

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2022

Remzie Bejtová

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Fyzioterapie B0915P360008

Remzie Bejtová

**SROVNÁNÍ PŘÍSTUPŮ TESTOVÁNÍ DYNAMICKÉ
STABILITY KOLENNÍHO KLOUBU**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2022

Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu použitých zdrojů.

V Plzni dne 30. 3. 2022

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Bejtová Remzie

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Srovnávání přístupů testování dynamické stability kolenního kloubu

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran – číslované: 54

Počet stran – nečíslované: 23

Počet příloh: 8

Počet titulů použité literatury: 32

Klíčová slova: kolenní kloub, dynamická stabilita, Single-Leg Hop Test for Distance, Single-Leg Triple Hop Test for Distance, Y-Balance Test, Deep Squat Test, In-Line Lunge Test

Souhrn:

Bakalářská práce se zabývá srovnáním přístupů testování dynamické stability kolenního kloubu. Pro účely této práce bylo vybráno 5 testů. Single-Leg Hop test for Distance, Single-Leg Triple Hop Test for Distance, Y-Balance Test, Deep Squat Test a In-Line Lunge Test.

Z měření v praktické části vyplynulo, že probandi se od průměrného pořadí výsledků jednotlivých testů průměrně vychylovali o necelé 3 pozice. Ačkoliv lepších výsledků testování dosáhla skupina, která byla označena za zdravou, nebyl tento rozdíl markantní. Dále jsme zjistili, že k největší míře rotace tibie docházelo při Hop testech a k nejmenší při testech Functional Movement Screen. Jako nejrelevantnější testování nám vyšly Hop testy. Jediné, co se nám nepodařilo jednoznačně určit, byl vztah míry rotace a dosažení lepších výsledků v testech, tedy vztah míry rotace a stavu dynamické stability.

Abstract

Surname and name: Bejtová Remzie

Department: Department of Health Practice

Title of thesis: Comparison of approaches of testing knee joint dynamic stability

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages – numbered: 54

Number of pages – unnumbered: 23

Number of appendices: 8

Number of literature items used: 32

Keywords: knee joint, dynamic stability, Single-Leg Hop Test for Distance, Single-Leg Triple Hop Test for Distance, Y-Balance Test, Deep Squat Test, In-Line Lunge Test

Summary:

The bachelor thesis deals with the comparison of approaches to testing the dynamic stability of the knee joint. For the purposes of this work, 5 tests were selected. Single-Leg Hop test for Distance, Single-Leg Triple Hop Test for Distance, Y-Balance Test, Deep Squat Test and In-Line Lunge Test.

The measurements in the practical part showed that the probands deviated from the average order of the results of individual tests by less than 3 positions on average. Although the group that was identified as healthy achieved better testing results, this difference was not significant. We also found that the greatest degree of tibial rotation occurred in the Hop tests and the lowest in the Functional Movement Screen tests. Hop tests came out as the most relevant tests. The only thing we could not unambiguously determine was the relationship between the rate of rotation and the achievement of better test results, ie the relationship between the rate of rotation and the state of dynamic stability.

Předmluva

Bakalářská práce byla napsána k ověření stanovených cílů této práce. Hlavním cílem bylo srovnání výsledků testování dynamické stability kolenního kloubu. Dílčími cíli bylo zjistit, zda testy dynamické stability dosahují stejných výsledků, zda je rozdíl mezi výsledky Hop testů a zda je rozdíl mezi výsledky vybraných testů z Functional Movement Screen. Dále jsme chtěli zjistit, zda se výsledky probandů rozdělených do dvou skupin liší. V neposlední řadě jsme zjistili, který test vyvolává největší a nejmenší míru rotace tibie a který test je nejrelevantnější. Posledním cílem bylo zjistit, jaké míře rotace tibie odpovídají lepší výsledky testů.

K ověření cílů této práce jsme zvolili kvantitativní výzkumné šetření, které se skládalo ze dvou typů měření. Každý proband v náhodném pořadí podstoupil všech pět testů, při kterých měl na horní třetině tibie připevněn IM Tringo senzor, který měřil míru rotace tibie.

Poděkování

Děkuji Mgr. Lukášovi Rybovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů. Mé poděkování patří také Fakultě zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni za poskytnutí prostor a vybavení pro testování. V neposlední řadě děkuji všem účastníkům výzkumného šetření za ochotnou spolupráci.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	11
SEZNAM TABULEK	11
SEZNAM ZKRATEK	13
ÚVOD.....	14
TEORETICKÁ ČÁST	15
1 FUNKČNÍ ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU	15
1.1 Tibiofemorální kloub	15
1.2 Femoropatelární kloub	15
1.3 Tibiofibulární kloub	16
1.4 Kloubní pouzdro kolenního kloubu	16
1.5 Zesilující vazivový aparát	16
1.5.1 Ligamenta kloubního pouzdra	16
1.5.2 Nitrokloubní vazy	17
1.6 Charakteristika kloubní dutiny.....	17
2 BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU	19
3 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU	21
3.1 Extenzory kolenního kloubu	22
3.1.1 M. quadriceps femoris	22
3.1.2 M. articularis genus	23
3.2 Pomocné extenzory kolenního kloubu.....	23
3.2.1 M. tensor fasciae latae	23
3.2.2 M. gluteus maximus	23
3.3 Stabilizující svaly při extenzi kolenního kloubu.....	23
3.3.1 Mm. abdominis.....	23
3.3.2 M. erector trunci	25
3.4 Neutralizační svaly při extenzi kolenního kloubu	26
3.5 Flexory kolenního kloubu	26
3.5.1 M. biceps femoris	26
3.5.2 M. semitendinosus	26
3.5.3 M. semimembranosus.....	26
3.6 Pomocné flexory kolenního kloubu.....	27
3.6.1 M. popliteus.....	27
3.6.2 M. gracilis.....	27
3.6.3 M. sartorius.....	27
3.6.4 M. gastrocnemius	27

3.7	Stabilizující svaly při flexi kolenního kloubu.....	28
3.7.1	M. iliopsoas	28
3.7.2	M. pectineus	28
3.8	Neutralizační svaly při flexi kolenního kloubu.....	28
4	DYNAMICKÁ STABILITA.....	29
4.1	Senzomotorický systém	29
4.2	Měřitele dynamické stability.....	29
4.2.1	Propriocepce	30
4.2.2	Posturální kontrola.....	30
4.2.3	Elektromyografie	31
5	TESTOVÁNÍ DYNAMICKÉ STABILITY KOLENNÍHO KLOUBU.....	32
5.1	Hop testy	32
5.2	Y Balance Test.....	33
5.3	Functional Movement Screen	35
5.3.1	The Deep Squat (Hluboký dřep).....	36
5.3.2	Hurdle Step (Výkrok)	36
5.3.3	In-Line Lunge (Výpad).....	36
5.3.4	Shoulder Mobility (Mobilita ramen)	37
5.3.5	Rotary Stability (Stabilita trupu)	37
5.3.6	The Active Straight Leg Raise (Aktivní zdvih nohy).....	37
5.3.7	The Trunk Stability Push-Up (Klik).....	38
	PRAKTICKÁ ČÁST	39
6	CÍL A ÚKOLY PRÁCE	39
6.1	Hlavní cíl.....	39
6.2	Dílčí cíle.....	39
7	VÝZKUMNÉ OTÁZKY	40
8	CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU	41
9	METODIKA PRÁCE	42
9.1	Příprava měření.....	42
9.2	Průběh měření	43
9.2.1	Single-Leg Hop Test for Distance	43
9.2.2	Single-Leg Triple Hop Test for Distance	44
9.2.3	Y Balance Test.....	44
9.2.4	In-Line Lunge Test	46
9.2.5	The Deep Squat Test.....	47
9.3	Zpracování a vyhodnocení dat.....	48
9.3.1	Hop testy.....	48

