PZV vede ke vzniku mechanické a funkční nestability z důvodu porušení funkce mechanoreceptorů a snížení svalového a šlachového reflexu. Pro testování funkčního stavu pacientů po rekonstrukci PZV se používají baterie testů obsahující vertikální skok, skok do dálky, drop hop (skok ze schodku) následovaný dvojskokem do dálky, square hop (skoky do čtverce v sagitální a frontální rovině) a side hop (skoky ve frontální rovině). Zhoršení propriocepce a funkčního stavu a biomechanické variace však ovlivňují také stabilitu při chůzi (Zouita et al., 2009; Leporace et al., 2013; Dagnoni et al., 2014). Podle Hirjakové et al. (2016) se posturální stabilita zhruba do 6 týdnů po rekonstrukci zhoršuje a zlepšovat se začíná až od 3. měsíce po operaci.

Chůze je nejčastěji prováděná aktivita. Bylo zjištěno, že po rekonstrukci PZV dochází ke změnám parametrů chůze (délka kroku, opěrná báze, exkurze kloubů) a změnám svalové aktivity svalů kolenního kloubu (moment síly extenzorů a flexorů). Na straně operované vazy dochází k menší pravidelnosti parametrů kroku a větší variabilitě pohybů při chůzi. Tyto změny nastávají z důvodu svalové adaptace a neurosvalového přeprogramování jako odpovědi na kloubní nestabilitu nebo bolest. U zdravého kolene pracuje přední zkřížený vaz ve spolupráci s hamstringy a vyvažuje anteriorní tah tibie způsobený m. quadriceps femoris při flexi menší než 45°. Při nedostatečnosti PZV generuje anteriorní a laterální tlak na tibií nepřiměřené dopředné pohyby. To facilituje zadní kloubní pouzdro, koncovou strukturu PZV, a tím mechanoreceptory hamstringů, které vyvolají kompenzační svalovou kontrakci k zajištění kloubní stability. Tato dysfunkce je způsobená nutností adaptace centrální nervové soustavy (CNS). CNS komunikuje přímo s muskuloskeletálním systémem vyvolávající svalovou odpověď. Mechanoreceptory periferních kloubů spolu s vestibulárním a vizuálním systémem utvářejí informace o poloze těla pro CNS. Tyto informace jsou zpracovány na 3 úrovních CNS – mícha, mozkový kmen a motorický kortex. Tyto centra programují motorické odpovědi, zajišťují kloubní stabilitu a posturální stabilitu. Z toho důvodu se CNS může adaptovat a provádět potřebné změny podle příchozích informací z periferie. Tato adaptace se nazývá neuroplasticita CNS. Tento proces poskytuje vysvětlení, jak poškozený kloub narušuje

neuromuskulární kontrolu, ovlivňuje motorické odpovědi. Výsledkem je dysfunkce poškozené končetiny (Shi et al., 2012; Leporace et al., 2013; Tellini et al., 2013).

Ve studii Zouiteho et al. (2009) byla testována posturální stabilita při stoji na 1 DK a stabilita při skocích na 1 DK u pacientů, kteří byli 2 roky po rekonstrukci PZV štěpem z lig. patellae, v porovnání s kontrolní skupinou. Testování stability probíhalo na přístroji Balance master system. Bylo zjištěno významné snížení stability při stoji na 1 DK u sledovaných probandů v porovnání s kontrolní skupinou. Při skocích na 1 DK se významné rozdíly neprokázaly. Corry et al. (1999) ve své studii nezjistil žádné významné rozdíly při hodnocení stability vazy Lachmanovým testem a při testování rozsahů pohybů u pacientů po rekonstrukci PZV štěpem z lig. patellae a u pacientů po rekonstrukci štěpem z hamstringů. Prodromos & Joyce (2008) se zabývali stabilitou různých druhů štěpů – čtyřsvazkový štěp z hamstringů (4HS), dvousvazkový štěp z hamstringů (2HS), BTB štěp a alograft. Byl prováděn Lachman test a většinou i testování přístrojem KT-1000, který poskytuje objektivní hodnocení rozsahu anteriorního posunu tibie při flexi 20–30° (Obrázek 10). 4HS štěp vykazoval významně ($p < 0.001$) vyšší stabilitu než BTB štěp. Důvodem může být výrazně větší tloušťka 4HS štěpu. 2HS štěp totiž prokázal významně ($p < 0.001$) horší stabilitu než 4HS a BTB štěp. Stabilita autograftu byla významně ($p < 0.001$) vyšší než stabilita alograftu. To může být následkem zhoršené buněčné obnovy, kdy dochází k rozdílnému průběhu procesu ligamentizace alograftu. Autoři při meta-analýze zjistili, že zhruba pouze polovina pacientů po rekonstrukci PZV dosáhne na operované končetině stejné stability jako před úrazem.



Obrázek 10. Zařízení KT-1000 (Retrieved 30. 3. 2017 from World Wide Web: <http://drrobertlaprademd.com/wp-content/uploads/2015/06/KT-1000-Testing-LaPrade.jpg>).

2.8.3 Rozsahy rotací v kolenním kloubu

Při poškození PZV dochází ke zvýšení rotačních rozsahů tibie. K úplné normalizaci nedochází ani po rekonstrukci vazů (Georgoulis et al., 2006).

Rotační pohyby kolenního kloubu po rekonstrukci PZV se mohou hodnotit pomocí analýzy chůze. Stergiou et al. (in Prodromos, 2008) hodnotil rotační pohyby tibie při chůzi u pacientů s rupturou PZV a po rekonstrukci PZV užitím BTB štěpu. U skupiny s rupturou PZV byl zjištěn významně větší rozsah rotačního pohybu tibie při počátečního švihu krokového cyklu v porovnání s osobami po rekonstrukci vazů a s kontrolní skupinou. Při porovnání pacientů po rekonstrukci a kontrolní skupiny tyto rozdíly zjištěny nebyly. Dá se tedy tvrdit, že rekonstrukce PZV může poskytnout normální rozsahy rotace tibie při chůzi. Dále ve studii probíhalo porovnání rotačních pohybů tibie při chůzi ze schodů a otáčení u pacientů po rekonstrukci PZV užitím BTB štěpu a kontrolní skupiny. Rozsah rotačních pohybů tibie se ukázal být významně větším u osob po rekonstrukci v porovnání s jejich kontralaterální DK a s kontrolní skupinou. Výsledky studie ukazují, že při zvýšených nárocích na stabilitu kolene (chůze ze schodů a otáčení) dochází i po rekonstrukci PZV k výraznějším rotacím tibie v porovnání ze zdravými probandy. Stejní autoři provedli další studii, ve které zkoumali rotační pohyby tibie při seskoku ze 40 cm vysokého schodku a následném otočení se o 90°, což vyžaduje vyšší nároky na stabilizaci kolenního kloubu než chůze ze schodů. Pacienti s rupturou i po rekonstrukci PZV měli významně větší rozsah rotací tibie v porovnání s kontrolní skupinou. Nebyl shledán signifikantní rozdíl u pacientů s rupturou a po rekonstrukci PZV. Všichni účastníci uvedených studií byli hodnoceni po 1 roce od operace. Po 2 letech bylo testování opět provedeno a neprokázaly se žádné významné rozdíly v porovnání s předchozími měřeními. Srovnání rotačních pohybů tibie u pacientů s STG a BTB štěpem, při stejném protokolu měření jako v předchozí studii, nepřineslo žádné významné rozdíly. Výsledky těchto studií ukazují, že rekonstrukce PZV je efektivní v limitaci anteriorního posunu tibie při zatížení v sagitální rovině. Dochází však k insuficienci kontroly vnitřní rotace a valgozity kolenního kloubu při zvýšení nároků na stabilizaci kolene.

2.8.4 Svalová síla

Při poranění PZV dochází ke vzniku instability kolenního kloubu a porušení nervosvalových funkcí kloubu. Ruptura vazů je následovaná svalovým oslabením, což způsobuje imbalance mezi agonistickými a antagonistickými svalovými skupinami při flexi a

extenzi kolene. Příčinou může být zhoršená aktivace motorických jednotek či inhibicí svalů. Kim et al. (2016) ve své studii prokázal snížení svalové síly hamstringů i m. quadriceps femoris po vzniku ruptury předního zkříženého vazů. Ztráta síly m. quadriceps femoris byla asi 3krát větší než úbytek síly hamstringů. I po rekonstrukci PZV může snížení svalové síly přetrvávat z důvodu narušení propriocepce vazů a z důvodu tendence pacientů chránit operovanou DK (Aragao et al., 2015).

Pro hodnocení silové vyváženosti flexorů a extenzorů kolenního kloubu se používá poměr maximální izokinetické síly hamstringů a m. quadriceps femoris (H/Q poměr). Normální H/Q poměr u zdravých osob je 0,5–0,8 (Holcomb et al., 2007). Velikost svalové síly závisí na úhlu flexe v kolenním kloubu. Bylo prokázáno, že optimální úhel pro vyvinutí maximální svalové síly je zhruba 60°. H/Q poměr je ovlivněn také úhlovou rychlostí pohybu. Je větší při maximální úhlové rychlosti (0,8 při 360°/s) v porovnání s nižší úhlovou rychlostí (0,47 při 30°/s). Čím více se poměr blíží 1, tím jsou hamstringy silnější a kolenní kloub stabilnější. (Parulyte et al., 2011; Aragao et al., 2015). Podle Dagnoniho et al. (2014) je snížení svalové síly hamstringů o 50–60 % predispozicí pro vznik poranění kolene.

Obnovení svalové síly závisí kromě jiného na typu použitého štěpu. Předpokládá se větší úbytek svalové síly extenzorů při použití BTB štěpu a větší úbytek svalové síly flexorů při rekonstrukci STG štěpem (Dauty et al., 2014). Vasconcelos et al. (2009) ve své studii prokázal významné snížení momentu síly extenzorů u pacientů po rekonstrukci PZV štěpem BTB v porovnání s pacienty po rekonstrukci štěpem STG a s kontrolní skupinou. Nicméně obě skupiny pacientů po rekonstrukci měli významně nižší moment síly extenzorů. Důvodem může být iatrogenní inhibice m. quadriceps femoris způsobená poškozením mechanoreceptorů v PZV.

2.8.5 Senzitivita

Po rekonstrukcích PZV může docházet k senzitivnímu poškození, většinou v oblasti laterálně od jizvy. Důvodem bývá poškození infrapatelární větve nervus saphenus. Infrapatelární větev nervus saphenus probíhá disto-mediálně od kloubní štěrby a proxo-mediálně od tuberositas tibiae. Infrapatelární větev se vynořuje proximálně od místa, kde nervus saphenus kříží šlachy m. gracilis, zanořuje se pod patellu a senzitivně inervuje kůži přední strany kolene, proximo-laterální části DK a část kolenního kloubu. Infrapatelární větev nervus saphenus se dále větví na superiorní a inferiorní část. Incize v blízkosti těchto větví může

nerv poškodit ve smyslu vzniku anestézie, dysestézie či tvoření neuromu. Existují významné korelace mezi poškozením senzitivity přední strany kolene a výskytem anteriorní bolesti (Hantes & Dimitroulias in Prodromos, 2008; Gali et al., 2014; Pekala et al., 2017).

Je obtížné najít absolutně bezpečnou zónu pro provedení incize. Vhodnou technikou by mohlo být šikmé vedení incize, aby se minimalizovala oblast porušené senzitivity (Mochizuki, Akita, & Muneta in Prodromos, 2008). Podle Tifford et al. (2000) je riziko poškození nervu nižší při provedení horizontálního řezu namísto řezu vertikálního. Podle Galiho et al. (2014) a Pekala et al. (2017) je větší riziko (12–84 %) poškození infrapatelární větve nervus saphenus u rekonstrukcí provedených štěpem z hamstringů z důvodu lokalizace incize v blízkosti větví nervu. Pekala et al. (2017) uvádí, že je výhodnější se při rekonstrukci vazů vyhnout vertikálně vedené incizi, u které dochází k poškození větve nervu až v 51 %. Naopak při horizontální incizi je riziko poranění nervu pouze 15 %. Délka incize by měla být maximálně 3 cm.

2.8.6 Anteriorní bolest kolenního kloubu a krepitace šlachy

Zhruba u 40–60 % pacientů po rekonstrukci PZV štěpem z lig. patellae se objevuje bolest na přední straně kolene při větší zátěži či při kleku. Možným zdrojem bolesti na anteriorní straně kolene po rekonstrukci PZV by mohlo být poškození infrapatelární větve nervus saphenus následované vznikem neuromu, zkrácení lig. patellae z důvodu fibrotizace infrapatelárního tukového polštáře, deficit flexe nebo extenze nebo bolest způsobená navrtáním tibiálního tunelu. Další příčinou anteriorní bolesti může být snížená svalová síla a rozsah pohybu, zejména neúplná extenze kolenního kloubu (Hantes & Dimitroulias in Prodromos, 2008).

S bolestí bývají spojené i krepitace lig. patellae. Deehan et al. (2000) zjistil pouze malý výskyt (8 %) krepitací šlachy u pacientů po rekonstrukci PZV štěpem BTB. Naopak McDaniel a Dameron (1980) zjistili až 45 % výskyt krepitací.

2.8.7 Poškození menisků

Zhruba 60 % pacientů s rupturou PZV má přidružené poškození jednoho či obou menisků. Je provedena sutura menisků a rekonstrukce vazů, nicméně během 4 let po operaci často dochází k nové lézi menisků. Rizikové faktory pro vznik léze jsou více než 4 mm rozdíl při pozitivním Lachmanově testu (Rochcongar et al., 2015). Robb et al. (2015) ve své studii prokázal, že vývoj instability po rekonstrukci PZV je častější při porušení menisků. Wu et al.

(2002) zkoumal vliv poškození menisků a chrupavky na funkční stav kolenního kloubu po rekonstrukci PZV. Zjistil, že pacienti s intaktními menisky a chrupavkou dosahují významně vyššího skóre v Lysholmově škále.

2.8.8 Osteoartróza

S deficitem PZV je spojen vznik degenerace, poškození menisků a eventuální rozvoj osteoartrózy kolenního kloubu. Rekonstrukce vazů nechrání kolenní kloub před degenerací struktur kolene. Předpokládá se, že důvodem je abnormální rozsah rotačních pohybů tibie při stabilizačně náročnějších aktivitách (Leporace, 2013). Podle Shiho et al. (2012) a podle Finka et al. (2001) se první známky osteoartrózy kolenního kloubu objevují již 15 měsíců po operaci PZV. Lohmander et al. (2004) zkoumal rozvoj osteoartrózy u hráčů fotbalu (věkové rozpětí 26–40 let), které podstoupily rekonstrukci PZV. Po operaci prováděly sportovní aktivity, ale nevěnovaly se již závodně fotbalu. Radiografické vyšetření probíhalo 12 let po operaci. Patelofemorální nebo tibiofemorální osteoartróza byla zjištěna u 51 % účastníků. Bylo prokázáno, že poranění předního zkříženého vazů může být predispozicí pro vznik osteoartrózy.

2.8.9 Osteoporóza

Běžný roční úbytek kostní hmoty okolo 25. roku života je 0,5–1 %. Během následujících 10 let se úbytek pohybuje mezi 2 a 4 % (Prodromos, 2008). Leppala et al. (in Prodromos, 2008) zkoumal úbytek kostní hmoty u pacientů s poškozením PZV řešeným konzervativně v porovnání s pacienty, kteří podstoupili rekonstrukční zákrok. Zjistil, že u pacientů léčených operativně docházelo k 5–8krát většímu úbytku kostní hmoty než u osob léčených konzervativně (17 % oproti 3 %). Kannus et al. (in Prodromos, 2008) zjistil kostní úbytek o 3–9 % vyšší u pacientů 10–11 let po rekonstrukci PZV v porovnání se zdravými probandy. Kostní úbytek se vždy týkal distálního femuru, patelly a proximální tibie. Důvodem větší ztráty kostní denzity může být technika BTB, při které se odeberou i kostní štěpy z femuru a tibie nebo narušení centrální části ligamentum patellae, což způsobí oslabení šlachy a zmenšení působících sil následované úbytkem kostní denzity proximální tibie a patelly (Prodromos, 2008).

2.8.10 Ovlivnění tělesného schématu

Spekuluje se o tom, že nedostatečnost PZV může ovlivnit hluboký stabilizační systém. Tecco et al. (2006) zjistil, že poranění PZV má vliv na posturální kontrolu a aktivitu svalů hlavy,

krku a trupu. Byl zjištěn významně vyšší stupeň aktivity povrchové elektromyografie u m. sternocleidomastoideus a dolního m. trapezius bilaterálně (Shi et al., 2012).

2.8.11 Ovlivnění kvality života

Konzervativní léčba ruptury PZV limituje pacienta v návratu ke sportovním aktivitám. Sportovní život pacienta je proto jedním z indikátorů pro provedení rekonstrukce PZV a návrat operovaného pacienta ke sportu je indikátorem úspěšného provedení náhrady vazů (Almeida et al., 2014). Guimaraes, Carvalho a Terra (2009) se zabývali návratností ke sportovním aktivitám u pacientů 10 let po rekonstrukci PZV. Po 10 letech si pacienti stěžovali na stálou mírnou bolest při sportu (17,6 %), otok po vyšší sportovní intenzitě (11,7 %), obtížnosti s chůzí do schodů (17,6 %) a mírné problémy při dřepu (23,5 %). Všichni pacienti měli stupeň pracovní schopnosti stejný jako před operací. Almeida et al. (2014) se zabýval návratností ke sportu u pacientů 1–7 let po rekonstrukci PZV štěpem z hamstringů. Návratnost probandů ke sportu byla 69 %. Bylo zjištěno, že pacienti mladší 30 let mají návratnost ke sportu významně vyšší.