9.3.2	Y-Balance Test	48
9.3.3	In-Line Lunge Test	48
9.3.4	Deep Squat Test	49
10	ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	50
10.1	Výzkumná otázka 1	50
10.2	Výzkumná otázka 2	52
10.3	Výzkumná otázka 3	53
10.4	Výzkumná otázka 4	56
10.5	Výzkumná otázka 5	56
10.6	Výzkumná otázka 6	58
10.7	Výzkumná otázka 7	60
11	DISKUZE	63
11.1	Výzkumná otázka 1	63
11.2	Výzkumná otázka 2	63
11.3	Výzkumná otázka 3	64
11.4	Výzkumná otázka 4	64
11.5	Výzkumná otázka 5	65
11.6	Výzkumná otázka 6	65
11.7	Výzkumná otázka 7	65
	ZÁVĚR	67
	SEZNAM LITERATURY	68
	SEZNAM PŘÍLOH	72
	PŘÍLOHY	73

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Série 4 Hop testů.....	32
Obrázek 2 Směry Star Excursion Balance Test.....	34
Obrázek 3 Směry Y Balance Test.....	35
Obrázek 4 FMS.....	35
Obrázek 5 Ukázka algoritmu měření v EMGworks Acquisition	42
Obrázek 6 Provedení Hop testu	44
Obrázek 8 Provedení YBT PM.....	45
Obrázek 7 Provedení YBT A.....	45
Obrázek 9 Provedení YBT PL.....	46
Obrázek 10 Provedení LNG	47
Obrázek 11 Provedení DS	47

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Směrodatná odchylka pořadí výsledných hodnot jednotlivých testů u 1. skupiny	50
Tabulka 2 Směrodatná odchylka pořadí výsledných hodnot u 2. skupiny	51
Tabulka 3 Porovnání pořadí výsledků SHD a THD u 1. skupiny	52
Tabulka 4 Porovnání pořadí výsledků SHD a THD u 2. skupiny	53
Tabulka 5 Porovnání pořadí výsledků LNG a DS u 1. skupiny	54
Tabulka 6 Porovnání pořadí výsledků LNG a DS u 2. skupiny	55
Tabulka 7 Porovnání průměrů výsledných hodnot dle hodnocení testů.....	56
Tabulka 8 Porovnání velikostí rozdílů rotací u jednotlivých testů u 1. skupiny	57
Tabulka 9 Porovnání velikostí rotace u jednotlivých testů u 2. skupiny	58
Tabulka 10 Relevantnost testů u 1. skupiny	59
Tabulka 11 Relevantnost testů u 2. skupiny	60
Tabulka 12 Srovnání míry rotace tibie s výsledky testů u 1. skupiny	61
Tabulka 13 Srovnání míry rotace tibie s výsledky testů u 2. skupiny	61
Tabulka 14 Porovnání průměrů výsledných hodnot dle záznamů ze senzorů.....	62

SEZNAM ZKRATEK

CHD	Crossover Hop Test for Distance
cm	centimetr
DS	Deep Squat (hluboký dřep)
EMG.....	elektromyografie
FMS	Functional Movement Screening
LCA	ligamentum cruciatum anterior (přední zkřížený vaz)
lig.	ligamentum (vaz)
ligg.	ligamenta (vazy)
LNG	Lunge (výpad)
LSI	Limb Symmetry Index
m.	musculus (sval)
mm.	musculi (svaly)
n.	nervus (nerv)
nn.	nervi (nervy)
proc.	processus (výběžek)
rr.	rami (větve)
SEBT	Star Excursion Balance Test
SHD	Single Hop Test for Distance
SIAI	spina iliaca anterior inferior (přední spodní trn kyčelní kosti)
SIAS	spina iliaca anterior superior (přední horní trn kyčelní kosti)
T6H	6-meter Timed Hop Test
THD	Triple Hop Test for Distance

ÚVOD

Stres, který působí na kolenní kloub je větší než na kterýkoliv jiný, protože koleno spojuje dvě nejdelší kosti v těle, stehenní a holenní, a díky svému umístění nese celou tělesnou hmotnost člověka. Z tohoto důvodu není poškození kolenního kloubu, především jeho měkkých tkání, neobvyklým jevem. Dokonce se v naší populaci v produktivním věku objevuje stále častěji (Laurence a Strachan, 2016; Mayer a Smékal, 2004).

Jeho důsledky můžeme považovat za závažné, protože kolenní kloub se významně účastní stoje, chůze i běhu, takže jeho poruchy zasahují do vykonávání běžných denních činností. Jeden z hlavních faktorů vzniku lézí těchto struktur je narušení nervosvalové kontroly dynamické stabilizace kolenního kloubu a její zpětné kontroly. Každé narušení měkkých tkání se projevuje v poruše hlubokého cití, čímž se dále zhoršuje kontrola dynamické stability kolen, což vede k většímu riziku vzniku dalšího úrazu (Mayer a Smékal, 2004).

Role dynamické stability v prevenci a léčbě poranění, například po ruptuře LCA, je zásadní, a tak se začaly nacházet způsoby, kterými lze tuto stabilitu testovat a měřit. Následný trénink dynamické stabilizace je založený na ovlivnění propriocepce, neuromotorické kontroly, měkkých tkání, kostí a jejich spojení.

Cílem této práce je porovnání výsledků vybraných testů na měření dynamické stability kolene. Pro tyto účely bylo vybráno 5 testů. Single-Leg Hop Test for Distance, Single-Leg Triple Hop Test for Distance, Y-Balance Test, In-Line Lunge Test a Deep Squat Test. Vyhodnocování těchto testů se vzájemně liší. Hop testy hodnotí dosaženou vzdálenost skoku na jedné dolní končetině, Y-Balance Test hodnotí dosaženou vzdálenost netestované dolní končetiny při stoji na jedné noze. Zbývající dva testy jsou součástí Functional Movement Screen, který vždy hodnotí celkové držení těla při vykonávání daného testu, v tomto případě výpadu vpřed a hlubokého dřepu.

Bakalářská práce je rozdělena na dvě části. Teoretická část se v několika kapitolách zabývá anatomií, kineziologií a biomechanikou kolenního kloubu. Dále se věnuje tématu dynamické stability a způsobů jejího testování. V praktické části jsme se zaměřili na testování 26 probandů vybranými testy a porovnání jejich výsledků společně s výsledky ze záznamů IM Tringo senzorů, které sledovaly velikost rotace tibie.

TEORETICKÁ ČÁST

Tato část se zabývá poznatky z anatomie a kineziologie kolenního kloubu pro potřeby této bakalářské práce. Dále obecně popisuje, co je dynamická stabilita, čím je řízena a podmiňována. A v neposlední řadě sepisuje možnosti testování dynamické stability.

1 FUNKČNÍ ANATOMIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub neboli *articulatio genus* je největším a nejsložitějším kloubem v lidském těle. Spojuje stehno a bérce, což umožňuje zkracování a prodlužování délky dolní končetiny při chůzi. Flexe kolenního kloubu zmenšuje vychylování těžiště těla, čímž se chůze stává energeticky méně náročnou. Kolenní kloub se řadí mezi klouby složené, neboť se zde stýkají 3 kosti: femur, tibia a patella. Kolenní kloub tedy sestává z více než jednoho spojení, kterými jsou klouby tibiofemorální a femoropatelární (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

1.1 Tibiofemorální kloub

Articulatio tibiofemoralis je přechodný kloub, jelikož je kombinací válcového a kladkového typu. Kloubní hlavici tvoří kondyly femuru a naproti tomu kloubní jamku kondyly tibie, které jsou téměř ploché. Vzhledem k většímu zakřivení kondylů femuru, které neodpovídá tvaru protilehlých kondylů tibie, jsou mezi ně vsunuty 2 menisky: *meniscus medialis* et *lateralis* (Čihák, 2004).

Menisky jsou lamely po obvodu složené z hustého vaziva přecházejícího ve vazivovou chrupavku. Jejich funkcí je mimo jiné vyrovnávání inkongruence styčných ploch. Menisky se liší jak tvarem, tak i velikostí. Společně jsou svými cípy připevněny k tibií v oblasti *area intercondylaris anterior* et *posterior* a jejich obvod je připojen ke kloubnímu pouzdru. Laterální meniskus je navíc spojen s *m. popliteus* na rozdíl od menisku mediálního, který je spojen s mediálním kolaterálním vazem a úponovou šlachou *m. semimembranosus* (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

1.2 Femoropatelární kloub

Articulatio femoropatellaris je kloub plochý, jehož styčnými plochami jsou *facies patellaris femoris* a *facies articularis patellae*. Patela je na své straně komunikující s femurem pokryta silnou vrstvou chrupavky (Čihák, 2004).

1.3 Tibiofibulární kloub

Articulatio tibiofibularis superior je kloubní spojení caput fibulae s tibií. Styčnými plochami jsou facies articularis fibularis na laterálním kondylu tibie a facies articularis capitis fibulae na caput fibulae. V kloubu dochází pouze k nepatrným posuvným pohybům, díky krátkému a pevnému kloubnímu pouzdru, které je navíc zesíleno lig. capitis fibulae anterius et posterius (Čihák, 2004).

1.4 Kloubní pouzdro kolenního kloubu

Capsula articularis genu se upíná na tibií a na patelu, při okraji kloubních ploch, zatímco na femur o něco dále, přičemž vynechává epikondyly femuru, kam se připojují vazy a svaly. Vpředu se pouzdro vykluje nad patelu pod m. quadriceps femoris jako recessus suprapatellaris. Nad tímto záhybem nacházíme tíhový váček, bursa suprapatellaris, označována rovněž jako bursa subtendinea, který zpravidla splývá se záhybem. Celkově je kloubní pouzdro kolene v přední části slabé a zesiluje se až v oblasti postranních vazů. Při pohybech kolene je kloubní pouzdro napínáno a taženo vzhůru díky m. articularis tak, aby nedošlo k jeho uskřinutí (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

1.5 Zesilující vazivový aparát

1.5.1 Ligamenta kloubního pouzdra

Zepředu kolenního kloubu se nachází **lig. patellae** jako pokračování šlachy m. quadriceps femoris od pately po tuberositas tibiae (Čihák, 2004).

Dalším zesilujícím faktorem kolenního pouzdra jsou retinacula patellae. **Retinaculum patellae mediale et laterale** jsou pruhy jdoucí po obou stranách pately od m. quadriceps femoris k tibií. Retinaculum laterale je připojeno k iliotibiálnímu traktu, což je zesílený aponeurotický pruh stehenní fascie. Obě retinacula brání vybočení pately směrem do strany. Jsou považována za přídatný extenční aparát kolenního kloubu, protože táhnou koleno do extenze při poškození pately nebo lig. patellae (Čihák, 2004).

Kloubní pouzdro je po stranách zesíleno postranními vazy, které jdou po jeho obvodu od příslušného epikondylu femuru na tibií a fibulu. **Lig. collaterale tibiale** se v zadní části spojuje s kloubním pouzdrům a tím i s mediálním meniskem. Maximálního napětí dosahuje při extenzi kolene, zatímco s rostoucí flexí se zmenšuje. **Lig. collaterale fibulare** se s kloubním pouzdrům nespojuje, protože je ve výši kloubní štěrby oddělen řídkým vazivem. Distální třetina vazy je překryta úponovou šlachou m. biceps femoris. Vaz je hmatný při

extendovaném koleni a napjatý při extenzi a zevní rotaci, s rostoucí flexí a vnitřní rotací napětí klesá. Ligg. collaterale zajišťují pasivní stabilitu kolene při jeho extenzi, kdy jsou maximálně napjaty, a při pohybu do semiflexe (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

Lig. popliteum obliquum není pravým kloubním vazem, protože vzniká oddělením od úponové šlachy m. semimembranosus. Probíhá na zadní straně kolene, kde zesiluje kloubní pouzdro, které je chráněno před uskřínutím tahem m. semimembranosus (Čihák, 2004).

Lig. popliteum arcuatum je vazem méně významným, pojmenovaný podle jeho tvaru ve své horní části, která tvoří oblouk. Probíhá laterálně na zadní straně pouzdra a připojuje se ke caput fibulae (Čihák, 2004).