Leao, Pampolha a Orlando (2015) hodnotili pomocí Lysholmovy škály a Knee Society Score funkční stav kolenního kloubu u pacientů, kteří podstoupili rekonstrukci PZV štěpem z lig. patellae a štěpem z hamstringů, před operací a 6 měsíců po operaci. Při porovnání obou testování a typů použitých štěpů nebyly zjištěny žádné významné rozdíly týkající se funkčního stavu kolene a kvality života.

2.9 Vliv ortézy na kolenní kloub po rekonstrukci PZV

Narušení senzorické zpětné vazby a vznik mechanické instability může způsobit narušení funkce DK a posturální kontroly. Rekonstrukce PZV může obnovit mechanickou stabilitu kolene, nicméně zlepšení somato-senzorické funkce je stále diskutabilní (Salehi et al., 2016).

Cílem ortézování kolenního kloubu je snížení bolesti a zlepšení kontroly kloubu skrze mechanickou podporu kloubu. Navíc kontakt ortézy a kůže může zvýšit aferentní stimulaci nervů okolo kolenního kloubu, poskytovat více aferentních informací pro CNS a následně zlepšit nervosvalovou kontrolu kolenního kloubu a propiocepci. Byl prokázán účinek funkčních ortéz na posturální stabilitu, vliv na dynamickou stabilitu je však limitován (Hanzlíková et al., 2016; Salehi et al., 2016; Sugimoto et al., 2016).

Chew et al. (2009) popsal 4 typy kolenní ortézy – odlehčující, profylaktickou, patellofemorální a funkční ortézou. Odlehčující ortéza funguje na principu zabránění valgozity či varozity kolenního kloubu pomocí pevného rámu, zejména u pacientů s osteoartrózou mediálního či laterálního prostoru kolenního kloubu. Profylaktická ortéza se využívá zejména při kontaktních sportech pro zabránění prudké valgotizace kolenního kloubu a předejití tak poškození mediálního kolaterálního vazy a zkřížených vazů. Patellofemorální ortéza se využívá u osob s dysfunkcí patellofemorálního kloubu a anteriorní bolestí kolene. Funguje na principu zlepšení pohyblivosti patelly, rozptýlení laterálních sil působících na koleno, zvětšení patellofemorálního kontaktu, kontroly polohy patelly, snížení zátěže extenzorové aparátu, zvýšení neurosenzorické zpětné vazby a zajištění pocitu bezpečí kolenního kloubu. Posledním typem je funkční ortéza, která poskytuje oporu pro nestabilní kolenní kloub po poranění PZV.

American Academy of Orthopaedic Surgeons Committee on Sports Medicine definovala 3 typy ortézy – profylaktická ortéza pro zdravé jedince, rehabilitační ortéza pro pooperační stavy a funkční ortéza pro kolena s poškozenými vazy (Kocher et al., 2003).

Biomechanické studie (Palm et al., 2012; Giotis et al., 2013) dokázaly, že funkční ortéza může obnovit stabilitu kolenního kloubu. Giotis et al. (2013) uvedl, že ortéza snižuje rotační instabilitu při aktivitách s vysokými nároky na stabilizaci. Palm et al. (2012) prokázal, že elastická kolenní ortéza zvyšuje posturální stabilitu u pacientů s nedostatečností PZV.

Novým typem funkční ortézy je tzv. reakční ortéza vyrobená z elastometrického materiálu do tvaru sítě. Tato ortéza může zlepšit kinematiku kolene a poskytnout částečnou ochranu kolenního kloubu po rekonstrukci PZV zlepšením propriocepce, bez omezení funkčnosti a rozsahu pohybu (Hanzlíková et al., 2016; Lowe et al., 2017). Byla použita ve studii Khadaviho et al. (2015), kde měla pozitivní efekt na snížení bolesti, zlepšení funkčního stavu a kvality života u pacientů s patellofemorální dysfunkcí. Selfe et al. (2011) prokázal, že tejpování a funkční ortézování může zlepšit motorickou kontrolu ve frontální a transversální rovině u pacientů s patellofemorální bolestí. Důvodem může být ovlivnění somatosenzorického vstupu z kolenního kloubu. Hanzlíková et al. (2016) zkoumala pomocí systému Qualisis vliv reakční ortézy na stabilitu kolenního kloubu během Slow Step Down, Single Leg Drop Hop a Pivot Turn Jump u zdravých jedinců. Ortéza neměla žádný efekt na pohyb v sagitální rovině. V rovině frontální a transversální byly při použití ortézy zjištěny významné rozdíly. Ve frontální došlo ke snížení úhlů varozity a valgozity kolenního kloubu o 30 % původního rozsahu. V rovině transversální byly při použití ortézy sníženy rozsahy rotací tibie o 21 %. Ortéza neměla

významný vliv na úhlovou rychlost pohybů v sagitální a frontální rovině. Byly však sníženy úhlové rychlosti rotačních pohybů tibie. Giotis et al. (2016) zkoumal efekt kolenní ortézy na rotační pohyby kolene u pacientů 2 roky po rekonstrukci PZV štěpem z hamstringů. Zjistil, že ortéza snížila rozsahy rotací v kolenním kloubu při otáčení, nebyly však dosaženy hodnoty jako u zdravého kolenního kloubu. Funkční ortéza snížila rozsah rotací zhruba o 50 % více v porovnání s elastickým rukávem.

3 CÍLE, VĚDECKÉ OTÁZKY A HYPOTÉZY

3.1 Cíle

Hlavní cíl práce

Hlavním cílem diplomové práce je určení vztahu mezi efektem proprioceptivní ortézy při stabilizačně náročných pohybech kolenního kloubu a výsledky klinického vyšetření.

Dílčí cíle práce

1. Určit vztah mezi klinickými údaji pacienta včetně klinických testů kolenního kloubu a efektem proprioceptivní ortézy při testu Slow Step Down.
2. Určit vztah mezi klinickými údaji pacienta včetně klinických testů kolenního kloubu a efektem proprioceptivní ortézy při testu Single Leg Drop Hop.
3. Určit vztah mezi klinickými údaji pacienta včetně klinických testů kolenního kloubu a efektem proprioceptivní ortézy při testu Pivot Turn Jump.

3.2 Vědecké otázky a hypotézy

Vědecká otázka č. 1

Jaký je vliv proprioceptivní ortézy na kinematické parametry kolenního kloubu ve vztahu k vybraným klinickým údajům (věk, výška, hmotnost, typ štěpu, současné poškození menisku) probandů?

Hypotézy k vědecké otázce č. 1

Hypotéza H₀₁

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down a vybranými klinickými údaji probandů neexistuje významná závislost.

Hypotéza H₀₂

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop a vybranými klinickými údaji probandů neexistuje významná závislost.

Hypotéza H₀₃

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump a vybranými klinickými údaji probandů neexistuje významná závislost.

Vědecká otázka č. 2

Jaký je vliv proprioceptivní ortézy na kinematické parametry kolenního kloubu ve vztahu k výsledkům klinických testů (hypermobilita, rozdíl 2 vah, somatognozie, svalová síla flexorů a extenzorů kolene, H/Q poměr, zkrácení flexorů a extenzorů kolene, Lachmanův test, joint position sense test) probandů?

Hypotézy k vědecké otázce č. 2

Hypotéza H₀₄

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down a výsledky klinických testů neexistuje významná závislost.

Hypotéza H₀₅

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop a výsledky klinických testů neexistuje významná závislost.

Hypotéza H₀₆

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump a výsledky klinických testů neexistuje významná závislost.

Vědecká otázka č. 3

Jaký je vliv proprioceptivní ortézy na kinematické parametry kolenního kloubu ve vztahu k subjektivnímu hodnocení prováděného testování a stavu kolenního kloubu (subjektivní hodnocení prováděného testování a spokojenost se stavem kolene) probandem?

Hypotézy k vědecké otázce č. 3

Hypotéza H₀₇

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down a subjektivním hodnocením prováděného testu a spokojeností se stavem kolenního kloubu neexistuje významná závislost.

Hypotéza H₀₈

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop a subjektivním hodnocením prováděného testu a spokojeností se stavem kolenního kloubu neexistuje významná závislost.

Hypotéza H₀₉

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump a subjektivním hodnocením prováděného testu a spokojeností se stavem kolenního kloubu neexistuje významná závislost.

4 METODA VÝZKUMU

4.1 Charakteristika testovaného souboru

Testovaný soubor byl tvořen 15 probandy, 5 ženami a 10 muži (věk $33,2 \pm 6,9$ let, hmotnost $78,8 \pm 13,6$ kg, výška $177 \pm 10,2$ cm), kteří byli 2–10 let po rekonstrukci předního zkříženého vazů. 7 probandů mělo provedenou rekonstrukci na levém koleni, 8 probandů na koleni pravém. Ruptura byla u všech účastníků způsobena nepřímým mechanismem. 6 účastníků mělo přidružené poranění jednoho či obou menisků, ošetřené zároveň s PZV, a 3 účastníci měli přidružené poranění chrupavky. Vylučovacími kritérii bylo poranění jiných vazů kolenního kloubu, vážný úraz či jiná operace na dolních končetinách, neurogenní onemocnění a těhotenství.

Všichni účastníci studie byli seznámeni s postupem měření a cílem výzkumu a podepsali informovaný souhlas (Příloha 1). Etická komise Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého schválila studii.

4.2 Technika snímání

Měření bylo prováděno v laboratoři chůze nacházející se v prostorách budovy Ortopedické kliniky Fakultní nemocnice Olomouc.

Kinematické parametry prováděných pohybů byly získány pomocí systému Vicon MX (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, Velká Británie). Systém Vicon MX umožňuje záznam pohybu pomocí 8 infračervených kamer (typ T10, frekvence snímání 120 Hz, rozlišení 1000 x 1000 pixelů). Systém funguje na principu odrazu infračerveného světla kamer od reflexních markerů umístěných na definovaných bodech těla. Kamery byly umístěny v prostoru kolem chůzového chodníku a 2 silových plošin Kistler 9286AA (Kistler Instrumente AG, Winterhur, Švýcarsko), pomocí kterých byl zaznamenáván vektor reakční síly podložky.

Před samotným měřením jsem provedla kalibraci prostoru pomocí kalibrační hůlky (dynamická kalibrace) a kalibračního rámu (statická kalibrace).

4.3 Průběh měření

4.3.1 Odběr anamnézy

Všem účastníkům byla před samotným měřením odebrána anamnéza a provedena klinická vyšetření. Anamnéza byla zaměřena na předešlé úrazy či operace, onemocnění, užívání farmak, vznik ruptury PZV či přidružených poranění, použitý štěp při rekonstrukci PZV, pooperační komplikace, a nakonec probandi hodnotili spokojenost se stavem operovaného kolenního kloubu po rehabilitaci.

4.3.2 Klinická vyšetření

Z klinických vyšetření bylo provedeno testování laterality dolních končetin pomocí testu kopnutí, hodnocení Tegner Activity Scale (Příloha 2) před úrazem a po úraze, hodnocení hypermobility dle Beightona a Horana (Příloha 3), vyšetření izolovaných pohybů prstců na operované DK, hodnocení somatognózie, vyšetření povrchového čítí v oblasti kolenního kloubu (Příloha 4), hodnocení momentu síly m. quadriceps femoris a hamstringů pomocí dynamometru a vyšetření svalového zkrácení m. quadriceps femoris a hamstringů.

Anamnéza byla odebrána jinou osobou než tou, která prováděla klinická vyšetření, aby se zamezilo zkreslení výsledků vyšetření. Jednalo se tedy o jednoduše zaslepenou studii.

4.3.3 Příprava technické části měření

Na každého účastníka bylo nalepeno 22 reflexních markerů ve tvaru koule o průměru 14 mm (Obrázek 11). 2 markery byly umístěny na spina iliaca posterior superior, 2 markery na spina iliaca anterior superior, 2 markery na trochantery femuru, 4 markery na laterální stranu stehna, 2 markery na epikondyly femuru, 4 markery na laterální stranu lýtky, 2 markery na malleolus medialis a lateralis a 4 markery na nohu (laterální strana I. metatarsofalangeálního skloubení, laterální strana V. metatarsofalangeálního skloubení, oblast báze II. a III. metatarsu pro vytvoření rovnostranného trojúhelníku s dvěma předchozími markery a tuber calcanei) operované DK.



Obrázek 11. Reflexivní markery nalepené na těle pacienta.

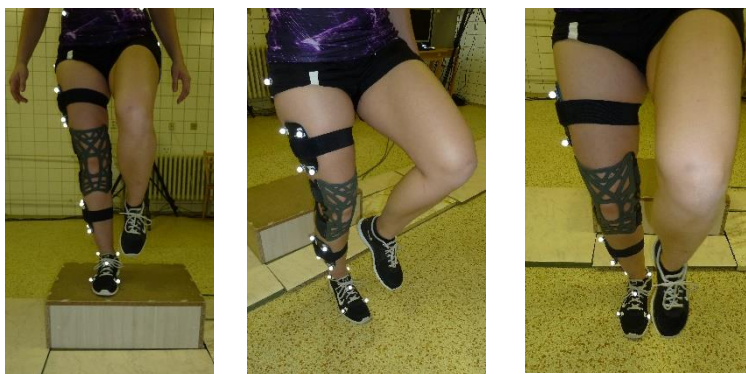
4.3.4 Průběh vlastního testování

Měření bylo zahájeno 10 vteřinovým stojem probanda, pro nasnímání statické polohy markerů. Poté byl účastník vyzván ke stoju na obou dolních končetinách při rovnoměrném rozložení hmotnosti, každou nohou na jedné silové plošině.

Každý proband podstoupil 5 opakování následujících testů: Slow Step Down, Single Leg Drop Hop, Pivot Turn Jump a JPS test. Každý test prováděl s užitím proprioceptivní ortézy i bez použití ortézy. Byla provedena randomizace pořadí testů s proprioceptivní ortézou a bez ortézy i randomizace pořadí jednotlivých testů. Pro Slow Step Down a Single Leg Drop Hop byl použit 20 cm vysoký schůdek. Při testu Slow Step Down (Obrázek 12) byli účastníci požádáni o co nejpomalejší krok dolů ze schůdku, s dopadem na patu neoperované DK. Při testu Single Leg Drop Hop (Obrázek 13) byli požádáni o stoj na operované DK, seskok dolů a dopad opět na operovanou DK. Při testu Pivot Turn Jump (Obrázek 14) byli probandi instruováni ke skoku vpřed (cca 60 cm) s dopadem na operovanou DK a k okamžitému otočení a skoku zpět na neoperovanou DK. Otočení bylo provedeno přes rotaci dovnitř.



Obrázek 12. Slow Step Down.



Obrázek 13. Single Leg Drop Hop.



Obrázek 14. Pivot Turn Jump.

Na konci měření byl každý účastník dotázán na subjektivní hodnocení provedení testů bez ortézy (výrazné problémy – 1, mírné problémy – 2, bez problémů – 3) a na subjektivní pocit stability s ortézou při provádění testů (výrazně horší – 1, mírně horší – 2, stejné – 3, mírně lepší – 4, mnohem lepší – 5). Odpovědi byly zaznamenány.

Posledním měřením byl test JPS (Obrázek 15), kdy byli účastníci v pozici vleže na břiše. Kolenní kloub jim byl s použitím goniometru nastaven do 20° flexe. Probandi byli vyzváni k zapamatování si této polohy. Flektovali koleno do 90° flexe a poté se snažili vrátit koleno do předchozí polohy.



Obrázek 15. JPS test.

4.3.5 Zpracování dat

Pro zpracování dat byl použit software Vicon Nexus verze 1.7.1 (Vicon Motion Systems, OxfordMetricsGroup, Velká Británie), ve kterém probíhá nastavení veškerých

parametrů od synchronizace kamer, přes záznam pohybu až po export dat. Pro biomechanickou analýzu kinematických a kinetických dat a následné výpočty byl použit software Visual3D (C-Motion Inc., USA). Kinematická data byla filtrována pomocí Butterworthova filtru 4. řádu s mezními frekvencí 15 a 25 Hz. Při zkoušce Slow Step Down byla zpracována data od okamžiku, kdy se měřený kolenní kloub začal flektovat do kontaktu paty protilehlé končetiny, tedy kdy se zobrazila síla na druhé silové plošině. Při zkoušce Single Leg Drop Hop byla data zpracována od prvního kontaktu měřené končetiny s podložkou do maximální flexe měřeného kolenního kloubu. Během zkoušky Pivot Turn Jump byla data zpracována mezi dotykem a odlepením operované DK od podložky.

4.3.6 Statistické zpracování dat

Ze systému Vicon MX jsme získali kinematická data kolenního kloubu při použití ortézy a bez její aplikace. Vypočítali jsme rozdíl těchto dat pro jednotlivé probandy a testy (Příloha 5) a ten pak porovnávali s klinickými údaji účastníků.

Nejdříve jsme vypočítali pro všechny parametry základní statistické veličiny. V případě parametrů, které nabývají hodnot 0 nebo 1, jsme počítali absolutní a relativní četnost výskytu příslušné hodnoty parametru, podobně i u parametrů s možností více odpovědí. Pro ostatní hodnoty jsme počítali základní popisné charakteristiky (medián, průměr, minimum, maximum, ...). Pro ověření závislosti mezi dvěma parametry jsme použili korelační koeficient.