1.5.2 Nitrokloubní vazy

Ligg. cruciata genus, neboli zkřížené kolenní vazy, spojují femur s tibií a zajišťují pevnost kolene při jeho flexi a vnitřní rotaci. **Lig. cruciatum anterius** probíhá od laterálního epikondylu femuru do area intercondylaris anterior tibie. **Lig. cruciatum posterius** jde od mediálního epikondylu femuru do area intercondylaris posterior tibie a vzadu kříží přední zkřížený vaz. Lig. cruciatum posterior je i přes stejnou délku zkřížených vazů silnější a je dokonce nejsilnějším vazem kolenního kloubu. Přední zkřížený vaz brání posunu bérce anteriorně a zajišťuje zevní rotaci kolene, při které je tento vaz nejvíce zatěžován, zvláště je-li koleno v hyperextenzi. Naopak zadní zkřížený vaz omezuje posun tibie posteriorně a omezuje zevní rotaci kolene. Hlavní roli hrají zkřížené vazy při redukci torzních pohybů v kolenním kloubu ve spolupráci s postranními vazy kloubu, zatímco při posunu bérce pouze vedlejší (Čihák, 2004; Dylevský, 2009a).

Lig. transversum genus je zavzato do kloubního pouzdra a spojuje menisky v přední části (Čihák, 2004).

Lig. meniscofemorale anterius, označováno též jako lig. Humphryi, fixuje zadní cíp laterálního menisku a pokračuje k mediálnímu kondylu femuru (Čihák, 2004).

1.6 Charakteristika kloubní dutiny

Kloubní dutina kolene je prostorná, ale má komplikovaný tvar. Synoviální membrána nevystýlá pouzdro rovnoměrně, nýbrž od zadní strany pouzdra po obou stranách zkřížených vazů dopředu. Synoviální membrána je připojena k tibií a k fosse intercondylaris femoris, což vytváří předozadní přepážku kloubu. Dále můžeme v kloubní dutině kolenního kloubu

najít corpus adiposum infrapatellare, neboli Hoffovo těleso, což tukové těleso, které při flexi kolene migruje vzad. V oblasti kolenního kloubu se vyskytuje také mnoho burz. Obecně platí, že bursae mucosae se vyskytují v místech zvýšeného tlaku a tření (Čihák, 2004).

2 BIOMECHANIKA KOLENNÍHO KLOUBU

Biomechanika je věda zabývající se funkcemi kolene, jakými je zajištění potřebných rozsahů pohybů mezi stehnem a bércelem nebo optimální přenos tlakových sil vzniklých činností svalů a hmotnosti těla. Na kolenní kloub však během provádění jakýchkoliv aktivit působí dalších mnoho sil, které můžeme rozdělit na vnější a vnitřní. Vnějšími silami jsou gravitace, tření a kontakt s jinými objekty, zatímco vnitřní síly jsou výsledkem svalové aktivity a stability poskytnuté vazivovým aparátem, kloubními pouzdry a kostmi (Reimann a kol., 2002; Živčák, 2004).

Obor zabývající se silami způsobující pohyb, se nazývá kinetika. Tyto síly můžeme měřit přímo prostřednictvím implantovaných snímačů nebo nepřímo za použití testů zaměřených na dynamickou stabilitu. Kinetika se mimo jiné zabývá také vlivem vnitřních sil, jako je svalová kontrakce, na síly zevní, jaké jsou vyvíjeny například při odrazu nebo dopadu, jak vnitřní síly připravují tělo na síly zevní nebo jak na ně reagují (Reimann a kol., 2002).

Oborem, který na rozdíl od kinetiky studuje pohyby nezávislé na příčinných silách, je kinematika. Ta měří lineární a úhlové změny, rychlosti a zrychlení. V kontextu lidského těla se zabývá pohyby v jednotlivých kloubech. Kinematická měření se provádějí sledováním posunu jednotlivých segmentů těla vůči sobě během pohybu za pomoci technických postupů. Takovou technikou může být pohybová analýza, která zpracovává video nahraného pohybu, Electromagnetic Tracking System (EMTSs), který používá generátor elektromagnetického pole k detekci pozic elektromagnetických čidel, nebo elektrogoniometrie, která měří změny úhlů v kloubech pomocí pevně připevněných ramen goniometru k příslušnému segmentu (Reimann a kol., 2002).

Kinetické a kinematické měřítelky jsou využívány k zaznamenávání funkční adaptace u pacientů s kloubní nestabilitou. Ve studii Thomase P. Andriacchi za pomoci pohybové analýzy dospěli k závěru, že dochází ke změně chůzového mechanismu u většiny pacientů s rupturou ACL tak, že dojde k omezení extenze v kolenním kloubu během midstance fáze (Andriacchi, 1990).

Pro správnou činnost kolene je zapotřebí také tvorba synoviální tekutiny, která dodává pružnost hyalinní chrupavce, které tím prodlužuje životnost a zachycuje určité hodnoty tlakové síly. Tenký elastický povrch styčných ploch, který tvoří kloubní chrupavka umožňuje volný pohyb synoviální tekutiny z kloubní dutiny do povrchových vrstev kloubní

chrupavky a obráceně. Při zatížení dochází k elastické kompresi chrupavky a ke zvýšení hustoty její základní hmoty a tím dochází k omezení průchodu synoviální tekutiny a současně je kompresí vytlačována ze všech vrstev do kloubní dutiny (Živčák, 2004).

3 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU

Základním postavením kolenního kloubu je extenze, při kterém jsou postranní vazy spolu se všemi útvary na zadní straně kloubu napjaty. V tomto postavení na sebe femur, menisky a tibie pevně naléhají. Jinak se toto postavení také označuje jako uzamčené koleno (Čihák, 2004).

Základním pohybem kolene jsou flexe a zpětná extenze, které probíhají v několika fázích. Níže jsou rozepsány jednotlivé fáze flexe, přičemž při pohybu do extenze se fáze opakují v opačném sledu a do opačných směrů tak, aby bylo dosaženo stejného stavu jako na začátku (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

1. Počáteční rotace, při které dochází k torzi tibie směrem dovnitř. Děje se tak při prvních 5° pohybu, které nazýváme jako odemčení kolene. Osa pohybu se přesouvá z caput femuru do středu laterálního kondylu tak, že se laterální kondyl otáčí a mediální posouvá. V uzavřeném kinematickém řetězci se femur stáčí zevně, zatímco v otevřeném kinematickém řetězci se bérec točí spolu s nohou dovnitř. Tímto dojde k uvolnění předního zkrříženého vazy (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

2. Válivý pohyb, který následuje po počáteční rotaci a probíhá v meniskofemorálních kloubech, kdy se femur válí po tibií a meniscích (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3. Posuvný pohyb je konečnou fází. Pro stále větší flexi se zmenšuje styčná plocha femuru s tibií a dochází ke změnám tvaru menisků, které se s tibií posouvají dozadu. Posun laterálního menisku je vůči mediálnímu 2:1 (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

Aktivní rozsah flexe kolenního kloubu je pouze 140° oproti pasivnímu rozsahu, který může dosahovat až 160°, a to kvůli svalové hmotě stehna a lýtku. Nadměrný pohyb do extenze, označovaný jako hyperextenze, nepřesahující 15° se ještě neřadí mezi patologický. V kolenním kloubu můžeme také sledovat vnitřní a zevní rotaci, ke kterým však dochází výhradně při odemčeném kolenu. Obecně udávané rozsahy vnitřní rotace 5-10° a zevní rotace 30-50° nebyly nově prokázány. Velikost dosažené rotace závisí na dosažené flexi kolene, přičemž maximálních hodnot dosahuje při flexi mezi 45-90°. Střední postavení kolene je v mírné flexi do 20-30° a je označováno jako semiflexe (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.1 Extenzory kolenního kloubu

Osové uspořádání závisí na vzájemném vztahu jednotlivých složek extenzního aparátu kolenního kloubu, který se skládá z m. quadriceps femoris, lig. patellae a vazivových poutek. Osa tahu kontrahujícího se m. quadriceps femoris směřuje mírně mediálně, zatímco osa lig. patellae mírně laterálně. Tyto osy navzájem svírají ostrý úhel (10-15°) označovaný jako Q-úhel (quadriceps angle). Q-úhel lze měřit pomocí 3 antropometrických bodů: spina iliaca anterior superior, střed česky, tuberositas tibiae. Patela je kontrakcí m. quadriceps femoris tažena laterálně (efekt napjatého luku), zatímco ostatní struktury fixující česku tomuto posunu zabraňují. Pokud Q-úhel přesáhne 20°, pozorujeme dysbalanci m. quadriceps femoris při oslabení m. vastus medialis, kdy dochází k subluxaci femoropatelárního kloubu (Dylevský, 2009b).

3.1.1 M. quadriceps femoris

Čtyřhlavý sval stehenní je mohutný sval, který obaluje téměř celý femur. Skládá ze 4 složek. První složkou je **m. rectus femoris**, který začíná jednou šlachou na SIAI os coxae a druhou na horním okraji acetabula. Probíhá středem stehna, přičemž kryje hlouběji uložený m. vastus intermedius. Vnitřní hlavou je **m. vastus medialis**, který začíná v distální části linea intertrochanterica a labium mediale lineae asperae. Zevní hlavou je **m. vastus lateralis** začínající v proximální části linea trochanterica a labium laterale lineae sperae. Prostřední hlavou a zároveň poslední složkou m. quadriceps femoris je **m. vastus intermedius**, který začíná na anteriorní a laterální části těla femuru. Všechny 4 bříška běží kaudálně a spojují se 15 cm nad patelou ve společnou trojúhelníkovitou šlachu, která se upíná na bázi a na boční strany pately. Vlastní úpon svalu kaudálně od apex patellae po tuberositas tibiae je označován jako lig. patellae (Čihák, 2004; Dylevský, 2009a).

Hlavní funkcí celého svalu je extenze kolenního kloubu, proto je také řazen mezi svaly posturální, které se podílejí na vzpřímeném držení těla. M. rectus femoris navíc flektuje kyčelní kloub, který se tak svou synchronizovanou flexí v kyčli a extenzi kolene podílí na vykročení dolní končetiny vpřed. Mm. vasti naopak zajišťují stabilizaci kolenního kloubu, která probíhá při extenzi vyvolané kontrakcí celého svalu, kdy se patella posouvá proximálně a laterálně. Proti tomuto laterálnímu posunu česky působí m. vastus medialis, který ji přitahuje zpět do střední polohy a za pomoci m. vastus lateralis optimalizuje její polohu a tím i přítlačnou sílu. M. quadriceps femoris se aktivuje především při chůzi v nerovném terénu a nejméně ve stoji. Inervace zajištěna kořenem L2 – L4 prostřednictvím n. femoralis (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.1.2 **M. articularis genus**

Tento malý soubor svalových snopců vzniká odpojením od hluboké pochvy m. vastus intermedius. Fixuje se ke kloubnímu pouzdru kolenního kloubu, které při extenzi kolene vytahuje tak, aby nedošlo k jeho uskřínutí mezi kloubní plochy (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.2 **Pomocné extenzory kolenního kloubu**

Tyto svaly svojí funkcí napomáhají pohybu kolene do extenze (Dylevský, 2009b).

3.2.1 **M. tensor fasciae latae**

Začíná na SIAS kosti kyčelní, svalové břívsko vede až do konce horní čtvrtiny stehna, dále je zavzat do tractus iliotibialis a upíná se na laterální kondyl tibie. Osu flexe kolene prochází před jeho úponem, což mu umožňuje závěrečnou vnitřní rotaci kolene a zabezpečení extenze kolene ve stoji. M. tensor fasciae latae je navíc pomocný flexor, abduktor a vnitřní rotátor kyčle. **Tractus iliotibialis** je aponeuroticky zesílený pruh stehenní fascie, který se rozepíná podél zevní strany stehna od crista iliaca na laterální kondyl tibie (Čihák, 2004).

3.2.2 **M. gluteus maximus**

Velký hýďový sval je uložený nejsvrchněji nad ostatními gluteálními svaly. Začíná na lopatě kosti kyčelní, kosti křížové, kostrči a thorakolumbální fascii. Upíná se na trochanter major a tuberositas glutea na femuru. Část snopců je zavzata do tractus iliotibialis a stehenní fascie. Přední snopce svalu vykonávají abdukcii kyčelního kloubu, střední snopce addukcii kyčelního kloubu a zadní snopce extenzi a zevní rotaci téhož kloubu. Podílí se na udržování vzpřímené postavy, protože je hlavním extenzorem kyčle (vstávání ze sedu do stoje, chůze do schodů). Tahem tractus iliotibialis pomáhá fixovat extenzi kolene, potřebnou pro vzpřímený stoj. Inervace z kořene (L4 – S2) L5-S1 díky n. gluteus inferior (Čihák, 2004).

3.3 **Stabilizující svaly při extenzi kolenního kloubu**

Následující svaly se svojí aktivitou nepřímo podílejí na extenzi kolene. Stabilizují určité části, ze kterých pohyb vychází, tak, aby byl pohybový segment v nejvýhodnějším postavení (Dylevský, 2009b).

3.3.1 **Mm. abdominis**

Břívšní svaly se rozepínají mezi dolním okrajem apertura thoracis inferior a horním obvodem pánve. Břívšní svaly se dále dělí na svalové skupiny podle jejich umístění. Ventrální skupina svalů zpevňuje přední stranu břívšní dutiny a sestává z m. rectus abdominis a m.

pyramidalis. Laterální skupina svalů se skládá z širokých a plochých svalů uložených ve vrstvách: m. obliquus externus et internus abdominis, m. transversus abdominis. Do dorsální skupiny patří m. quadratus lumborum (Čihák, 2004).

M. rectus abdominis neboli přímý břišní sval tvoří podlouhlý pás při střední čáře trupu. Začíná na chrupavkách 5. – 7. žebra a processus xiphoideus. Upíná se na os pubis zevně od symfýzy. Průběh svalů je za pomoci třech šlašitých vložek rozdělen na čtyři bříška, z nichž je to nejspodnější nejmasivnější a nejdelší. Jedná se o výdechový sval, který stahuje žebra kaudálně. Provádí také flexi trupu nebo retroverzi pánve, čímž zmenšuje pánevní sklon a snižuje bederní lordózu. Tento sval také spoluvytváří břišní lis, což je tlak svalů břišní stěny, který udržuje anatomické polohy nitrobřišních orgánů a umožňuje jejich vyprazdňování. Inervace díky nn. intercostales (Dylevský, 2009a).