Porovnání mezi více skupinami se omezilo na porovnání mezi dvěma skupinami s nejvyšší četností. Proto jsme použili Mann-Whitneyův test pro porovnání dvou nezávislých výběrů nespojitých dat (druh štěpu, současné poškození menisku, Lachmanův test a vibrační cití). Tímto testem jsme ověřovali, zda existuje rozdíl ve střední hodnotě v dosažené změně příslušné sledované veličiny (minimum, maximum, ...) mezi skupinami.

5 VÝSLEDKY

5.1 Ověření hypotéz k vědecké otázce č. 1

Hypotéza H_{01}

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down a vybranými klinickými údaji probandů neexistuje významná závislost.

Při určení závislosti mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down jsme neprokázali významné závislosti mezi efektem ortézy a věkem, výškou, hmotností, druhem použitého štěpu ani současným poškozením menisků kolenního kloubu probanda.

Hypotézu H_{01} nelze zamítnout.

Hypotéza H_{02}

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop a vybranými klinickými údaji probandů neexistuje významná závislost.

Při určení závislosti mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop jsme neprokázali významné vztahy mezi efektem ortézy a věkem, výškou, hmotností, druhem použitého štěpu ani současným poškozením menisků kolenního kloubu probanda.

Hypotézu H_{02} nelze zamítnout.

Hypotéza H_{03}

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump a vybranými klinickými údaji probandů neexistuje významná závislost.

Při určení závislosti mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump jsme našli významnou negativní závislost ($p=0,035$) mezi věkem měřených osob a rozsahem abdukčních a addukčních pohybů v kolenním kloubu (Tabulka 2).

Tabulka 2. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických údajů při testu Pivot Turn Jump

Proměnná		sagitální			frontální			transverzální		
		min	max	rozsah	min	max	rozsah	min	max	rozsah
Věk	úhel	0,115	-0,289	-0,358	0,261	-0,340	-0,546	-0,093	0,199	0,195
	UR	0,447	-0,087	-0,270	0,211	-0,060	-0,126	0,181	0,028	-0,092
Hmotnost	úhel	0,063	-0,065	-0,124	-0,114	0,139	0,229	0,103	0,047	,1954
	UR	0,025	-0,414	-0,286	-0,073	0,093	0,097	0,039	0,241	-,0924
Výška	úhel	-0,213	0,160	0,373	0,267	-0,017	-0,224	-0,160	-0,074	0,131
	UR	0,157	-0,223	-0,072	0,018	-0,260	-0,186	0,357	0,003	-0,208

Legenda: UR – úhlová rychlost, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl mezi minimem a maximem.

Hypotézu H_{03} zamítáme pro rozsah pohybu v kolenním kloubu v sagitální rovině.

5.2 Ověření hypotéz k vědecké otázce č. 2

Při porovnání kinematických parametrů kolenního kloubu a výsledků Lachmanova testu nebyly zjištěny žádné významné závislosti ani při jednom ze 3 testů.

Hypotéza H_{04}

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down a výsledky klinických testů neexistuje významná závislost.

Při určení závislosti mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down a výsledky klinických testů jsme našli významnou pozitivní korelaci ($p=0,016$) mezi stupněm hypermobility měřených osob a maximálním rozsahem pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině. To platí také pro korelaci mezi stupněm hypermobility měřených osob a celkovým rozsahem pohybů v sagitální rovině ($p=0,022$), pro korelaci mezi H/Q

poměrem u měřených osob a celkovým rozsahem úhlových rychlostí pohybů v sagitální rovině ($p=0,035$) a pro korelaci mezi schopností somatognozie měřených osob a celkovým rozsahem pohybů v transverzální rovině ($p=0,038$) (Tabulka 3).

Dále jsme našli významné negativní korelace mezi schopností somatognozie měřených osob a minimálním rozsahem pohybů v transverzální rovině ($p=0,005$), mezi protažitelností m. quadriceps femoris a maximálním rozsahem pohybů v transverzální rovině ($p=0,030$) a mezi protažitelností hamstringů a minimálním rozsahem pohybů v transverzální rovině ($p=0,049$) (Tabulka 3).

Tabulka 3. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických testů při testu Slow Step Down

Proměnná		sagitální			frontální			transverzální		
		min	max	rozsah	min	max	rozsah	min	max	rozsah
Hypermobilita	úhel	-0,260	0,651	0,626	-0,175	-0,137	0,003	0,074	0,477	0,353
	UR	0,474	0,130	-0,280	0,133	-0,075	-0,109	0,286	-0,287	-0,358
Stoj na 2 vahách	úhel	0,240	-0,145	-0,282	-0,005	-0,152	-0,184	-0,067	-0,153	-0,083
	UR	-0,117	-0,228	-0,036	-0,412	0,267	0,362	-0,316	0,088	0,304
Somatognozie	úhel	0,062	-0,520	-0,387	0,308	-0,166	-0,512	-0,723	0,087	0,578
	UR	-0,394	-0,343	0,106	-0,035	0,214	0,168	-0,255	0,487	0,411
MS m. OF	úhel	0,075	-0,052	-0,093	0,088	-0,114	-0,230	0,029	-0,226	-0,213
	UR	0,001	-0,192	-0,104	0,483	-0,027	-0,219	-0,076	-0,054	0,043
MS hamstringy	úhel	-0,122	-0,196	-0,032	0,145	-0,160	-0,344	0,139	0,009	-0,089
	UR	-0,332	0,077	0,287	0,348	-0,068	-0,019	-0,115	-0,112	0,053
H/Q poměr	úhel	-0,265	-0,143	0,113	0,006	-0,168	-0,216	0,220	0,337	0,133
	UR	-0,472	0,440	0,586	-0,120	-0,101	-0,022	-0,039	-0,170	-0,033
Zkrácení m. QF	úhel	0,351	-0,106	-0,343	-0,052	-0,054	-0,015	-0,249	-0,600	-0,336
	UR	0,307	-0,472	-0,481	0,084	-0,250	-0,213	0,205	-0,001	-0,175
Zkrácení hamstringů	úhel	0,280	-0,135	-0,306	-0,429	-0,402	-0,076	-0,554	-0,329	0,106
	UR	0,141	-0,249	-0,239	-0,298	-0,136	0,025	0,156	0,454	0,046
JPS test	úhel	0,397	0,318	-0,103	-0,382	-0,140	0,203	0,128	0,085	-0,017
	UR	-0,147	0,050	0,135	-0,186	-0,187	-0,056	-0,031	-0,165	-0,039

Legenda: UR – úhlová rychlost, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl mezi minimem a maximem, stoj na 2 vahách – rozdíl stoji na dvou vahách, MS m. QF – moment síly m. quadriceps femoris, MS hamstringy – moment síly hamstringů, H/Q poměr – poměr izometrické svalové síly m. quadriceps femoris a hamstringů, JPS test – joint position sense test.

Hypotézu H_{04} zamítáme pro výše uvedené parametry.

Hypotéza H₀₅

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop a výsledky klinických testů neexistuje významná závislost.

Při určení vztahu mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop a výsledky klinických testů jsme zjistili významné pozitivní korelace ($p=0,012$) mezi H/Q poměrem a maximálním rozsahem pohybů v transversální rovině (Tabulka 4).

Dále jsme prokázali významnou negativní korelaci mezi schopností somatognozie měřených osob a maximální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu v transversální rovině ($p=0,005$). To platí také pro závislost mezi schopností somatognozie měřených osob a rozpětím úhlové rychlosti pohybů kolenního kloubu v transversální rovině ($p=0,021$), mezi rozdílem stoje na dvou vahách a minimální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině a mezi H/Q poměrem a minimální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině ($p=0,017$) (Tabulka 4).

Tabulka 4. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických testů při testu Single Leg Drop Hop

Proměnná		sagitální			frontální			transverzální		
		min	max	rozsah	min	max	rozsah	min	max	rozsah
Hypermobilita	úhel	0,513	-0,083	-0,511	-0,386	-0,377	0,120	0,476	-0,079	-0,388
	UR	-0,176	-0,017	0,080	-0,224	-0,279	-0,100	-0,124	0,114	0,126
Stoj na 2 vahách	úhel	-0,206	-0,405	-0,178	0,344	-0,204	-0,508	0,358	0,436	0,157
	UR	-0,555	0,069	0,349	0,014	0,063	0,049	-0,212	-0,006	0,121
Somatognozie	úhel	-0,180	0,013	0,165	-0,100	-0,389	-0,184	-0,006	-0,428	-0,384
	UR	-0,278	-0,296	-0,081	0,011	-0,146	-0,146	0,495	-0,731	-0,628
MS m. OF	úhel	0,022	0,072	0,043	0,197	0,158	-0,086	0,096	-0,191	-0,238
	UR	-0,078	0,061	0,089	-0,111	-0,186	-0,094	-0,060	0,155	0,107
MS hamstringy	úhel	0,044	0,258	0,187	0,118	0,106	-0,043	0,206	0,187	0,032
	UR	-0,414	0,100	0,298	-0,137	0,048	0,146	-0,289	0,157	0,243
H/Q poměr	úhel	0,051	0,258	0,181	-0,117	-0,116	0,035	0,235	0,669	0,451
	UR	-0,646	0,127	0,442	-0,096	0,397	0,445	-0,459	0,056	0,296
Zkrácení m. QF	úhel	0,001	-0,368	-0,323	-0,449	-0,168	0,341	-0,374	-0,182	0,083
	UR	0,553	0,137	-0,188	0,183	-0,132	-0,259	0,062	0,178	0,045
Zkrácení hamstringů	úhel	0,072	-0,534	-0,529	-0,002	-0,394	-0,290	0,013	-0,080	-0,081
	UR	0,257	-0,489	-0,517	-0,143	-0,438	-0,309	0,047	0,125	0,030
JPS test	úhel	-0,410	-0,361	0,034	0,173	-0,239	-0,357	-0,128	0,312	0,368
	UR	-0,144	0,095	0,151	0,448	0,374	0,025	0,131	-0,242	-0,188

Legenda: UR – úhlová rychlost, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl mezi minimem a maximem, stoj na 2 vahách – rozdíl stoje na dvou vahách, MS m. QF – moment síly m. quadriceps femoris, MS hamstringy – moment síly hamstringů, H/Q poměr – poměr izometrické svalové síly m. quadriceps femoris a hamstringů, JPS test – joint position sense test.

Hypotézu H_{05} zamítáme pro výše uvedené parametry.

Hypotéza H_{06}

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump a výsledky klinických testů neexistuje významná závislost.

Při určení vztahu mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump jsme našli významnou negativní závislost ($p=0,032$) mezi rozdílem stoje na dvou vahách a minimálním rozsahem pohybů v transverzální rovině, významnou pozitivní závislost ($p=0,019$) mezi rozdílem stoje na dvou vahách a celkovým rozsahem pohybů v transverzální rovině, významnou pozitivní korelaci ($p=0,013$) mezi momentem síly m. quadriceps femoris a celkovým rozsahem pohybů v sagitální rovině. Existuje také významný negativní vztah ($p=0,028$) mezi momentem síly m. quadriceps femoris měřených osob a minimální úhlovou rychlostí pohybů v sagitální rovině a významná negativní korelace ($p=0,034$) mezi protažitelností hamstringů měřených osob a minimálním rozsahem pohybů ve frontální rovině (Tabulka 5).

Mezi H/Q poměrem a kinematickými parametry jsme objevili několik významných závislostí. Zjistili jsme významný pozitivní vztah ($p=0,022$) mezi H/Q poměrem měřených osob a minimální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině, významnou pozitivní korelaci ($p=0,001$) mezi H/Q poměrem měřených osob a minimální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu ve frontální rovině a významnou pozitivní závislost ($p=0,007$) mezi H/Q poměrem měřených osob a minimální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu v transverzální rovině. Mezi H/Q poměrem měřených osob a maximální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu ve frontální rovině jsme našli významnou negativní korelaci ($p=0,008$). To platí také pro H/Q poměr a maximální úhlovou rychlost pohybů kolenního

kloubu v transverzální rovině ($p=0,025$), pro H/Q poměr a rozsah úhlové rychlosti pohybů kolenního kloubu ve frontální rovině ($p=0,001$) i pro H/Q poměr měřených osob a rozpětí úhlové rychlosti pohybů kolenního kloubu v transverzální rovině ($p=0,006$) (Tabulka 5).

Tabulka 5. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických testů při testu Pivot Turn Jump

Proměnná		sagitální			frontální			transverzální		
		min	max	rozsah	min	max	rozsah	min	max	rozsah
Hypermobilita	úhel	0,089	-0,346	-0,372	-0,504	-0,071	0,320	0,250	0,262	-,0134
	UR	0,155	-0,008	-0,079	0,100	0,240	0,124	-0,157	-0,087	0,049
Stoj na 2 vahách	úhel	0,268	0,081	-0,262	0,328	0,076	-0,181	-0,572	0,048	0,616
	UR	0,239	-0,118	-0,190	0,354	-0,375	-0,399	0,431	-0,225	-0,364
Somatognozie	úhel	-0,226	0,151	0,381	0,007	-0,240	-0,248	0,232	0,303	-0,096
	UR	-0,285	-0,095	0,072	0,005	0,170	0,114	-0,201	0,075	0,155
MS m. OF	úhel	-0,388	0,221	0,625	0,035	-0,228	-0,258	0,218	-0,237	-0,345
	UR	-0,565	-0,008	0,264	-0,170	0,052	0,105	-0,013	0,146	0,080
MS hamstringy	úhel	-0,109	0,423	0,455	0,337	-0,106	-0,370	-0,045	-0,272	-0,085
	UR	-0,188	-0,131	0,002	0,217	-0,298	-0,292	0,325	-0,126	-0,253
H/Q poměr	úhel	0,450	0,450	-0,177	0,460	0,136	-0,220	-0,429	-0,126	0,389
	UR	0,586	-0,213	-0,420	0,747	-0,654	-0,751	0,666	-0,575	-0,674
Zkrácení m. QF	úhel	-0,377	-0,002	0,440	-0,424	0,144	0,475	0,089	0,123	-0,034
	UR	-0,426	0,279	0,388	-0,286	0,216	0,264	-0,247	-0,015	0,137
Zkrácení hamstringů	úhel	-0,159	-0,091	0,116	-0,549	-0,262	0,161	0,235	0,300	-0,100
	UR	-0,247	-0,087	0,059	0,010	0,025	0,013	-0,085	-0,076	0,012
JPS test	úhel	0,327	0,152	-0,264	0,145	0,331	0,221	0,068	0,207	0,028
	UR	0,473	0,024	-0,209	0,510	-0,024	-0,222	0,301	-0,210	-0,280

Legenda: UR – úhlová rychlost, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl mezi minimem a maximem, stoj na 2 vahách – rozdíl stoji na dvou vahách, MS m. QF – moment síly m. quadriceps femoris, MS hamstringy – moment síly hamstringů, H/Q poměr – poměr izometrické svalové síly m. quadriceps femoris a hamstringů, JPS test – joint position sense test.

Hypotézu H_{06} zamítáme pro výše uvedené parametry.

5.3 Ověření hypotéz k vědecké otázce č. 3

Hypotéza H₀₇

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down a subjektivním hodnocení prováděného testu a spokojeností se stavem kolenního kloubu neexistuje významná závislost.

Při určení závislosti mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Slow Step Down jsme našli významnou negativní korelaci ($p=0,002$) mezi subjektivním hodnocením provedení Slow Step Down bez ortézy a maximálním rozsahem pohybů v transverzální rovině (Tabulka 6).

Dále jsme prokázali významnou pozitivní závislost ($p=0,026$) mezi subjektivním hodnocením provedení Slow Step Down s ortézou a minimálním rozsahem pohybů ve frontální rovině a významnou negativní závislost ($p=0,033$) mezi subjektivním hodnocením provedení Slow Step Down s ortézou a maximálním rozsahem pohybů v sagitální rovině. Mezi Tegner skóre měřených osob před úrazem a maximálním rozsahem pohybů ve frontální rovině jsme našli významný negativní vztah ($p=0,013$). To platí také pro Tegner skóre měřených osob před úrazem a maximální úhlovou rychlostí pohybů ve frontální rovině ($p=0,050$). Významná pozitivní korelace ($p=0,013$) existuje mezi Tegner skóre měřených osob před úrazem a minimální úhlovou rychlostí pohybů v transverzální rovině (Tabulka 6).

Tabulka 6. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a subjektivního hodnocení při testu Slow Step Down

Proměnná		sagitální			frontální			transverzální		
		min	max	rozsah	min	max	rozsah	min	max	rozsah
Spokojenost se stavem kolenního kloubu	úhel	0,007	0,224	0,140	0,128	0,140	0,047	0,547	0,261	-0,159
	UR	0,029	0,146	0,056	-0,080	0,195	0,173	-0,048	-0,222	-0,046
Tegner skóre před úrazem	úhel	0,068	-0,086	-0,109	-0,218	-0,667	-0,616	-0,098	-0,053	0,023
	UR	0,047	0,013	-0,028	0,214	-0,553	-0,485	0,668	0,135	-0,516
Tegner skóre nyní	úhel	0,155	-0,060	-0,160	0,166	-0,092	-0,280	0,317	-0,012	-0,232
	UR	-0,230	-0,035	0,150	0,480	-0,316	-0,424	0,208	-0,140	-0,233
Subjektivní hodnocení (bez ortézy)	úhel	0,278	-0,177	-0,332	-0,302	0,029	0,337	-0,121	-0,768	-0,568
	UR	0,161	-0,058	-0,150	-0,091	0,164	0,155	-0,279	0,123	0,287
Subjektivní hodnocení (s ortézou)	úhel	-0,307	-0,591	-0,144	0,612	0,281	-0,256	-0,319	-0,014	0,210
	UR	-0,280	-0,172	0,114	0,260	0,013	-0,097	-0,081	0,038	0,084

Legenda: UR – úhlová rychlost, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl mezi minimem a maximem.

Hypotézu H₀₇ zamítáme pro výše uvedené parametry.

Hypotéza H₀₈

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Single Leg Drop Hop a subjektivním hodnocení prováděného testu a spokojeností se stavem kolenního kloubu neexistuje významná závislost.

Prokázali jsme významnou pozitivní korelaci ($p=0,024$) mezi spokojeností se stavem kolenního kloubu měřených osob a minimálním rozsahem pohybů kolenního kloubu ve frontální rovině (Tabulka 7).

Dále jsme našli významnou negativní závislost ($p=0,044$) mezi Tegner skóre před úrazem měřených osob a minimální úhlovou rychlostí pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině. Existuje také významná pozitivní korelace ($p=0,032$) mezi subjektivním hodnocení provedení testu Single Leg Drop Hop bez ortézy a minimálním rozsahem pohybů ve frontální rovině (Tabulka 7).

Tabulka 7. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a subjektivního hodnocení při Single Leg Drop Hop

Proměnná		sagitální			frontální			transverzální		
		min	max	rozsah	min	max	rozsah	min	max	rozsah
Spokojenost se stavem kolenního kloubu	úhel	0,018	0,082	0,056	0,618	0,379	-0,359	0,370	0,254	-0,015
	UR	-0,351	0,114	0,275	-0,043	0,166	0,188	-0,090	-0,096	0,009
Tegner skóre před úrazem	úhel	0,454	-0,030	-0,415	-0,011	-0,093	-0,057	0,373	0,249	-0,022
	UR	-0,565	-0,303	0,065	-0,401	-0,009	0,284	-0,370	0,033	0,233
Tegner skóre nyní	úhel	-0,033	0,256	0,252	0,315	0,384	-0,041	-0,051	-0,053	-0,014
	UR	-0,094	0,040	0,082	0,139	0,203	0,090	0,089	-0,176	-0,133
Subjektivní hodnocení (bez ortézy)	úhel	0,066	-0,125	-0,166	0,594	0,538	-0,217	0,021	0,042	0,024
	UR	0,159	-0,044	-0,119	-0,200	-0,258	-0,097	-0,225	0,365	0,301
Subjektivní hodnocení (s ortézou)	úhel	-0,320	-0,028	0,248	0,283	0,123	-0,201	-0,203	0,117	0,241
	UR	-0,280	0,187	0,295	-0,390	0,262	0,533	-0,248	0,086	0,185

Legenda: UR – úhlová rychlost, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl mezi minimem a maximem.

Hypotézu H₀₈ zamítáme pro výše uvedené parametry.

Hypotéza H₀₉

Mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump a subjektivním hodnocení prováděného testu a spokojeností se stavem kolenního kloubu neexistuje významná závislost.

Při určení vztahu mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump a subjektivním hodnocením kolenního kloubu probandy jsme zjistili významný pozitivní vztah ($p=0,048$) mezi spokojeností se stavem kolenního kloubu měřených osob a minimálním rozsahem pohybů v sagitální rovině. Mezi Tegner skóre měřených osob před úrazem mezi a rozsahem úhlové rychlosti pohybů v sagitální rovině jsme objevili významnou negativní korelaci ($p=0,045$) (Tabulka 8).

Tabulka 8. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a subjektivního hodnocení Pivot Turn Jump

Proměnná		sagitální			frontální			transverzální		
		min	max	rozsah	min	max	rozsah	min	max	rozsah
Spokojenost se stavem kolenního kloubu	úhel	0,517	0,433	-0,269	0,283	0,101	-0,117	-0,298	-0,373	0,131
	UR	0,213	-0,219	-0,247	0,245	-0,261	-0,278	0,225	-0,251	-0,255
Tegner skóre před úrazem	úhel	-0,010	-0,089	-0,056	0,180	-0,174	-0,315	0,009	0,128	0,052
	UR	0,389	-0,512	-0,524	0,052	-0,145	-0,121	0,341	-0,266	-0,330
Tegner skóre nyní	úhel	-0,155	0,104	0,263	0,450	0,026	-0,323	-0,064	-0,334	-0,094
	UR	0,130	-0,337	-0,285	-0,287	0,059	0,156	0,148	0,165	-0,005
Subjektivní hodnocení (bez ortézy)	úhel	0,208	0,417	0,079	0,036	-0,186	-0,216	-0,016	-0,232	-0,095
	UR	-0,344	-0,118	0,086	0,184	-0,297	-0,279	0,077	-0,230	-0,159
Subjektivní hodnocení (s ortézou)	úhel	-0,284	-0,066	0,281	-0,257	-0,149	0,048	-0,205	0,038	0,234
	UR	0,032	-0,323	-0,229	-0,083	-0,110	-0,042	0,340	-0,349	-0,372

Legenda: UR – úhlová rychlost, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl mezi minimem a maximem.

Hypotézu H₀₉ zamítáme pro výše uvedené parametry.

6 DISKUZE

Ruptura PZV je jedním z nejčastějších poranění kolenního kloubu. Většina pacientů s poškozením vazů je schopna chůze, běhu či chůze po schodech. Z důvodu mnoha možných následků ruptury vazů je většinou indikována jeho rekonstrukce. Cílem náhrady PZV je obnovení normální kinematiky kolenního kloubu a integrity vazů. I po operaci a zahojení štěpu však přetrvávají funkční deficity kolenního kloubu způsobené narušením propriocepce. Roberts et al. (2004) analyzoval propriocepci ve vztahu ke stupni laxicity kolenního kloubu, poškození menisků a kolaterálních vazů, poškození chrupavky a k subjektivní funkčnosti kolenního kloubu u pacientů po rekonstrukci PZV. Propriocepce byla hodnocena pomocí detekce pomalých pasivních pohybů v kolenním kloubu. Autoři zjistili spojitost mezi poškozením laterální chrupavky a zvýšenou laxitou a mezi zhoršenou propriocepcí. To je v rozporu se studií Chouteau et al. (2012), který se zabýval rotační laxitou a propriocepcí u pacientů 2 roky po rekonstrukci PZV v porovnání se zdravými probandy. Nezjistil žádné signifikantní rozdíly mezi skupinami. Podle něho může rekonstrukce předního zkříženého vazů poskytnout uspokojivé rozsahy rotační laxity a zlepšení propriocepce u pacientů po ruptuře PZV. Muaidi et al. (2009) se zabýval propriocepcí osob s poškozeným PZV a u osob po rekonstrukci vazů. Zjistil, že vnímání rotačních pohybů v kolenním kloubu je významně narušeno u osob s rupturou PZV v porovnání se skupinou po rekonstrukci.

Rekonstrukcí PZV dochází ke zmenšení antero-posteriorního posunu tibie, který vzniká následkem ruptury vazů. Často však přetrvává zvýšený rozsah rotačních pohybů tibie. Pro hodnocení rotační laxity kolenního kloubu se běžně používá Pivot Shift test. Nagai et al. (2015) prováděl hodnocení Pivot Shift testu pomocí 3D elektromagnetického systému u pacientů po rekonstrukci PZV v porovnání s pacienty s rupturou PZV a s kontrolní skupinou. Výsledky prokázaly větší rotační laxitu u pacientů s rupturou PZV, naopak u pacientů po rekonstrukci byla laxita snížena k normálním hodnotám. Toto testování však bylo prováděno v pozici vleže na zádech a na kolenní kloub nebyly vyvíjeny výrazné nároky na stabilitu. Georgoulis et al. (2006) se zabýval rozsahy rotací tibie na operované dolní končetin u pacientů 8 měsíců po rekonstrukci PZV štěpem z hamstringů při chůzi ze schodů a následné otočce o 90°. Všichni účastníci studie měli negativní Lachmanův test a pivot shift test. Výsledky prokázaly významně větší ($p=0,002$) rozsah rotačních pohybů tibie v porovnání s kontralaterálním kolenním kloubem a významně větší ($p=0,011$) rozsahy v porovnání s kontrolní skupinou.

Dalším významným následkem poškození a rekonstrukce PZV je změna aktivity svalů dolní končetiny. Gerber et al. (2007) uvedl, že ihned po rekonstrukci vazů dochází k hypotrofii m. quadriceps femoris o 30 % a k hypotrofii hamstringů o 20 %, i když pacienti podstupují rehabilitaci. Parulyte et al. (2011) porovnával moment síly hamstringů a m. quadriceps femoris a H/Q poměr před rekonstrukcí a 3 měsíce po rekonstrukci PZV. Moment síly m. quadriceps femoris byl horší před i po rekonstrukci v porovnání s momentem síly hamstringů. Podle Dagnoniho et al. (2014) i když kolenní kloub po rekonstrukci vazů vykazuje známky stability a plného rozsahu pohybu, uspokojivý funkční stav nemůže být dosažen bez obnovení svalové síly extenzorů a flexorů kolenního kloubu.

Názory na použití ortézy po rekonstrukci PZV se liší. Při nedostatečnosti PZV se využívají funkční ortézy, často s pevnou konstrukcí, zabraňující případným rotacím či varo-valgózním pohybům kolenního kloubu. Cílem je normalizace kinematiky tibiofemorálního kloubu po rekonstrukci PZV. Podle Lowe et al. (2017) může mít aplikace funkční ortézy u pacientů po rekonstrukci PZV pozitivní efekt na kinematiku kolenního kloubu bez významného snížení výkonnosti během stabilizačně náročných aktivit. Mechanická konstrukce většiny funkčních ortéz může poskytovat oporu pro náhlé změny úhlových parametrů kloubu, avšak s největší pravděpodobností tento jev neodráží schopnost neuromuskulární kontroly či proprioceptivní funkce. Podle Smithe et al. (2013) funkční ortézy nesnižují anteriorní posun tibie a nezabraňují poranění PZV při působení anteriorních a vnitřně rotačních sil větších než 140 N a při momentu sil větším než 8 Nm. Jalali et al. (2015) hodnotil vliv funkčního ortézování na anteriorní posun tibie během výpadů u pacientů s poškozením PZV. V porovnání s kontrolní skupinou bez ortézy došlo k nevýznamnému zmenšení anteriorního posunu. Také podle Kochera et al. (2003) funkční ortéza zvyšuje mechanickou stabilitu při nízké zátěžových podmínkách. Je však nedostatečný počet důkazů o tom, zdali funkční ortéza snižuje následné riziko úrazu u pacientů s nedostatečností PZV. Giotis et al. (2016) ve své studii prokázal významné snížení rotačního rozsahu tibie při použití funkční ortézy i kolenního návleku při sestupu ze schodu s následným otočením na operované DK ($p=0,003$) a při dopadu na operovanou DK následovaném otočením ($p<0,001$) u pacientů po rekonstrukci PZV v porovnání s pacienty po rekonstrukci bez použití ortézy. Podobné zjištění uvedli i Théoret a Lamontagne (2006), kteří zkoumali vliv funkční ortézy na svalovou aktivitu a kinematické změny kolenního kloubu při běhu u osob s poškozením PZV. Ortéza nijak významně neovlivnila rozsah pohybů tibiofemorálního kloubu v sagitální rovině. Významně však byly s použitím ortézy zmenšeny rozsahy ve frontální rovině u obou skupin probandů. Došlo také ke

zmenšení celkového rozsahu pohybů v transverzální rovině při všech fázích běhu. Důvodem mohlo být zvýšení elektromyografické aktivity svalů stehna – mm. vasti, hamstringy a mm. gastrocnemii při použití ortézy. Také podle Jalaliho et al. (2014) dochází po poranění PZV ke změně svalové aktivity. Zvyšuje se aktivita hamstringů, snižuje se aktivita m. quadriceps femoris a je omezena aktivita m. gastrocnemius při chůzi. Důvodem může být ochranný mechanismus, který snižuje aktivitu antagonistů předního zkříženého vazy, a naopak zvyšuje aktivitu agonistů. Při elektromyografickém porovnání svalové aktivity autor nezjistil žádné významné rozdíly aktivity mm. vasti a hamstringů při výpadu s ortézou a bez ortézy. Byla však snížena aktivita m. gastrocnemius medialis při koncentrické ($p=0,028$) a excentrické ($p=0,006$) fázi výpadu. Aplikace ortézy neovlivnila rozsah pohybu, došlo však k významnému ($p=0,035$) zpomalení výpadu zejména v jeho excentrické fázi. Thijs et al. (2010) ve své studii potvrdil, že aplikace kolenní ortézy nebo návleku při flexi a extenzi zvyšuje aktivitu v senzomotorickém kortexu a v parietálním laloku mozku v porovnání s prováděním pohybů bez ortézy či návleku. Významný rozdíl mozkové aktivity byl zjištěn i při porovnání ortézy a návleku, kdy u skupiny s ortézou byla aktivita vyšší. Bylo prokázáno, že ortéza či návlek zlepšují periferní proprioceptivní vstup během pohybů kolenního kloubu. Výsledky také ukazují na to, že intenzita mozkové aktivity může být ovlivněna intenzitou proprioceptivní stimulace kolenního kloubu, která je větší při použití ortézy než návleku.

V naší studii byla zjišťována závislost mezi kinematickými parametry kolenního kloubu (úhlový rozsah a úhlová rychlost) ve 3 rovinách – a) s aplikací proprioceptivní ortézy, b) bez ortézy; a klinickými aspekty účastníků studie při 3 testech – Slow Step Down, Single Leg Drop Hop a Pivot Turn Jump. Efekt ortézy byl vypočítán jako rozdíl kinematických dat s ortézou a bez ortézy. Touto problematikou se zabývá pouze minimum studií. Hanzlíková et al. (2016) prováděla studii s podobným designem. Hodnotila efekt proprioceptivní ortézy na kinematické parametry kolenního kloubu zdravých probandů při Slow Step Down, Single Leg Drop Hop a Pivot Turn Jump. Ve studii byly prokázány významné rozdíly v úhlovém rozsahu i úhlové rychlosti ve všech 3 rovinách. Výsledky však nebyly vztaženy ke klinickému vyšetření probandů. Nebyl zjištěn žádný významný efekt ortézy v sagitální rovině, avšak byly nalezeny signifikantní rozdíly pro frontální a transverzální rovinu. Ve frontální rovině došlo k významnému snížení ($p=0,023$) rozsahů pohybů o $2,4^\circ$ (30 %) při aplikaci ortézy. Nižší rozsahy valgozity byly zejména při Single Leg Drop Hop ($2,7^\circ$; $p=0,018$) a Pivot Turn Jump ($3,8^\circ$; $p=0,002$), pro Slow Step Down nebyla zjištěna žádná významná závislost na aplikaci ortézy. Varózní rozsah byl signifikantně větší ($p=0,035$), v průměru o $1,5^\circ$ při použití ortézy při všech

testech. Maximum vnitřní rotace bylo s použitím ortézy významně sníženo ($p=0,016$) při testu Pivot Turn Jump. Stejně tak byl výrazně menší celkový rozsah pohybů v transverzální rovině ($p=0,003$). Pro testy Slow Step Down a Single Leg Drop Hop nebyly zjištěny žádné významné rozdíly kinematických parametrů v transverzální rovině. S aplikací ortézy byla významně snížena ($p<0,001$) úhlová rychlost zevní rotace tibie při Pivot Turn Jump. Rozsah úhlové rychlosti rotačních pohybů byl při Slow Step Down ($p=0,036$) a Pivot Turn Jump ($p=0,022$) signifikantně nižší při použití ortézy.

Diskuze k hypotézám H_{01} , H_{02} a H_{03}

Při posouzení závislosti mezi kinematickými parametry kolenního kloubu při použití proprioceptivní ortézy a klinickými údaji probandů jsme objevili významný vztah mezi věkem probandů a rozsahem abdukčních a addukčních pohybů kolenního kloubu při testu Pivot Turn Jump. S vyšším věkem probandů byl menší vliv ortézy na celkový rozsah pohybu v kolenním kloubu ve frontální rovině. To znamená, že u mladších probandů měla ortéza výraznější efekt. Věk účastníků studie byl $33,2 \pm 6,9$ let. Z důvodu poměrně nízkého věkového rozpětí probandů nelze s jistotou říci, do jaké míry je toto zjištění klinicky relevantní.

Podle Maletise et al. (2016) je nižší věk rizikovým faktorem pro revizi rekonstrukce PZV z důvodu větší volnosti vazů. Příčinou může být vyšší stupeň aktivity mladších pacientů. Podle Saleha (2010) může být důvodem zvýšené volnosti vazů u mladších osob rekonstrukce provedená v době růstu, kdy pak výjimečně dochází k mírnému uvolnění vazů z kostních tunelů. V naší studii byla rekonstrukce provedena u 3 probandů do 18 let. Větší laxicita vazů u mladších probandů by tedy mohla souviset s výraznějším omezením pohybů kolenního kloubu ve frontální rovině při použití ortézy.

Pro zbytek klinických údajů jsme nenalezli žádné významné závislosti.

Diskuze k hypotézám H_{04} , H_{05} a H_{06}

V naší studii byly nalezeny klinicky významné závislosti mezi stupněm hypermobility, schopností somatognózie, H/Q poměrem, momentem síly m. quadriceps femoris i hamstringů, protažitelností m. quadriceps femoris i hamstringů a kinematickými parametry kolenního kloubu při provádění jednotlivých testů.

Nalezli jsme pozitivní závislost mezi stupněm hypermobility a vlivem ortézy na maximální a tím i celkový rozsah pohybů kolene v sagitální rovině při Slow Step Down.