M. obliquus externus abdominis neboli zevní šikmý břišní sval začíná na 5. – 12. žebře tak, že se vsouvá mezi zuby m. serratus anterior a m. latissimus dorsi. Svalové snopce sestupují mediokaudálně podél okraje m. rectus abdominis až k SIAS, kde jeho snopce přecházejí v aponeurotické pruhy překračující střední čáru. S ostatními svaly laterální skupiny dále vytváří tuhý vazivový pruh linea alba. Zesílený dolní okraj jeho aponeurózy tvoří lig. inguinale od SIAS k os pubis. Při oboustranné kontrakci působí synergisticky k m. rectus abdominis, při jednostranné kontrakci dochází ke kontralaterální rotaci trupu. Inervace díky nn. intercostales (Čihák, 2004; Dylevský, 2009a).

M. obliquus internus abdominis neboli vnitřní šikmý břišní sval probíhá opačným směrem oproti zevnímu. Začíná na thorakolumbální fascii, crista iliaca a laterální část lig. inguinale. Svalové snopce se paprscitě rozbíhají a postupně upínají na kaudální žebra, linea alba a mediální část lig. inguinale. Spolu s některými snopci m. transversus abdominis vstupuje do tříselného kanálu a tvoří m. cremaster. Funkce je obdobná jako u předešlého svalů, ale při jednostranné kontrakci rotuje trup ipsilaterálně. Šikmé břišní svaly mají na břišní stěnu podobný efekt jako šněrování korzetu, kdy se svaly při kontrakci stahují v pase do písmene X. Oba tyto svaly proto fungují také jako výdechové svaly (Čihák, 2004; Dylevský, 2009a).

M. transversus abdominis neboli příčný břišní sval je nejhlouběji uložený sval břišní stěny. Rozpíná se od chrupavek 7. – 12. žebra, thorakolumbální fascie, hrany kyčelní kosti a zevní části lig. inguinale. Jeho svalové snopce dále pokračují horizontálně a ventromediálně. Sval přechází v aponeurózu, která jde po pochvě m. rectus abdominis a upíná se

do linea alba. Aponeurózy laterální skupiny svalů vytváří kolem ventrální vazivový obal neboli vagina m. recti abdominis. Dolní okraj svalu kontroluje napětí břišní stěny. Tento sval se také účastní břišního lisu a expirace. Inervace společná jako pro předešlý sval: nn. intercostales, n. iliohypogastricus, n. ilioinguinalis (Čihák, 2004; Dylevský, 2009a).

M. quadratus lumborum neboli čtyřhranný bederní sval si svoji původní funkci, tedy lokomoci, zachoval oproti ostatním břišním svalům v největší míře, protože ovlivňuje vzájemnou polohu žeber, pánve a páteře. Tento sval tedy začíná na spodních žebrech a upání se na crista iliaca. Při jednostranné kontrakci dochází k lateroflexi páteře, při oboustranné kontrakci dochází k extenzi bederní páteře a fixaci 12. žebra. Tím může nastavovat přesný stupeň relaxace bránice, potřebný pro přesné dávkování expirace při řeči a zpěvu (Dylevský, 2009a).

3.3.2 M. erector trunci

Čtvrtá, hluboká vrstva zádových svalů, připojena zezadu k páteři v celém rozsahu od záhlaví po kost křížovou. Jejich oboustranná akce vzpřimuje trup, a proto jsou označovány jako m. erector trunci. Rozlišuje se dále na 4 systémy, z nichž má každý jiný průběh snopců a tím i jinou funkci (Čihák, 2004).

Systém spinotransverzální, povrchový. Jeho snopce probíhají ve směru od proc. spinosus vzhůru přes více obratlů k proc. transversus. kam řadíme m. splenius, m. longissimus a m. iliocostalis, jejichž funkcí je při oboustranné akci vzpřímení páteře a záklon hlavy, při oboustranné akci lateroflexe páteře a rotaci na ipsilaterální stranu působícího svalu (Čihák, 2004).

Systém spinospinální, který spojuje obratlové trny. Tvoří m. spinalis, jehož funkcí je opět vzpřimování páteře (Čihák, 2004).

Systém transversospinální, jehož snopce probíhají opačně oproti systému spinotransverzálnímu. Tvoří celek m. transversospinalis: m. semispinalis, mm. multifidi, mm. rotatores. Funkce tohoto systému je vzpřimování páteře, lateroflexe a rotace na kontralaterální stranu kontrahovaného svalu (Čihák, 2004).

Systém krátkých svalů hřbetních jsou svaly drobné, rozprostírající se mezi sousedními obratli. Z celého systému hlubokých zádových svalů jsou uloženy nejhlouběji. Do tohoto systému patří mm. interspinales, které najdeme mezi processu spinosi, napomáhající záklonu a mm. intertransversarii, které se napínají mezi processu transversi, napomáhající

úklonu páteře. Dle místa uložení se rozlišují dle latinských adjektiv: lumborum, thoracis nebo cervicis. Všechny tyto svaly se zřetelně vyvinuly jen v oblasti krční páteře, zatímco v ostatních částech jsou slabé a nezřetelné. Inervace je zajištěna z rr. dorsales míšních nervů v příslušném segmentu (Čihák, 2004).

3.4 Neutralizační svaly při extenzi kolenního kloubu

Tyto svaly svojí činností vyrovnávají nežádoucí složky pohybu způsobené hlavními a pomocnými extenzory. Mezi tyto svaly patří ze skupiny svalů hýžd'ových m. gluteus maximus, který je popsán v kapitole 3.2.2, a ze skupiny hamstringů dlouhá hlava m. biceps femoris a semisvaly, které jsou popsány v kapitole 3.5. (Dylevský, 2009b).

3.5 Flexory kolenního kloubu

Skupina těchto svalů bývá také hromadně označována jako „hamstringy“. Společně začínají na tuber ischiadicum a upínají se pod kolenním kloubem po stranách, čímž ohraničují fossa poplitea. Jde o svaly dvoukloubové, takže kromě flexe kolenního kloubu zajišťují pomocnou extenzi kloubu kyčelního. Se stoupající anteverzí pánve síla hamstringů roste. Inervace z kořene L4 – S2, n. ischiadicus (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.5.1 M. biceps femoris

Dvojhlavý stehenní sval je dlouhý sval vřetenovitého tvaru. Jak z názvu vyplývá, skládá se ze 2 hlav: **caput longum** začíná na tuber ischiadicum společně se semisvaly a **caput breve** ve střední třetině labium laterale lineae asperae. Po spojení obou hlav se sval upíná na caput fibulae. Dlouhá hlava jde přes dva klouby, umožňuje navíc tedy i extenzi a addukci kyčelního kloubu. Obě hlavy provádí flexi kolenního kloubu spolu s vnitřní rotací (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.5.2 M. semitendinosus

Sval pološlašitý označuje sval, kterým uprostřed délky jeho svalového břicha probíhá šlašitá vložka, což je dlouhá úponová šlacha svalu tvořící polovinu délky svalu. Upíná se v místě pes anserinus (spolu s m. sartorius a m. gracilis) na mediální stranu tibie. Zajišťuje flexi kolene společně se zevní rotací a extenzi s pomocnou addukcí kyčelního kloubu (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.5.3 M. semimembranosus

Sval poloblantý začíná plochou blanitou šlachou, která vede až do poloviny délky svalu. Spolu s m. semitendinosus běží na mediální stranu kolene a rozbíhá se ve tři úponové pruhy. Mediální pruh se upíná na mediální kondyl tibie, střední pruh na zadní stranu tibie a

laterální pruh na zadní stranu pouzdra kolene jako lig. popliteum obliquum. Pohyb v kolenním i kyčelním kloubu vykonává spolu s m. semitendinosus (Čihák, 2004).

3.6 Pomocné flexory kolenního kloubu

Tyto svaly napomáhají hlavním flexorům kolene při provedení pohybu (Dylevský, 2009b).

3.6.1 M. popliteus

Povrch tohoto svalu tvoří spodinu zákolenní jámy. Probíhá od laterálního epikondylu femuru po zadní plochu proximální části tibie. M. popliteus cestou podbíhá lig. collaterale fibulare, vysílá snopce do kloubního pouzdra a k laterálnímu menisku. Kontrakce svalu způsobuje flexi a zevní rotaci kolene na začátku pohybu, tzv. odemyká koleno. Sval je maximálně aktivní při natažení zadního zkříženého vazů, který tím chrání. Inervace z kořene L4 – S1 n. tibialis (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.6.2 M. gracilis

Je třeba zmínit i adduktor kyčelního kloubu, který zajišťuje pomocnou flexi kolene a navíc rotuje bérec mediálně při flektovaném koleni. Začíná na os pubis u symfýzy a upíná se na mediální ploše tibie pod epikondylem, za m. sartorius v rámci pes anserinus. Inervace z kořene L2 – L4 (n. obturatorius) (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.6.3 M. sartorius

Krejčovský sval je nejdelším svalem v lidském těle a má tvar štíhlý jako stuha o šířce 4-5 cm. Vede spirálovitě od SIAS do oblasti pes anserinus. Kromě pomocné flexe kolene, způsobuje také jeho zevní rotaci a podílí se na stejných pohybech v kloubu kyčelním, spolu s abdukci. Udržení stálé polohy m. sartorius při jeho aktivaci zajišťuje povrchová fascie stehna. Český název „křejčovský“ sval vychází z postavení dolní končetiny při jeho kontrakci, která odpovídá poloze v sedě „s nohou přes nohu“, kterou zaujímali křejčí při šití látky položené na klíně. Inervaci zajišťuje n. femoralis z kořene L2 – L3 (Čihák, 2004; Dylevský, 2009b).

3.6.4 M. gastrocnemius

Povrchová složka m. triceps surae, který se skládá ze 2 hlav: caput mediale et laterale. Sval začíná na horním okraji obou kondylů femuru, bříška obou svalů vytvářejí reliéf lýtka a obě hlavy přechází ve společnou mohutnou Achillovu šlachu, která se upíná na tuber calcanei. M. triceps surae jako celek zajišťuje plantární flexi nohy, m. gastrocnemius

pomocnou flexi kolene. Obě hlavy ohraničují zákolenní jámu. Inervace z kořene L5 – S3 (n. tibialis) (Čihák, 2004).

3.7 Stabilizující svaly při flexi kolenního kloubu

Tyto svaly zpevňují části, z kterých flexe kolene vychází. Nepodílejí se na pohybu přímo, ale udržují příslušný segment v postavení, které je pro vykonání flexe nejvýhodnější. K následujícím svalům řadíme rovněž m. rectus femoris, který je popsán v kapitole 3.1.1 (Dylevský, 2009b).

3.7.1 M. iliopsoas

Tento sval se skládá ze dvou složek, m. psoas major a m. iliacus, které se spojují při průchodu pod lig. inguinale v lacuna musculorum a společně pokračují trochanter minor. M. psoas major začíná na tělech obratlů, proc. costales a meziobratl. ploténkách od TH12 – L4/L5, m. iliacus začíná na fossa iliaca. Funkcí je flexe kyčle, pomocná addukce kyčle se zevní rotací. Při stoji působí jako antagonist m. glutei a tak pomáhá udržovat rovnováhu trupu. Inervace z kořene TH12 – L4 (n. femoralis) (Čihák, 2004).

3.7.2 M. pectineus

Probíhá od pecten ossis pubis k linea pectinea femoris. Jeho funkcí je addukce, pomocná flexe a zevní rotace kyčelního kloubu. Inervován z kořene L2 – L3 (n. obturatorius) (Čihák, 2004).

3.8 Neutralizační svaly při flexi kolenního kloubu

Tyto svaly svojí aktivitou ruší nežádoucí složky pohybu vykonávaného flexory a pomocnými flexory kolenního kloubu. Neutralizačními svaly při flexi kolene jsou m. semitendinosus a m. semimembranosus na kontralaterální straně a m. biceps femoris ipsilaterální strany. Viz kapitola 3.5 (Dylevský, 2009b).

4 DYNAMICKÁ STABILITA

Pro normální funkci kloubu je zapotřebí dostatečná stabilita, kterou zajišťují statické a dynamické stabilizátory. Při sportovních aktivitách je na kolenní kloub kladena větší zátěž, než je fyziologický limit statických stabilizátorů, a proto je aktivita dynamických stabilizátorů zásadní. Kvůli nedostatku kloubní kongruence a neschopnosti statických stabilizátorů se vypořádat se silami vzniklými při funkčním úkolu je dolní končetina závislá na dynamických stabilizátorech kolene. Tyto mechanismy tvoří dynamickou stabilitu kloubu, kterou můžeme definovat jako schopnost udržet normální pohybové vzorce při provádění složitých pohybových aktivit bez nechtěné epizody giving way (Živčák, 2004; Wikstrom a kol., 2006).

4.1 Senzomotorický systém

Senzomotorický systém je jednou částí systému motorické kontroly. Udržuje kloubní stabilitu skrze mnohočetné vztahy mezi statickými a dynamickými stabilizátory v kloubu, které jsou řízeny periferními mechanoreceptory v kůži, ve svalech, vazech a kloubech. Tento systém může být dále dělen na zrakový, vestibulární a somatosenzorický podsystém. Efektivita dynamických stabilizátorů závisí na úspěšnosti feedforward a feedback neuromuskulární kontroly. Feedforward jsou naprogramované vzory svalové aktivity založené na předchozích zkušenostech, zatímco feedback jsou reflexní cesty, které se nepřetržitě upravují tak, aby řídily svalovou aktivitu (Reimann a Lephart, 2002a; Reimann a Lephart, 2002b).