S vyšším stupněm hypermobility došlo k výraznějšímu snížení maximálního a celkového rozsahu pohybů kolene v sagitální rovině. Slow Step Down je kontrolovaný pohyb, který začíná v relativně stabilní poloze kolenního kloubu a postupně se zvyšují nároky na stabilizaci a excentrickou kontrolu svalů stehna. Během prvních 30° flexe je PZV nejvíce napínán, zabraňujíc anteriornímu posunu tibie. M. quadriceps femoris vyvíjí aktivitu táhnoucí patellu proximálně a také sílu táhnoucí tibii anteriorně vůči femuru, která může u hypermobilních jedinců PZV poškodit. Důvodem je také relativní inaktivita hamstringů při 30° flexi kolene. Slow Step Down vyžaduje ze všech testů největší rozsahy v sagitální rovině. Kocher et al. (2003) se zabýval účinností funkční ortézy na snížení rizika úrazu během lyžování u 101 profesionálních lyžařů s nedostatečností PZV hodnocené Lachmanovým testem, pivot-shift testem a pomocí přístroje KT-1000 v porovnání s testy bez použití ortézy. Zjistil, že funkční ortéza snižuje 6,4krát riziko následného úrazu. Experimentální skupina měla výrazně vyšší hodnoty na přístroji KT-1000, což potvrzuje, že funkční ortéza může snížit riziko následného úrazu u pacientů s vyššími hodnotami laxicity kolenních kloubů snížením antero-posteriorního posunu tibie. Můžeme tedy říci, že proprioceptivní ortéza by mohla mít výraznější efekt na snížení pohybů kolene v sagitální rovině u pacientů s vyšším stupněm generalizované hypermobility dle Beightona a Horana.

Při určení vztahu mezi schopností somatognozie a kinematickými parametry kolenního kloubu jsme prokázali významné závislosti při testu Slow Step Down a Single Leg Drop Hop. S horší schopností somatognozie byl zmenšen vliv ortézy na snížení rozsahů vnitřní rotace kolenního kloubu při testu Slow Step Down a na zmenšení maximální úhlové rychlosti pohybů kolenního kloubu v transversální rovině při testu Single Leg Drop Hop. Podle našich výsledků tedy zhoršená schopnost somatognozie ovlivňuje negativně účinnost ortézy na kinematické parametry kolenního kloubu v transversální rovině. Podle Koláře (2009) má kvalita somatognozie velký vliv na vznik komplikací po úrazech v rámci pohybové reedukace. Pacienti se špatně přizpůsobují operačním zákrokům a často jsou těmi, u kterých operační výkon selhal. Mechanismus vlivu schopnosti somatognozie na účinek proprioceptivní ortézy nebyl však objasněn.

Významná závislost mezi H/Q poměrem a kinematickými parametry kolene byla zjištěna u všech 3 testů. V sagitální rovině došlo s vyšším H/Q poměrem k výraznějšímu efektu ortézy na snížení celkového rozsahu úhlové rychlosti při Slow Step Down a na snížení minimální úhlové rychlosti při Pivot Turn Jump. Vliv ortézy na snížení minimální úhlové rychlosti pohybů byl však nižší u testu Single Leg Drop Hop. Ve studii Ewing et al. (2016) byl

prokázán účinek profylaktické ortézy na zvětšení momentu síly hamstringů a mm. vasti při přistávací fázi drop hopu. Toto zjištění naznačuje, že by profylaktická ortéza mohla poskytnout lepší stabilitu kolenního kloubu zvýšením svalové aktivity hamstringů a mm. vasti při doskocích. V rovině frontální byl při testu Pivot Turn Jump s vyšším H/Q poměrem významnější efekt ortézy na snížení minimální i maximální úhlové rychlosti pohybů kolenního kloubu ve frontální rovině. V transverzální rovině byl s vyšším H/Q poměrem větší vliv ortézy na snížení zevní rotace kolene u Single Leg Drop Hop. Při testu Pivot Turn Jump došlo s vyšším H/Q poměrem k významnějšímu efektu ortézy a na snížení minimální úhlové rychlosti pohybů kolenního kloubu v transverzální rovině. Můžeme tedy říci, že s větší izometrickou silou hamstringů, respektive nižší izometrickou silou m. quadriceps femoris, došlo ke zvýraznění účinku proprioceptivní ortézy ve všech rovinách. Podle Holocomba et al. (2017) dosahují průměrné hodnoty H/Q poměru u zdravých osob 0,5 až 0,8. Podle Dagnoniho et al. (2014) je toto rozpětí 0,5–0,6. Průměrná hodnota H/Q poměru účastníků v naší studii byla $0,79 \pm 0,17$, u 6 probandů přesáhla hodnotu 0,8. Tyto hodnoty však nebyly závislé na druhu použitého štěpu. Dagnoni et al. (2014) se ve své studii zjistil rozpětí 0,5–0,7 u pacientů po rekonstrukci. Vyšší H/Q poměr zjištěný v naší studii může být z důvodu deficitu svalové síly extenzorů, což je v rozporu s tvrzením Dautyho et al. (2014) a Vasconceloseho et al. (2009). Ti popisují větší úbytek svalové síly extenzorů při použití BTB štěpu a větší úbytek svalové síly flexorů při použití štěpu z hamstringů. Snížení rozsahu pohybů v transverzální a frontální rovině ukazuje na lepší kontrolu kolenního kloubu. Hodnoty úhlové rychlosti nám dávají informace o dynamické kontrole kolene a souvisí s velikostí vynaložené svalové síly. Prozatím nebyly provedeny žádné studie hodnotící úhlové rychlosti ve všech třech rovinách. Ve studii Selfe et al. (2011) byla hodnocena úhlová rychlost pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině při sestupu ze schodu u pacientů s patellofemorální bolestí. Autoři neobjevili žádná významná zjištění týkající se maxima či minima úhlové rychlosti.

Závislost mezi momentem svalové síly m. quadriceps femoris a kinematickými parametry kolenního kloubu byla prokázána pouze při testu Pivot Turn Jump. S větším momentem svalové síly svalu byl větší vliv ortézy na snížení celkového rozsahu pohybu v sagitální rovině a menší vliv na snížení minimální úhlové rychlosti v kolenním kloubu v sagitální rovině. Mohseni et al. (2009) hodnotil anteriorní posun tibie pomocí přístroje KT–2000 u zdravých probandů. Výsledky prokázaly významný stabilizační efekt ortézy. Při 30° flexe byl anteriorní posun tibie nižší o 1,7 mm při působení síly 30 N a nižší o 4,2 mm při působení síly 150 N. I v této studii tedy došlo k výraznějšímu účinku ortézy při působení větší

síly na kolenní kloub. V naší studii byl s větším momentem síly svalu výrazněji snížen rozsah pohybu a zvýšena minimální rychlost pohybu v sagitální rovině.

Byla prokázána významná negativní závislost mezi protažitelností hamstringů a m. quadriceps femoris a efektem ortézy na snížení rozsahů pohybů kolene v transverzální a frontální rovině. Při testu Slow Step Down byl při větším zkrácení hamstringů větší efekt ortézy na snížení vnitřní rotace kolenního kloubu. S větším svalovým zkrácením m. quadriceps femoris došlo k většímu vlivu ortézy na snížení zevní rotace kolenního kloubu. S větším zkrácením hamstringů byl při testu Pivot Turn Jump větší efekt ortézy na zmenšení rozsahu addukčních pohybů kolenního kloubu. Výsledky ukazují na to, že větší protažitelnost hamstringů a m. quadriceps femoris může negativně ovlivnit účinek ortézy ve smyslu menšího omezení rozsahu pohybu. Na téma závislosti protažitelností svalů stehna a účinku ortézy jsme nenalezli žádné studie pro možnost porovnání s našimi výsledky.

Pro JPS test jsme v naší studii nezjistili žádné významné zlepšení s použitím proprioceptivní ortézy. Risberg et al. (1999) se zabýval vlivem funkční ortézy na propriocepci měřenou detekcí pasivního pohybu kolenního kloubu u osob po rekonstrukci PZV v porovnání se zdravými probandy. Ve své studii autoři nezjistili žádné významné rozdíly mezi osobami po rekonstrukci a zdravými probandy, ani mezi aplikací ortézy a prováděním testů bez ortézy. Stejně tak ve studii Beynnona, Gooda a Risberga (2002) bylo zjištěno, že osoby s rupturou PZV mají významně zhoršenou detekci pasivního pohybu kolenního kloubu. Při použití funkční ortézy nebo elastické bandáže však nedošlo k žádnému významnému zlepšení. Tato tvrzení jsou v rozporu se studiemi Barretta et al. (1991) a Herringtona, Simmondse a Hatchera (2005). Barrett et al. ve své studii zjistil, že osoby s rupturou PZV mají výrazně horší výsledky JPS testu, a že při aplikaci elastické bandáže dochází k významnému zlepšení tohoto parametru. Herrington, Simmonds a Hatcher hodnotili vliv neoprenového kolenního návleku na propriocepci hodnocenou JPS testem u zdravých osob. Výsledky ukázaly, že neoprenový náklek může zlepšit vnímání polohy kolenního kloubu u zdravých osob.

Diskuze k hypotézám H_{07} , H_{08} a H_{09}

Při určení závislosti mezi Tegner skóre před úrazem a kinematickými parametry kolenního kloubu jsme objevili významné korelace, které však nebyly dobře klinicky interpretovatelné. V zásadě můžeme říci, že při vyšším Tegner skóre před úrazem došlo ke zmenšení vlivu ortézy na kinematické parametry v kolenním kloubu při všech 3 testech. Podle Harputa et al. (2016) se zhruba 64 % pacientů po rekonstrukci PZV navrácí k původnímu stupni

sportovní aktivity. Z toho asi 85 % dosáhne uspokojivého stavu kolenního kloubu při sportu. V naší studii došlo ke snížení Tegner skóre po úraze u 73 % osob.

Další významné závislosti jsme prokázali mezi spokojeností s kolenním kloubem (hodnocené na stupnici od 1 do 10) a kinematickými parametry kolene. Při testu Single Leg Drop Hop byl u pacientů s vyšší spokojeností se stavem kolenního kloubu větší vliv ortézy na snížení rozsahu addukčních pohybů kolenního kloubu. To platí také při testu Pivot Turn Jump pro větší efekt ortézy na snížení minimálních rozsahů pohybů kolenního kloubu v sagitální rovině. Subjektivní hodnocení kolenního kloubu tedy korelovalo s efektem ortézy v sagitální a frontální rovině.

Subjektivní hodnocení prováděných testů s ortézou korelovalo s kinematickými parametry kolenního kloubu pozitivně pouze při testu Slow Step Down, kdy s lepším subjektivním hodnocením testu s ortézou byl větší efekt ortézy na snížení rozsahu addukčních pohybů kolenního kloubu. Hart et al. (2016) zkoumal vliv aplikace odlehčující ortézy na bolest kolenního kloubu, subjektivní pocit obtížnosti úkolu a pocit stability při skoku do dálky na operované DK. Ortéza přinesla okamžitý efekt na snížení bolesti při Slow Step Down a na zlepšení pocitu stability při skoku. Výsledky studie ukazují, že odlehčující ortéza může mít pozitivní vliv na bolest a subjektivní hodnocení kolenního kloubu u pacientů s osteoartrózou 5–20 let po rekonstrukci PZV. Také Sinclair, Vincent a Richards (2017) se zabývali vlivem profylaktické ortézy na kinetiku a kinematiku kolenního kloubu u hráčů netballu během specifických pohybů – běhu, skoků do boku (tzv. jelení skoky) a vertikálního skoku. Autoři nezjistili významné změny kinetiky patellofemorálního ani tibiofemorálního kloubu. V transverzální rovině však došlo k významnému snížení rozsahu rotací tibie u všech pohybů při použití ortézy. Tento efekt nekoreloval se subjektivním hodnocením probandů studie. Toto tvrzení se neshoduje s výsledky naší studie. Důvodem mohou být vyšší nároky na stabilizaci kolene v transverzální rovině, než je tomu u testu Slow Step Down, a tím i lepší pocit provádění pohybu s ortézou.

Limity této studie jsou nízký počet probandů ($n=15$), kdy při testu Single Leg Drop Hop byl jejich počet snížen na 14 z důvodu obav provedení testu jedné účastnice. Další limitou je možnost chyby měření, která vzniká umístěním markerů na kůži či spodním prádle. Posunem měkkých tkání po palpovaných kostních výbězcích může vzniknout rozdíl v prostorových souřadnicích značky. Tato difference je do určité míry eliminována aplikací matematických postupů pro vyhlazení dat. Odběr anamnézy a klinická vyšetření prováděly dvě různé osoby, aby nedošlo k předpojetí výsledků vyšetření. Výsledky klinických vyšetření mohou být do určité míry eliminovány tím, že je prováděla jedna osoba a mohla by tak být snížena objektivita testování.

7 ZÁVĚR

Rekonstrukce PZV by měla zabránit vzniku chronické instability kolenního kloubu. Je obnovena mechanická stabilita kolene, často však přetrvává funkční deficit. Z výsledků dřívějších prací vyplývá, že v reakci na požadavky na stabilitu kolenního kloubu dochází k řadě adaptivních změn, které mohou negativně ovlivnit funkční stav kolene. Proprioceptivní ortéza by mohla pomoci zlepšit propriocepci kolenního kloubu, která byla poškozením PZV narušena. Nelze však s jistotou říci, u kterých pacientů bude ortéza účinná, a u kterých nikoliv.

Diplomová práce byla zaměřena na zhodnocení závislostí mezi efektem proprioceptivní ortézy a výsledky klinických vyšetření osob po rekonstrukci předního zkříženého vazů během stabilizačně náročných aktivit.

Využitím 3D kinematické analýzy jsme prokázali statisticky významné korelace mezi úhlovými parametry operovaného kolenního kloubu a klinickými daty účastníků. Nalezli jsme významné vztahy mezi stupněm hypermobility dle Beightona a Horana, H/Q poměrem a protažitelností m. quadriceps femoris a hamstringů a efektem ortézy na úhlový rozsah a úhlové rychlosti pohybů kolene.

- U osob s vyšším stupněm hypermobility měla ortéza větší vliv na stabilizaci kolene v sagitální rovině.
- U osob s vyšším H/Q způsobila aplikace proprioceptivní ortézy výrazné zpomalení pohybů kolenního kloubu ve frontální a transverzální rovině.
- Zvýšená protažitelnost m. quadriceps femoris a hamstringů snížila účinek ortézy na zmenšení rozsahů pohybů kolene ve frontální a transverzální rovině.

Předpokladem výrobců je, že by ortéza měla zlepšit polohocit a pohybecit, což se v naší studii nepotvrdilo. Na rozdíl od dříve provedených studií nebyly zjištěny žádné signifikantní vztahy mezi vlivem ortézy a JPS testem. Nenalezli jsme také žádné významné závislosti mezi druhem použitého štěpu a efektem ortézy.

Předložená práce je úvodem do řešené problematiky, získané závěry je nutné ověřit v dalších vědeckých studiích.

8 REFERENČNÍ SEZNAM

- Almeida, A., Valin, M., Ferreira, R., Almeida, N., & Agostini, A. (2014). Correlation between the result from arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament of the knee and the return to sports activity. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 49(3), 240–244.
- Alshewaier, S., Yeowell, G., & Fatoye, F. (2015). The effectiveness of preoperative exercise physiotherapy rehabilitation on the outcomes of treatment following anterior cruciate ligament injury: A systematic review. *Clinical Rehabilitation*, 31(1), 34–44.
- Angoules, A. (2013). Anterior cruciate ligament mechanoreceptors regeneration following reconstruction using autografts. *Journal of Sport Medicine and Doping Studies*, 3(3), 1–2.
- Angoules, A., Mavrogenis, A., Dimitriou, R., Karis, K., Drakoulakis, E., Michos, J., & Papagelopoulos, P. (2011). Knee proprioception following ACL reconstruction: A prospective trial comparing hamstrings with bone–patellar tendon–bone autograft. *The Knee*, 18, 76–82.
- Aragao, F., Schäfer, G., Albuquerque, C., Vituri, R., Azevedo, F., & Bertolini, G. (2015). Neuromuscular efficiency of the vastus lateralis and biceps femoris muscles in individuals with anterior cruciate ligament injuries. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 50(2), 180–185.
- Bartels, T., Proeger, S., Brehme, K., Pyschik, M., Delank, K., Schulze, S., & Fieseler, G. (2016). The SpeedCourt System in rehabilitation after reconstruction surgery of the anterior cruciate ligament. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery Journal*, 136, 957–966.
- Bartoníček, J., & Heřt, J. (2004). *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: MAXDORF.
- Belanger, L., Burt, D., Callaghan, J., Clifton, S., & Gleberzon, B. (2013). Anterior cruciate ligament laxicity related to the menstrual cycle: An updated systematic review of the literature. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 57(1), 76–86.
- Bennett, T. (2016). Current rehabilitation practise following anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Australian Strenght and Conditioning*, 24(7), 56–60.

- Beynnon, B., Good, L., & Risberg, M. (2002). The effect of bracing on proprioception of knees with anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 32(1), 11-15.
- Bicer, E., Lustig, S., Servien, E., Selmi, T., & Neyret, P. (2010). Current knowledge in the anatomy of the human anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18, 1075–1084.
- Bitun, P., Miranda, C., Escudero, R., Araf, M., & Souza, D. (2015). Comparison of grafts for anatomical reconstruction of the ACL: Patellar versus semitendinosus/gracilis. *Revista Brasileira Ortopedia*, 50(1), 50–56.
- Bresileiro, J., Pinto, O., Ávila, M., & Salvini, T. (2011). Functional and morphological changes in the quadriceps muscle induced by eccentric training after ACL Reconstruction. *Revista Brasileira de Fisioterapia*, 15(4), 284–290.
- Corry, I., Webb, J., Clingefeller, A., Pinczewski, L. (1999). Arthroscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament: A comparison of patellar tendon autograft and four-strand hamstring tendon autograft. *The American Journal of Sports Medicine*, 27(3), 444–454.
- Dagnoni, C., Bilibiu, J., Stiehler, S., Preis, C., & Neto, L. (2014). Flexor–extensor relationship knee after reconstruction of the anterior cruciate ligament. *Revista Fisioterapia em Movimento*, 27(2), 201–209.
- Deehan, D. J., Salmon, L. J., Webb, V. J., Davies, A., Pinczewski, L. (2000). Endoscopic reconstruction of the anterior cruciate ligament with an ipsilateral patellar tendon autograft. A prospective longitudinal five-year study. *The Bone & Joint Journal*, 82(7), 984–991.
- Dhillon, M., Bali, K., & Prabhakar, S. (2011). Proprioception in anterior cruciate ligament deficient knees and its relevance in anterior cruciate ligament reconstruction. *Indian Journal of Orthopaedics*, 45(4), 294–300.
- Duthon, V., Barea, C., Abrassart, S., Fasel, J., Fritschy, D., & Menetrey, J. (2006). Anatomy of the anterior cruciate ligament. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Asthroscopy*, 14, 204–213.

Dylevský, I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.

Ewing, K., Fernandez, J., Begg, R., Galea, M., & Lee, P. (2016). Prophylactic knee bracing alters lower-limb muscle forces during a double-leg drop landing. *Journal of Biomechanics*, 49, 3347–3354.

Feagin, J. A. (1988). *The crucial ligaments: Diagnosis and treatment of ligamentous injuries about knee*. New York, NY: Churchill Livingstone.

Fink, C., Hoser, C., Hackl, W., Navarro, R., & Benedetto, K. (2001). Long-term outcome of operative or nonoperative treatment of anterior cruciate ligament rupture – Is sport activity a determining variable? *International Journal of Sports Medicine*, 22(4), 304–309.

Gali, J., Resina, A., Pedro, G., Neto, I., Almagro, M., Cintra De Silva, P., & Caetano, E. (2014). Importance of anatomically locating the infrapatellar branch of the saphenous nerve in reconstructing the anterior cruciate ligament using flexor tendons. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 49(6), 625–629.

Georgoulis, A., Ristanis, S., Chouliaras, V., Moraiti, C., & Stergiou, N. (2006). Tibial rotation is not restored after LCA reconstruction with a hamstring graft. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 454, 89–94.

Gerber, P., Marcus, R., Dibble, L., Greis, P., Burks, R., & Lestayo, P. (2007). Effects of early progressive eccentric exercise on muscle structure after anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Bone & Joint Surgery*, 89(3), 559–570.

Giotis, D., Paschos, N., Zampeli, F., Pappas, E., Mitsionis, G., & Georgoulis, A. (2016). Bracing can partially limit tibial rotation during stressful activities after anterior cruciate ligament reconstruction with a hamstring graft. *Orthopaedics & Traumatology*, 102, 601–605.

Giotis, D., Zampeli, F., Pappas, E., Mitsionis, G., Papadopoulos, P., & Georgoulis, A. (2013). Effects of knee bracing on tibial rotation during high loading activities in anterior cruciate ligament–reconstructed knees. *Arthroscopy*, 29(10), 1644–1622.

Görmeli, C., Görmeli, G., Öztrük, B., Özdemir, Z., Kahraman, A., Yildirim, O., & Gözükar, H. (2015). The effect of the intercondylar notch width index on anterior cruciate ligament injuries: A study on groups with unilateral and bilateral ACL injury. *Acta Orthopaedica Belgica*, 81(2), 240–244.

Gokeler, A., Benjamine, A., Hewett, T., Lephart, S., Engebretsen, L., Ageberg, E., Engelhardt, M., Arnold, M., Postema, K., Otten, E., & Dijkstra, P. (2012). Proprioceptive deficits after ACL injury: Are they clinically relevant? *British Journal of Sport Medicine*, 46, 180–192.

Guimaraes, M., Carvalho, L., & Terra, D. (2009). Reconstruction of the anterior cruciate ligament with the central third of the quadriceps muscle tendon: Analysis of 10-year result. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 44(4), 306–312.

Gupta, R., Masih, D., Chander, G., & Bachhal, V. (2016). Delay in surgery predisposes to meniscal and chondral injuries in anterior cruciate ligament deficient knees. *Indian Journal of Orthopaedics*, 50, 492–498.

Hanzlíková, I., Richards, J., Tomsa, M., Chohan, A., May, H., Smékal, D., & Selfe, J. (2016). The effect of proprioceptive knee bracing on knee stability during three different sport related movement tasks in healthy subjects and the implications to the management of anterior cruciate ligament (ACL) injuries. *Gait & Posture*, 48, 165–170.

Harner, C., Beak, G., Vogrin, T., Carlin, G., Kashiwaguchi, S., Woo, S. (1999). Quantitative analysis of human cruciate ligament insertions. *Arthroscopy*, 15, 741–749.

Harput, G., Ulusoy, B., Ozer, H., & Richards, J. (2016). External supports improve knee performance in anterior cruciate ligament reconstructed individuals with higher kinesiophobia levels. *The Knee*, 23, 807–812.

Hart, H., Crossley, K., Ackland, D., Cowan, S., & Collins, N. (2016). Effects of an unloader knee brace on knee-related symptoms and function in people with post-traumatic knee osteoarthritis after anterior cruciate ligament reconstruction. *The Knee*, 23, 85–90.

Herrington, L., Simmonds, C., & Hatcher, J. (2005). The effect of a neoprene sleeve on knee joint position sense. *Research in Sports Medicine*, 13, 37–46.

Hewett, T. E., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J., & Noyes, F. R. (1999). The effect of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes: A prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 27, 699–706.

Hirjaková, Z., Šingliarová, H., Bzdúšková, D., Kimijanová, J., Bučková, K., Valkovič, P., & Hlavačka, F. (2016). Postural stability and response to vibration in patients after anterior cruciate ligament surgical reconstruction. *Physiological Research*, 65(3), 409–416.

Holcomb, W., Rubley, M., Lee, H., & Guadagnoli, M. (2007). Effect of hamstrings emphasized resistance training on hamstring: Quadriceps strenght ratios. *The Journal of Strenght & Conditioning Research*, 21, 41–47.

Hollis, J., Takai, S., Adams, D., Horibe, S., & Woo, S. (1991). The effect of kne motion and external loading on the lenght of the anterior cruciate ligament: A kinematic study. *Journal of Biomechanical Engineering*, 113, 208–214.

Honová, K., & Procházka, P. (2015). Plastika předního zkříženého vazu metodou press–fit femorální fixace: Specifika v rehabilitační léčbě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 22(4), 190–196.

Chew, K., Lew, H., Date, E., & Fredericson, M. (2007). Current evidence and clinical applications of therapeutic knee braces. *The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(8), 678–686.

Chouteau, J., Testa, R., Viste, A., & Moyen, B. (2012). Knee rotational laxicity and proprioceptive function 2 years after ACL reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 20, 762–766.

Church, S., & Keating, J. F. (2005). Reconstruction of the anterior cruciate ligament: Timing of surgery and the incidence of meniscal tears and degenerative change. *The Bone & Joint Journal*, 87, 1639–1642.

Jalali, M., Farahmand, F., Mousavi, S., Golestanha, S., Rezaeian, T., Broujeni, S., Rahgozar, M., & Estafandiarpour, F. (2015). Fluoroscopic analysis of tibial translation anterior cruciate ligament injured knees with and without bracing during forward lunge. *Iran Journal of Radiology*, 12(3), 11–17.

- Jalali, M., Farahmand, F., Rezaein, T., Ramsey, D., & Mousavi, S. (2014). Electromyographic analysis of anterior cruciate ligament deficient knees with and without functional bracing during lunge exercise. *Prosthetic and Orthotics International*, 40(2), 1–7.
- Kang, H., Su, Y., Cao, H., Wang, F., Yu, D., Zheng, Z., & Zhang, Y. (2013). Arthroscopic single-bundle ACL reconstruction with modified double-layer bone-patellar tendon-bone allograft. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 21, 2066–2071.
- Kapandji, I. A. (1987). *The Physiology of the Joints*. London: Harcourt Brace and Company Limited.
- Khadavi, M., Chen, Y. T., & Fredericson, M. (2015). A novel knee osthrosis in the treatment of patellofemoral pain syndrome. *Open Journal of Therapy and Rehabilitation*, 3, 56–61.
- Khamazan, M., & Soltani, H. (2017). The mid – term effect of kinesio taping on peak power of quadriceps and hamstring muscles after anterior cruciate ligament reconstruction. *Physical Education of Students*, 21(1), 27–32.
- Khowailed, I. A, Petrofsky, J., Lohman, E., Daher, N., & Mohamed, O. (2015). 17 β -estradiol induced effects on anterior cruciate ligament laxness and neuromuscular activation patterns in female runners. *Journal of Women's Health*, 24(8), 670–680.
- Kim, H., Lee, H., Lee, J., Min, S., & Kyung, H. (2017). Evaluation of infection after anterior cruciate ligament reconstruction during a short period. *Knee Surgery & Related Research*, 29(1), 45–51.
- Kim, H., Lee, J., Ahn, S., Park, M., & Lee, D. (2016). Influence of anterior cruciate ligament tear of thigh muscle strenght and hamstring-to-quadriceps ratio: A meta analysis. *Plos One*, 11(1), 1–11.
- Kocher, M., Sterett, W., Briggs, K., Zurakowski, D., & Steadman, J. (2003). Effect of functional bracing on subsequent knee injury in ACL-deficient professional skiers. *Journal of Knee Surgery*, 16, 87–92.
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.

- Kong, L., Liu, Z., Meng, F., & Shon, Y. (2017). Single–bundle versus double–bundle anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review and meta analysis. *International Journal of Clinical and Experimental Medicine*, 10(1), 1–15.
- Kummer, B., & Yamamoto, H. (1998). Funktionelle Anatomie der Kreuzbänder. *Arthroskopie*, 1, 2–10.
- Leao, M., Pampolha, A., & Orlando, N. (2015). Functional results from reconstruction of the anterior cruciate ligament using the central third of the patellar ligament and flexor tendons. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 50(6), 705–711.
- Lebon, F., Guillot, A., & Collet, C. (2012). Increased muscle activation following motor imagery during the rehabilitation of the anterior cruciate ligament. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*, 37, 45–51.
- Leporace, G., Metsavaht, L., Oliveira, L., Nadal, J., & Batista, L. (2013). Motor coordination during gait after anterior cruciate ligament injury: A systematic review of the literature. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 48(4), 293–299.
- Lohmander, L., Östenberg, A., Englund, J., & Roos, H. (2004). High prevalence of knee osteoarthritis, pain and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis & Rheumatism*, 50(10), 3145–3152.
- Lombardo, S., Sethi, P., & Starkey, C. (2005). Intercondylar notch stenosis is not a risk factor for anterior cruciate ligament tears in professional male basketball players: An 11–year prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 33, 29–34.
- Loudon, J., Jenkins, W., Loudon, K. (1996). The relationship between static posture and ACL injury in female athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 24, 91–97.
- Lowe, W., Warth, R., Davis, E., & Bailey, L. (2017). Functional bracing after anterior cruciate ligament reconstruction: A systematic review. *Journal of the American Academy of Orthopaedics*, 25, 239–249.

Luis, E., & Cross, M. (2015). Using femoral notch width index and medial condyle-to-lateral condyle ratio as predictors in subjects prone to anterior cruciate ligament injury: A MRI study. *Journal of Orthopedics*, 1(4), 1017–1021.

Maletis, G., Chen, J., & Funahashi, T. (2016). Age-related risk factors for revision anterior cruciate ligament reconstruction. *The American Journal of Sports Medicine*, 44(2), 331–336.

Manske, R., Prohaska, D., & Lucas, B. (2012). Recent advances following anterior cruciate ligament reconstruction: Rehabilitation perspectives. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 5, 59–71.

Mayer, M., & Smékal, D. (2004). Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 11(3), 111–117.

McDaniel, W., & Dameron, T. (1980). Untreated ruptures of the anterior cruciate ligament. A follow-up study. *The Bone & Joint Journal*, 62(5), 696–705.

Mei, Y., Zhang, Z., & Yang, J. (2016). Double-layer versus single-layer bone-patellar tendon-bone anterior cruciate ligament reconstruction: A prospective randomized study with 3-year follow-up. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery Journal*, 136, 1733–1739.

Melinte, R., Mandrila, I., Bezna, M., Banicioiu-Covei D., Banicioiu-Covei, S., Marginean, O., & Croitoru, R. (2015). Descriptive and clinical anatomy of anterior cruciate ligament. *Revista Română de Anatomie funcțională și clinică, macro- și microscopică și de Antropologie*, 14(3), 408–411.

Mohseni, S., Farahmand, F., Karimi, H., & Kamali, M. (2009). Arthrometric evaluation of stabilizing effect of knee functional bracing at different flexion angles. *Journal of Sports Science and Medicine*, 8, 247–251.

Muaidi, Q., Nicholson, L., Refshauge, K., Adams, R., & Roe, J. (2009). Effect of anterior cruciate ligament injury and reconstruction on proprioceptive acuity of knee rotation in the transverse plane. *The American Journal of Sports Medicine*, 37, 18–26.

Murray, M., & Vavken, P., & Fleming, B. (2013). *The ACL handbook, knee biology, mechanics, and treatment*. New York, NY: Springer.

Nagai, K., Hoshino, Y., Nishizawa, Y., Araki, D., Matsushita, T., Matsumoto, T., Takayama, K., Nagamune, K., Kurosaka, M., & Kuroda, R. (2015). Quantitative comparison of the pivot shift test results before and after anterior cruciate ligament reconstruction by using the three-dimensional electromagnetic measurement system. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23, 2876–2881.

Nýdrle, M., Krbec, M., & Chaloupka, R. (2001). *Vybrané kapitoly z LTV v ortopedii a traumatologii*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví.

Ochi, M., Iwasa, J., Uchio, Y., Adachi, N., & Sumen, Y. (1999). The regeneration of sensory neurons in the reconstruction of anterior cruciate ligament. *The Bone & Joint Journal*, 81, 902–906.

Ordahan, B., Kücüksen, S., Tuncay, I., Salli, A., & Ugrulu, H. (2015). The effect of proprioceptive exercises on functional status in patients with anterior cruciate ligament reconstruction. *Journal of Back Musculoskeletal Rehabilitation*, 28, 531–537.

Palm, G., Brattinger, F., Stermueller, B., Achatz, G., Riesner, J., & Friemert, B. (2012). Effects of knee bracing on postural control after anterior cruciate ligament rupture. *The Knee*, 19, 664–671.

Papastergiou, S., Koukoulas, N., 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, 1438–1444.

Parylute, D., Masiulis, N., Aleknavičiute, V., Solianik, R., Dargevičiute, G., Skurvydas, A., & Streckis, V. (2011). Knee muscle torque and H/Q ratio changes before ACL surgery and after rehabilitation. *Ugdymas Küno Kultūra Sportas*, 2(81), 38–44.

Pauček, B., Smékal, D., & Holibka, R. (2014). Poranění předního zkříženého vazů – diagnostika magnetickou rezonancí, operační, klinické a rehabilitační souvislosti. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 21(3), 103–112.

Pekala, P., Tomaszewski, K., Henry, B., Ramakrishnan, P., Roy, J., Mizia, E., & Walocha, J. (2017). Risk of iatrogenic injury to the infrapatellar branch of the saphenous nerve during hamstring tendon harvesting: a meta-analysis. Accepted Article in *Muscle Nerve*. Retrived from Worl Wide Web 5. 4. 2017: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/mus.25587/epdf>.

Pokorný, V. (2002). *Traumatologie*. Praha: TRITON.

Prodromos, C., Brown, C., Fu, F., Georgoulis, A., Gobbi, A., Howell, S., Johnson, D., Paulos, L., & Shelbourne, D. (2008). *The anterior cruciate ligament: Reconstruction and basic science*. Philadelphia, PA: Elsevier Saunders.

Rakesh, J., Mandeep, S. D., Siddhartha, S., Sharad, P., & Mohit, B. (2016). Is there a genetic predisposition to anterior cruciate ligament tear? *The American Journal of Sport Medicine*, 44(12), 3262–3269.

Risberg, M., Beynnon, B., Peura, G., & Uh, B. (1999). Proprioception after anterior cruciate ligament reconstruction with and without bracing. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 7, 303–309.

Ristic, V., Maljanovic, M., Mihajlov, I., Milankov, V., & Harhaji, V. (2016). Concomotant injuries of anterior cruciate ligament and meniscus. *Medicinski Pregled Journal*, 69(7), 217–223.

Ristic, V., Ristic, S., Maljanovic, M., Dan, V., Milankov, V., & Harhaji, V. (2015). Risk factors for bilateral anterior cruciate ligament injuries. *Medicinski Pregled Journal*, 48(5), 192–197.

Robb, C., Kempshall, P., Getgood, A., Standell, H., Sprowson, A., Thompson, P., & Spalding, T. (2015). Meniscal integrity predicts laxicity of anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 23, 3683–3690.

Roberts, D., Andersson, G., & Fridén, T. (2004). Knee proprioception in ACL-deficient knees is related to cartilage injury, laxicity and age: A retrospective study of 54 patients. *Acta Orthopaedica*, 75, 78–83.

Rochcongar, G., Cucurulo, T., Ameline, T., Potel, J., Dalmay, F., Pujol, N., Chou, É., Lutz, C., Ehkirch, E., Henaff, G., Laporte, C., Seil, R., Gunepin, F., & Cottet, B. (2015). Meniscal survival rate after anterior cruciate ligament reconstruction. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 101, 323–326.

Rychlíková, E. (2002). *Funkční poruchy kloubů končetin*. Praha: Grada Publishing.

Saleh, W. (2010). Anterior cruciate ligament injuries in growing skeleton. *International Journal of Health Sciences*, 4(1), 78–86.

Salehi, R., Goharpey, S., Tayebi, A., Negaban, H., & Jafar, M. (2016). The effects of functional knee brace on postural control in patients who underwent anterior cruciate ligament reconstruction. *Jentashapir Journal of Health Research*, 7(5), 1–4.

Selfe, J., Thewlis, D., Hill, S., Whitaker, J., Sutton, C., & Richards, J. (2011). A clinical study of the biomechanics of step descent using different treatment modalities for patellofemoral pain. *Gait & Posture*, 34, 92–96.

Shaarani, S., Moyna, N., Moran, R., & O'Byrne, J. (2012). Prehabilitation: The Void in the management of anterior cruciate ligament injuries: A clinical review. Retrieved from World Wide Web 7. 4. 2017: <http://dx.doi.org/10.5402/2012/938974>

Sharir, R., Rafeeuddin, R., Staes, F., Dingenen, B., George, K., Vanrenterghem, J., & Robinson, M. (2016). Mapping current research trends on anterior cruciate ligament injury risk against the existing evidence: In vivo biomechanical risk factors. *Clinical Biomechanics*, 37, 34–43.

Shi, D., Li, J., Zhai, H., Wang, H., Meng, H. & Wang, Y. (2012). Specialized core stability exercise: A neglected component of anterior cruciate ligament rehabilitation programs. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 25, 291–297.

Sinclar, J., Vincent, H., & Richards, J. (2017). Effects of prophylactic knee bracing on knee joint kinetics and kinematics during netball specific movements. *Physical Therapy in Sport*, 23, 93–98.

- Smith, S., LaPrade, R., Jansson, K., Aroen, A., & Wijdicks, C. (2013). Functional bracing of ACL injuries: Current state and future directions. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 22(5), 1131–1141.
- Stijak, L., Kadija, M., Djulejic, V., Aksic, M., Petronijevic, N., Aleksic, D., Radonjic, V., Bumbaširevic, M., & Filipovic, B. (2014). The influence of sex hormones on anterior cruciate ligament ruptures in males. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopies*, 23, 3578–3584.
- Stijak, L., Radonjic, V., Nikolic, V., Blagojevic, Z., Aksic, M., & Filipovic, B. (2009). Correlation between the morphometric parameters of the anterior cruciate ligament and the intercondylar width: Gender and age differences. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17, 812–817.
- Stoller, D. (2007). *Magnetic resonance imaging in ortopaedics and sport medicine*. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins.
- Sugimoto, D., Leblanc, J., Wooley, S., Micheli, L., & Kramer, D. (2016). The effectiveness of a functional brace on joint–position sense in anterior cruciate ligament–reconstructed individuals. *Journal of Sport Rehabilitation*, 26, 190–194.
- Tecco, S., Salini, V., Calvisi, V., Colucci, C., Orso, C., Festa, F., & D’Attilio, M. (2006). Effects of anterior cruciate ligament injury on postural control and muscle activity of head, neck and trunk muscles. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33, 576–587.
- Tellini, T., Lima, K., Alouche, Sa., & Bagesteiro, L. (2013). Compliant surface after ACL reconstruction and its effects on gait. *Maringá*, 35(2), 237–242.
- Théoret, D. & Lamontagne, M. (2006). Study on three-dimensional kinematics and electromyography of ACL deficient knee participants wearing a functional knee brace during running. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 14, 555–563.
- Thijs, Y., Vingerhoets, G., Pattyn, E., Rombaut, L., & Witvrouw, E. (2010). Does bracing influence brain activity during knee movement: An fMRI study. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 18, 1145–1149.

Tifford, C. D., Spero, L., Luke, T., Plancher, K. D. (2000). The relationship of the infrapatellar branches of the saphenous nerve to arthroscopy portals and incisions for anterior cruciate ligament surgery. An anatomic study. *The American Journal of Sports Medicine*, 28(4), 562–567.

Vasconcelos, R., Grossi, D., Shimano, A., Paccola, C., Salvini, T., Prado, C., & Mello, W. (2009). Functional performance and knee laxicity in normal individuals and in submitted to anterior cruciate ligament reconstruction. *Revista Brasileira de Ortopedia*, 44(2), 134–142.

Véle, František (1987). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing.

Wetters, N., Weber, A., Wuerz, T., Schub, D., & Mandelbaum, B. (2015). Mechanism of injury risk factors for anterior cruciate ligament injury. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 24, 2–6.

Wojtys, E. M., & Huston, L. J. (2000). Longitudinal effects of anterior-cruciate-ligament injury and pattelar-tendon autograft reconstruction on neuromuscular performance. *The American Journal of Sports Medicine*, 28, 336–344.

Wu, W. H., Hackett, T., & Richmond, J. C. (2002). Effects of meniscal and articular surface status on knee stability, function, and symptoms after anterior cruciate ligament reconstruction: A long-term prospective study. *The American Journal of Sports Medicine*, 30, 845–850.

Zouita, M., Zouita, S., Dziri, C., & Ben, S. (2009). Single-leg assessment of postural stability and knee functional outcome two years after anterior cruciate ligament reconstruction. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 52, 457–484.

SEZNAM ZKRATEK

2HS	dvousvazkový štěp z hamstringů
3D	třídimenzionální prostor
4HS	čtyřsvazkový štěp z hamstringů
AM	anteromediální
BMI	body mass index
BTB	bone-tendon-bone
cm	centimetr
CNS	centrální nervová soustava
DK	dolní končetina
EMG	elektromyografie
H/Q poměr	poměr svalové síly hamstringů a musculus quadriceps femoris
HSS	hluboký stabilizační systém
IM	intermediální
IKCD	The International Knee Documentation Commuttee
JPS	joint position sense
kolat.	kolaterální
LCA	ligamentum cruciatum anterius
LCL	ligamentum collaterale lateralis

LCM	ligamentum collaterale medialis
lig.	ligamentum
m.	musculus
M:L poměr	poměr velikosti mediálního a laterálního kondylu femuru
max	maximum
min	minimum
mm	milimetr
mm.	musculi
N	Newton
NWI	notch width index
p	hladina korelace
PL	posterolaterální
PZV	přední zkřížený vaz
SNPs	polymorfismus jediného nukleotidu
STG	semitendinosus-gracilis

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Průběh flexe v kolenním kloubu (Kapandji, 1987, 85).

Obrázek 2. Tři histologické zóny, proximální část (A), střední část (B) a distální část (C) předního zkříženého vazy (Duthon et al., 2006).

Obrázek 3. Vlevo: Boční pohled na mediální plochu laterálního kondylu femuru v 90° flexi, zobrazení dvou svazků PZV. Vpravo: Rozdílnost délky AM a PL svazku (Bicer et al., 2010).

Obrázek 4. Pozice PZV v různých polohách kolenního kloubu; 1 – neutrální pozice PZV, 2 – pozice při flexi 45–50°, 3 – pozice při extrémní flexi (Kapandji, 1987, 116).

Obrázek 5. Pozice svazků PZV při extenzi (vlevo) a při 110° flexi (Duthon et al., 2006).

Obrázek 6. Q úhel. (Retrieved from Worldwide web 22. 3. 2017: <https://www.casi-acms.com/images/qangle1.jpg>)

Obrázek 7. Notch Width Index; A – šířka interkondylárního prostoru, B – šířka femorálních kondylů (Görmeli et al., 2015).

Obrázek 8. Schéma přípravy dvojvrstvého jednosvazkového BTB štěpu (Kang et al., 2013).

Obrázek 9. SpeedCourt systém (Bartels et al., 2016).

Obrázek 10. Zařízení KT–1000 (Retrieved 30. 3. 2017 from World Wide Web: <http://drrobertlaprademd.com/wp-content/uploads/2015/06/KT-1000-Testing-LaPrade.jpg>).

Obrázek 11. Reflexivní markery nalepené na těle pacienta.

Obrázek 12. Slow Step Down.

Obrázek 13. Single Leg Drop Hop.

Obrázek 14. Pivot Turn Jump.

Obrázek 15. JPS test.

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1. Stabilizátory pohybů kolenního kloubu (Pokorný, 2002, 155).

Tabulka 2. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických údajů při testu Pivot Turn Jump

Tabulka 3. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických testů při testu Slow Step Down

Tabulka 4. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických testů při testu Single Leg Drop Hop

Tabulka 5. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a klinických testů při testu Pivot Turn Jump

Tabulka 6. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a subjektivního hodnocení při testu Slow Step Down

Tabulka 7. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a subjektivního hodnocení při Single Leg Drop Hop

Tabulka 8. Hodnoty korelačních koeficientů při porovnání efektu ortézy a subjektivního hodnocení Pivot Turn Jump

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1. Vzor informovaného souhlasu.

Příloha 2. Tegner activity scale.

Příloha 3. Škála hypermobility podle Beightona a Horana.

Příloha 4. Mapa senzitivity kolenního kloubu.

Příloha 5. Klinická data probandů.

Příloha 6. Rozdíl hodnot kinematických dat s aplikací ortézy a bez ortézy pro test Slow Step Down.

Příloha 7. Rozdíl hodnot kinematických dat s aplikací ortézy a bez ortézy pro test Single Leg Drop Hop.

Příloha 8. Rozdíl hodnot kinematických dat s aplikací ortézy a bez ortézy pro test Pivot Turn Jump.

9 PŘÍLOHY

Příloha 1. Vzor informovaného souhlasu.

Informace o studii

Název studie: Ovlivnění funkčního stavu kolenního kloubu pomocí proprioceptivní ortézy u pacientů dva až deset let po rekonstrukci předního zkříženého vazů

Řešitel: PhDr. David Smékal, Ph.D., Bc. Ivana Hanzlíková, Bc. Zuzana Dvořáková

Byli jste požádáni o účast ve studii, která se stane podkladem pro zpracování diplomové práce. Předtím, než se rozhodnete o své účasti, je důležité, abyste porozuměli, za jakým účelem bude tato studie probíhat a co vše bude zahrnovat. Prosím najděte si čas a přečtěte si následující informace. Pokud Vám bude něco nejasné, nebo budete chtít více informací o studii, neváhejte a zeptejte se.

Co je cílem této studie?

Nedávné pokroky v oblasti vývoje ortéz vedly k vytvoření nové proprioceptivní ortézy (Obrázek 1). Výzkumy na zdravé skupině probandů již prokázaly, že tento typ ortézy zlepšuje mechaniku kolenního kloubu během kontrolovaného sestupu ze schodu, či během dynamických sportovních úkolů. Cílem této studie je zjistit, zdali ortéza zlepšuje stabilitu kolenního kloubu i u probandů, kteří jsou 2–10 let po rekonstrukci předního zkříženého vazů.

Kdo se může studie účastnit?

Studie se mohou účastnit osoby, které jsou 2 až 10 let po rekonstrukci předního zkříženého vazů. Probandi by se měli nacházet ve věkovém rozmezí 20–50 let, neměli by mít za sebou žádné další operační výkony a vážné úrazy na dolních končetinách. Ze studie budou také vyřazeni pacienti s neurogenním onemocněním.

O co budete požádáni?

Po odebrání stručné anamnézy, bude pomocí jednoduchých a rychlých klinických testů vyšetřeno svalové zkrácení a svalová síla operované dolní končetiny. Bude posouzena celková hypermobilita, schopnost zopakovat předem nastavený úhel flexe kolenního kloubu (statestézie), vibrační cití a zeptáme se Vás na úroveň vaší tělesné aktivity a na činnosti, které mohou být problematické

vzhledem k vašemu operovanému kolennímu kloubu. Poté budou na vaše dolní končetiny nalepeny pomocí oboustranné izolepy malé reflexní značky. Následně budete požádáni o provedení třech úkolů, a to o pomalý sestup ze schodu, o seskok ze schodu a dopad na operovanou dolní končetinu a skok dopředu na operovanou dolní končetinu s následným 180° otočením a skokem zpět (Obrázek 2). Během těchto úkolů budete nahráváni 6 kamerami. Tyto kamery však vidí pouze reflexní značky nalepené na vašem těle, které se na obrazovce objeví jako bílé body. Tyto body nám následně v počítači dovolí vymodelovat vaši kostru (Obrázek 3) a díky tomu analyzovat pohyb mezi jednotlivými klouby dolních končetin.

Pokud se rozhodnete studii účastnit, budete požádáni, abyste se dostavila do laboratoře Fakulty tělesné kultury. Veškeré měření proběhne v jednom sezení, které bude trvat přes jednu hodinu.

Musím se studii účastnit?

Ne. Rozhodnutí, jestli se chcete studii účastnit či nikoli je zcela na Vás. Pokud v průběhu měření se rozhodnete ze studie odstoupit, máte plné právo tak učinit bez udání důvodu a bez jakéhokoli negativního dopadu na Vás. Samozřejmě i data, které byly s Vámi naměřeny, budou smazány.

Jaké jsou možné nevýhody účasti ve studii?

Během provádění úkolu při nasazené ortéze můžete cítit mírné nepohodlí, pokud se tak stane, budeme rádi, když nás o této situaci budete informovat. Nepříjemné může být také odlepování reflexních značek z vaší pokožky.

Jaké jsou výhody účasti ve studii?

Pokud bude prokázán pozitivní vliv ortézy na stabilitu kolenního kloubu po rekonstrukci předního zkříženého vazů, proprioceptivní ortéza bude moci těmto pacientům pomoci při navrácení do sportu či jiné aktivity, snížit bolest či riziko dalšího poranění kolenního kloubu. Pokud máte problémy s kolenním kloubem, může mít tato ortéza značné benefity i pro vás.

Co se stane s mými osobními údaji?

Se všemi daty se bude nakládat v souladu s pravidly o zacházení s osobními údaji. Ve výsledcích studie bude Vaše jméno a detaily o Vás kompletně odstraněny.

Co se stane s výsledky studie?

Výsledky studie budou použity k diplomové práci, mohou být prezentovány i na konferencích či v odborných časopisech.

Co když budu mít stížnosti?

Pokud budete mít jakékoliv stížnosti či dotazy ohledně studie a jak s Vámi bylo během studie zacházeno, prosím obraťte se v první řadě na řešitele studie (kontakty uvedeny níže), kteří se budou snažit dělat vše, aby vzniklý problém vyřešili. Pokud pro Vás nebude toto řešení uspokojivé, můžete se obrátit na Etickou komisy FTK UP.

Děkuji, že jste si našli čas a přečetli informace o této studii.

Příloha 2. Tegner activity scale.

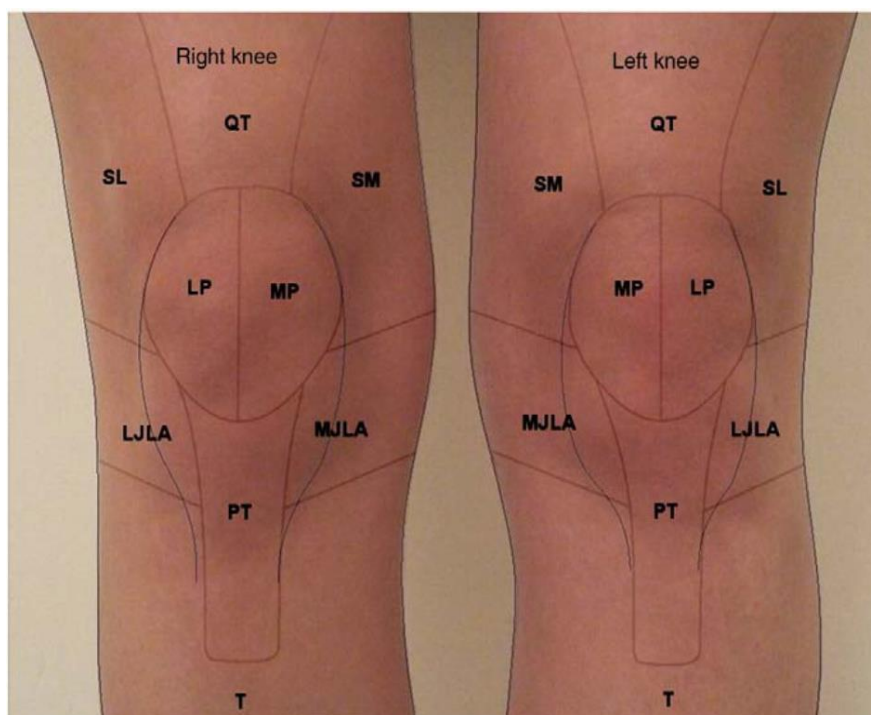
1. Pracovní neschopnost či invalidní důchod vzhledem k obtížím s kloubem.
2. Zaměstnání – sedavé, chůze po rovném povrchu.
3. Zaměstnání – lehká práce, chůze po nerovném povrchu (s výjimkou lesa).
4. Zaměstnání – lehká práce (např. ošetřovatelství), závodní a rekreační sporty.
5. Zaměstnání – středně těžká práce (např. řízení nákladního auta, těžké domácí práce), rekreační sport – cyklistika, běh na lyžích, jogging na rovném povrchu minimálně dvakrát týdně.
6. Zaměstnání – těžká práce (stavitelství, lesnictví), sporty provozované závodně – cyklistika, běh na lyžích, rekreační sport – jogging na nerovném povrchu minimálně dvakrát týdně.
7. Rekreační sporty – tenis, badminton, házená, basketbal, sjezdové lyžování, jogging nejméně pětkrát týdně.

8. Sporty provozované závodně – tenis, motokros, házená, basketbal, rekreační sporty – kopaná, florbal, squash, atletika, přespolní běh.
9. Sporty provozované závodně – florbal, squash, badminton, atletika, sjezdové lyžování.
10. Sporty provozované závodně – kopaná nižší úroveň, lední hokej, wrestling, sportovní gymnastika.
11. Sporty provozované závodně – kopaná na národní úrovni.

Příloha 3. Škála hypermobility podle Beightona a Horana.

	Levá	Pravá
1. Pasivní DF a EXT pátého MCP přes 90°	1	1
2. Pasivní přiložení palce na anteriorní stranu předloktí	1	1
3. Pasivní hyperextenze LOK přes 10°	1	1
4. Pasivní hyperextenze KOK přes 10°	1	1
5. Dotknutí se dlaněmi země při extendovaných KOK	1	
Celkem	/ 9	

Příloha 4. Mapa senzitivity kolenního kloubu.



Příloha 5. Klinická data probandů.

Účastník	Věk	Váha	Výška	Štěp	Meniskus	Stav po RHB	Tegner před	Tegner nyní	Hypermobilita
1	43	86	168	1	1	10	7	7	4
2	24	65	170	1	0	6	6	6	0
3	37	94	185	3	1	10	9	6	2
4	41	65	163	2	0	7	6	4	3
5	28	103	190	1	3	7	9	7	1
6	30	669	175	1	0	9	7	6	4
7	34	79	175	1	0	2	10	4	6
8	30	85	178	1	0	10	9	7	4
9	45	74	176	2	3	5	9	5	1
10	32	74	178	1	0	10	9	7	2
11	36	106	200	2	3	10	6	6	1
12	27	84	192	1	0	6	9	9	2
13	42	73	170	3	1	6	9	8	4
14	25	60	165	2	0	7	8	5	6
15	24	65	170	2	0	4	8	4	8

Účastník	Stoj na 2 vahách	Somatognozie	SS m. QF	SS hamstringy	H/Q ratio	Zkrácení m.QF
1	3.3	5	74.8	65.5	0.88	122
2	2.22	2.5	96.4	60.4	0.63	160
3	12.6	1	96.6	116.2	1.2	130
4	3.26	2.5	86.3	63.9	0.74	134
5	7.06	5	153.9	129.5	0.84	132
6	5.52	1	111.6	75.7	0.68	133
7	2.5	0.5	113.4	88.9	0.78	145
8	1.42	4.5	118.5	86.6	0.73	130
9	8.4	9	111.2	82.3	0.74	144
10	13.24	7	115.9	114.9	0.99	130
11	13.04	7	167.3	135	0.81	125
12	0.6	4.5	228.5	172.4	0.75	139
13	8.68	1	72	49	0.68	130
14	5.06	2	132	55	0.42	154
15	1.78	4.5	87.9	82.1	0.93	145

Účastník	Zkrácení hamstringů	Lachman op. DK	Lachman zd. DK	Subj. NB slow step	Subj. NB drop hop
1	84	2	3	2	1
2	100	3	2	3	3
3	95	1	2	3	3
4	102	3	2	3	3
5	98	3	2	3	3
6	114	2	3	2	3
7	102	2	2	3	2
8	90	2	2	2	3
9	124	2	3	3	3
10	93	2	2	2	3
11	83	2	2	3	3
12	86	2	2	3	3
13	87	2	3	2	-
14	113	3	3	3	3
15	105	3	3	2	1

Účastník	Subj. NB pivot jump	Subj. B slow step	Subj. B drop hop	Subj. B pivoj jump	JPS
1	1	2	3	2	7.02634436
2	2	4	2	4	-3.36228931
3	3	2	4	5	1.33866716
4	3	4	3	3	-5.71705069
5	3	3	3	3	-6.03734842
6	3	1	1	4	1.40212683
7	3	5	5	5	4.05685842
8	3	4	3	4	-9.95061634
9	3	4	4	5	-4.77477000
10	3	4	1	3	-0.68702257
11	3	4	4	3	-8.13871792
12	3	4	5	5	-7.31855836
13	1	3	-	4	-6.96784554
14	3	2	4	5	-4.62770842
15	2	4	1	4	-4.85980287

Legenda: štep 1 – BTB, štep 2 – STG, meniskus 0 – neporušen, meniskus 1 – poškozen vnitřní, meniskus 2 – poškozen vnější, meniskus 3 – poškozeny oba menisky, Tegner před/nyní – Tegner skóre před úrazem/nyní, hypermobilita – skóre dle Beightona a Horana, stoj na 2 vahách – rozdíl (kg), SS – moment síly, m. QF – m. quadriceps femoris, SS hamstringy – moment síly hamstringů, moment H/Q poměr – poměr izometrické síly m. quadriceps femoris a hamstringů, zkrácení m. QF – rozsah pasivní flexe kolenního kloubu (°), zkrácení hamstringů – rozsah pasivní flexe kyčelního kloubu (°), Lachman op. DK – Lachmanův test operovaného kolenního kloubu (1 – tuhý, 2 – normální, 3 – volný), Lachman zd. DK – Lachmanův test zdravého kolenního kloubu (1 – tuhý, 2 – normální, 3 – volný), subj. – subjektivní hodnocení provedeného testu (viz. Metodika), NB – no brace (bez ortézy), B –brace (s ortézou), JPS – rozdíl joint position sense test s ortézou a bez ortézy.

Příloha 6. Rozdíl hodnot kinematických dat s aplikací ortézy a bez ortézy pro test Slow Step Down.

Účastník	Úhel								
	x_min	y_min	z_min	x_max	y_max	z_max	x_rozsah	y_rozsah	z_rozsah
1	1.74847	-1.46033	-0.03292	2.4915	0.02366	2.07733	0.74303	1.48399	2.11025
2	2.32613	0.81874	0.60185	-5.52699	1.67111	-3.60609	-7.85312	0.85237	-4.20794
3	0.7037	-2.5585	2.9695	-0.49908	-2.13449	-2.07716	-1.20278	0.42401	-5.04666
4	-5.71225	-0.76943	0.4278	-0.38123	2.67068	0.08589	5.33102	3.44011	-0.34191
5	-4.97288	-0.3473	-0.1994	-1.82876	0.49489	0.56166	3.14412	0.84219	0.76106
6	-0.36177	-1.2401	0.86118	-0.29933	-0.92825	1.62141	0.06244	0.31185	0.76023
7	2.1559	0.07078	-0.7212	-0.83882	0.79153	2.10007	-2.99472	0.72075	2.82127
8	-6.1272	0.68978	1.72615	-2.88344	-0.31576	2.40333	3.24376	-1.00554	0.67718
9	4.63619	-2.05713	-5.75127	-8.10507	-3.29584	-3.20939	-12.7413	-1.23871	2.54188
10	1.18212	1.22493	-0.06353	-2.03292	0.49636	0.35237	-3.21504	-0.72857	0.4159
11	-1.9287	0.72139	-0.28453	-2.58314	0.97437	0.47727	-0.65444	0.25298	0.7618
12	0.98755	-1.03497	0.64622	-1.30173	-1.15117	-1.90557	-2.28928	-0.1162	-2.55179
13	0.91618	-0.68356	0.87563	-2.32714	-0.14647	1.43128	-3.24332	0.53709	0.55565
14	5.35563	-2.09092	-0.03805	5.93153	-0.77247	-3.77999	0.5759	1.31845	-3.74194
15	-6.80972	-0.05929	-1.10621	-0.2412	-0.69526	3.63238	6.56852	-0.63597	4.73859

Účastník	Úhlová rychlost								
	x_min	y_min	z_min	x_max	y_max	z_max	x_rozsah	y_rozsah	z_rozsah
1	3.00648	-0.42234	-9.28329	14.38511	17.80076	-0.77681	11.37863	18.2231	8.50648
2	-1.45261	-3.00708	-2.44528	-9.02179	-4.70954	-1.68443	-7.56918	-1.70246	0.76085
3	9.22789	-6.19858	11.0402	27.74179	-16.4856	-10.3749	18.5139	-10.287	-21.4151
4	14.45705	4.36	-4.97294	21.02188	2.95347	-7.52657	6.56483	-1.40653	-2.55363
5	7.77997	-40.8321	14.81232	14.26607	12.22463	18.44671	6.4861	53.05668	3.63439
6	-5.11988	-3.42563	-2.68868	7.65445	2.03173	4.00525	12.77433	5.45736	6.69393
7	-14.8266	-47.7752	-46.3759	10.19981	7.82342	36.65037	25.02636	55.59862	83.02628
8	17.32318	19.67135	42.33459	19.52273	1.25874	3.97279	2.19955	-18.4126	-38.3618
9	-12.84	-9.21084	-6.35724	-5.13245	6.31415	28.1472	7.70755	15.52499	34.50444
10	2.72822	14.82097	26.04843	-22.6139	-58.5107	-11.7703	-25.3421	-73.3317	-37.8187
11	0.42833	-12.0221	-66.1568	-0.1771	128.6797	2.60939	-0.60543	140.7018	68.76614
12	-1.31359	75.50748	11.37343	4.72948	-61.0529	-13.4687	6.04307	-136.56	-24.8421
13	26.00758	5.39196	4.64186	-9.80404	-4.99208	-4.71432	-35.8116	-10.384	-9.35618
14	73.36494	5.58329	24.75066	-17.7011	-0.83547	-7.04522	-91.0661	-6.41876	-31.7959
15	4.58083	1.72612	3.55106	12.24365	6.09436	-4.33326	7.66282	4.36824	-7.88432

Příloha 7. Rozdíl hodnot kinematických dat s aplikací ortézy a bez ortézy pro test Single Leg Drop Hop.

Účastník	Úhel								
	x_min	y_min	z_min	x_max	y_max	z_max	x_rozsah	y_rozsah	z_rozsah
1	-3.48537	-0.17921	-2.5389	0.14767	-0.50215	0.35627	3.63304	-0.32294	2.89517
2	-1.68506	-2.45233	-5.17601	0.18796	1.33687	0.66738	1.87302	3.7892	5.84339
3	1.01341	0.51444	1.15752	-0.63326	0.50785	11.43075	-1.64667	-0.00659	10.27323
4	-0.03685	0.53823	-2.46108	1.89303	2.27159	-0.20406	1.92988	1.73336	2.25702
5	0.24353	-1.01274	-0.75229	1.7491	1.12074	2.84167	1.50557	2.13348	3.59396
6	2.13879	2.92391	2.21153	-1.41888	0.20644	1.12394	-3.55767	-2.71747	-1.08759
7	1.72136	-2.08404	-0.44993	-0.19411	1.15562	1.69852	-1.91547	3.23966	2.14845
8	6.60203	0.26388	2.26663	5.03837	2.5377	-0.12336	-1.56366	2.27382	-2.38999
9	-1.27625	0.29341	-1.58459	-2.73936	-2.06274	-0.41248	-1.46311	-2.35615	1.17211
10	1.9415	0.20461	1.52779	-2.42215	0.25264	0.02969	-4.36365	0.04803	-1.4981
11	-1.42698	0.52522	1.49446	0.28747	-0.43427	0.77106	1.71445	-0.95949	-0.7234
12	0.72866	0.04885	-1.51745	1.41983	1.03364	-0.48341	0.69117	0.98479	1.03404
13	1.02707	-0.21316	0.83601	-6.02684	-0.47846	0.25845	-7.05391	-0.2653	-0.57756
14	4.24121	-6.21628	1.91	1.17581	-2.69191	1.81476	-3.0654	3.52437	-0.09524

Účastník	Úhlová rychlost								
	x_min	y_min	z_min	x_max	y_max	z_max	x_rozsah	y_rozsah	z_rozsah
1	-18.6686	65.94497	120.8975	-27.4929	140.6908	-162.26	-8.82434	74.74579	-283.158
2	107.67	92.9893	60.73535	13.58398	86.53891	-23.4736	-94.086	-6.45039	-84.2089
3	-71.6722	-57.1809	-263.345	14.46095	131.5462	100.9078	86.13312	188.7271	364.2527
4	18.98584	-6.43797	-32.0798	1.9018	6.49703	26.32512	-17.084	12.935	58.40492
5	-4.46199	33.04711	-28.1552	-112.516	111.1213	27.82146	-108.054	78.07418	55.97661
6	49.31141	2.82715	17.14889	-141.203	-88.2792	30.23813	-190.514	-91.1064	13.08924
7	10.60573	-24.0233	-78.6038	-0.84772	18.87238	16.07873	-11.4535	42.89571	94.68252
8	4.24856	-99.6551	-40.0334	-108.846	-13.3184	-33.7943	-113.095	86.3367	6.23911
9	-5.76019	-45.4788	65.10935	-157.787	-27.2922	-119.517	-152.027	18.18662	-184.626
10	-46.8507	69.89787	38.07455	-3.46479	-17.2614	-99.6553	43.38588	-87.1592	-137.73
11	-17.2304	-6.52489	18.22983	-9.24375	5.56142	-38.1568	7.98663	12.08631	-56.3866
12	-2.43661	-7.4402	-35.0324	3.81754	3.50451	-0.56025	6.25415	10.94471	34.47216
13	-8.2808	3.82676	-32.0601	7.58075	3.70848	20.2286	15.86155	-0.11828	52.28873
14	-13.9462	-12.327	-53.1014	-46.8994	-8.74493	3.3465	-32.9533	3.5821	56.44792

Příloha 8. Rozdíl hodnot kinematických dat s aplikací ortézy a bez ortézy pro test Pivot Turn Jump.

Účastník	Úhel								
	x_min	y_min	z_min	x_max	y_max	z_max	x_rozsah	y_rozsah	z_rozsah
1	1.07965	-0.05633	2.27982	0.61862	0.40469	1.72496	-0.46103	0.46102	-0.55486
2	-2.00213	0.59167	-3.86821	2.37503	5.38603	0.57216	4.37716	4.79436	4.44037
3	5.70333	1.14168	-8.89709	4.58429	0.4112	-1.08086	-1.11904	-0.73048	7.81623
4	5.31743	0.74236	-1.23233	2.20556	-2.32421	-1.47048	-3.11187	-3.06657	-0.23815
5	-1.92907	0.00932	2.16379	0.59329	-1.42888	0.30438	2.52236	-1.4382	-1.85941
6	1.21613	-0.95298	-0.53901	0.24276	1.48105	0.98287	-0.97337	2.43403	1.52188
7	0.82787	0.83401	-0.10095	-1.67486	2.56359	2.69324	-2.50273	1.72958	2.79419
8	3.81311	0.44007	-1.51456	0.67622	1.03447	0.79811	-3.13689	0.5944	2.31267
9	-4.99277	-1.43236	0.01318	-0.79755	-3.24314	3.15416	4.19522	-1.81078	3.14098
10	7.26525	3.28997	-4.2262	5.41823	2.91068	-0.04185	-1.84702	-0.37929	4.18435
11	-2.00132	-0.32007	-3.81414	-0.57054	1.00431	1.6592	1.43078	1.32438	5.47334
12	-4.727	0.91583	0.09062	3.11245	-1.7119	-1.13428	7.83945	-2.62773	-1.2249
13	-2.30008	0.79232	-4.67238	-4.64261	-0.13541	0.86987	-2.34253	-0.92773	5.54225
14	-0.70705	-3.83107	-0.07795	0.58843	-1.93524	0.22882	1.29548	1.89583	0.30677
15	-1.64535	-3.08127	-0.99759	0.12512	0.32988	2.00428	1.77047	3.41115	3.00187

Účastník	Úhlová rychlost								
	x_min	y_min	z_min	x_max	y_max	z_max	x_rozsah	y_rozsah	z_rozsah
1	36.45659	23.34386	13.2911	11.8862	29.77713	11.47141	-24.5704	6.43327	-1.81969
2	-10.9556	-47.9404	-64.4921	30.53662	12.89828	42.81753	41.49219	60.83868	107.3096
3	65.94019	77.79989	390.9005	-38.5012	-197.545	-285.083	-104.441	-275.344	-675.984
4	-10.1729	24.42159	-108.729	64.85637	-56.8434	22.70193	75.02923	-81.265	131.4305
5	-23.5358	-13.81	28.18716	11.23535	-81.9121	75.17649	34.77119	-68.1021	46.98933
6	8.84804	-13.573	10.65735	-66.677	10.72246	81.90484	-75.525	24.29546	71.24749
7	25.40497	-3.51572	-10.6626	1.10135	27.83826	41.58689	-24.3036	31.35398	52.24953
8	31.52082	-45.5112	-56.4597	-83.4795	4.13246	-31.1492	-115	49.64366	25.31051
9	1.83603	-11.4376	27.52164	-52.4442	3.15574	-9.38938	-54.2802	14.59333	-36.911
10	19.99924	30.98754	-41.0163	-19.5667	-10.9766	-46.4932	-39.5659	-41.9641	-5.47691
11	-26.9063	-13.5622	-16.559	18.44941	4.36606	78.20383	45.35568	17.92824	94.76282
12	-19.0162	-13.001	36.55688	-15.2379	1.25342	17.30828	3.77833	14.25441	-19.2486
13	40.5719	-51.7169	11.36958	-27.7697	12.92085	106.616	-68.3416	64.63779	95.24642
14	-36.3169	-10.2914	-49.4701	36.26544	9.61478	-56.5948	72.5823	19.90618	-7.12473
15	3.20734	20.39578	-10.569	-2.03125	-19.5211	-56.8421	-5.23859	-39.9169	-46.2732

Legenda pro přílohy 6–8: x – anterioposteriorní osa, y – mediolaterální osa, z – vertikální osa, min – minimum, max – maximum, rozsah – rozdíl minima a maxima.