Neuromuskulární kontrola zvláště napomáhá udržování kloubní stability díky aferentním informacím a eferentní motorické odpovědi. Výzkumníci poukazují na skutečnost, že zvýšená svalová ztuhlost, jako produkt eferentních motorických odpovědí během vykonávání praktického úkolu, především doskoků, poskytuje větší kloubní stabilitu a ochranu před kloubním zraněním. Právě tato svalová ztuhlost určuje zátěž působící na kloub a tím i na aktuální stabilitu kloubu (Reimann a Lephart, 2002b).

4.2 Měřitele dynamické stability

Výzkumníci se zabývají jednotlivými částmi senzomotorického systému hodnocením jeho aferentních a eferentních drah a finálního výsledku aktivací kosterních svalů. Tyto poznatky nám umožňují porozumět tomu, jak senzomotorický systém udržuje stabilitu kloubu při vykonávání velké škály aktivit od stoje po doskočení (Wikstrom a kol., 2006).

Důležitost významu dynamických stabilizátorů vedlo k zvýšení zájmu o provádění funkčních, specifických testů v rámci sportovní medicíny. A tak se stalo měření dynamické

stability dolní končetiny ústředním zájmem mnoha klinických lékařů a biomechaniků ve snaze dosažení lepšího porozumění běžných mechanismům vzniku úrazu (Wikstrom a kol., 2006).

4.2.1 Propriocepce

Propriocepce neboli hluboké čítí, je schopnost kloubu určovat jeho polohu v prostoru, zaznamenávat pohyb a síly na něj působící. Za proprioreceptory se považují Ruffini-formní a Pacini-formní tělíska nacházející se v kloubních pouzdrech a vazech, svalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska lokalizována ve svalech a šlachách a v neposlední řadě Ruffiniho tělíska uložená ve škáře (Králíček, 2011).

Ruffini-formní tělíska pravděpodobně signalizují extrémní pozici v kloubu, Pacini-formní tělíska pohyb v kloubu, tedy kinestezii. Svalová vřeténka, Golgiho šlachové tělísko a Ruffiniho kožní tělíska zaznamenávají polohu kloubu, tedy statestezii. Signály jsou přenášeny do CNS aferentními nervovými vlákny typu A_α a A_β (Králíček, 2011).

Všechny metody na testování propriocepce závisí na množství informací doručené do vyšších mozkových center z kloubů, svalů a kožních mechanoreceptorů. Proto je důležité omezit množství informací, které by mohly ovlivnit výsledek testování, jako například stimulace kožních mechanoreceptorů zrakovou kontrolou pohybované končetiny (Wikstrom a kol., 2006).

Deficit propriocepce se může zdát nesouvisející s dynamickou stabilitou kloubu kvůli její statické formě testovacích procedur. Díky propriopecce si však můžeme vytvářet body image assessment, což je schopnost vnímat své tělesné schéma, to znamená také vnímat polohu jednotlivých kloubů. Informace přenesené z proprioreceptorů jsou životně důležitá pro detekování možných negativních změn a aktivování dynamických stabilizátorů pro prevenci zranění (Wikstrom a kol., 2006).

4.2.2 Posturální kontrola

Posturální kontrola je komplex vyžadující zpracování sensorických vjemů ze zrakového, vestibulárního a somatosenzorického systému v centrálním nervovém systému, stejně tak jako výslednou eferentní odpověď. Posturální kontrola je dalším měřítelem senzomotorického systému, který nabízí náhled do dynamické kloubní stability (Wikstrom a kol., 2006).

Hodnocení posturální kontroly se často provádí v klidném stoji nebo po nečekané změně pohybu (perturbaci). Velikost a tvar báze je při testování pozměňována například na tandemový stoj nebo stoj na jedné noze tak, aby nutil střed těla se přizpůsobovat a reorganizovat. Hodnocení stoje na jedné noze navíc umožňuje stranové porovnání. Běžnou technikou pro měření rovnováhy je stabilometrie, neboli statická posturografie (Wikstrom a kol., 2006).

Několik autorů potvrdilo snížení posturální stability po zranění dolní končetiny. Nicméně toto tvrzení je v literatuře kontroverzní, protože se neprokázal žádný vztah mezi statickými a dynamickými měřiteli postural sway. Možným důvodem je testování jiných mechanoreceptorů. Nicméně testování dynamické stability je funkční a stimulující rychle se adaptující mechanoreceptory dolních končetin, tudíž testování senzitivity rozdílných mechanoreceptorů. Toto je velmi důležité, protože zatímco během testování statických podmínek, které nemusí být dostatečně citlivé, aby objevily změny mezi zdravým a zraněným kloubem, mohou testovat citlivost jiných mechanoreceptorů, které nejsou zahrnuty v testech na dynamickou stabilitu. Proto je dalším krokem v porozumění prevence zranění vyžadováno pokračování v hledání přesnějších a spolehlivějších protokolů pro dynamické testování (Wikstrom a kol., 2006).

4.2.3 Elektromyografie

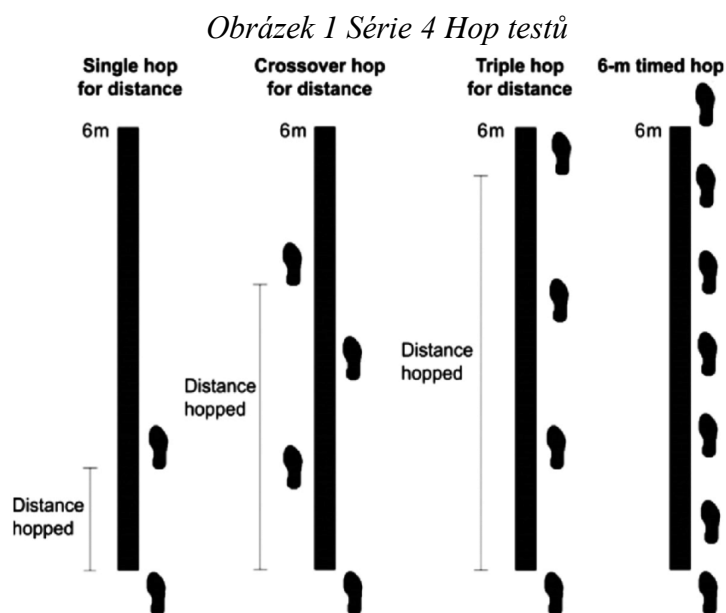
Elektromyografie, dále jen EMG, je používána k objevení elektrické aktivity, která doprovází aktivitu kosterní svaloviny. Typicky je EMG používáno pro sběr informací o začátku, konci a velikosti svalové aktivity. Všechny tyto informace jsou důležité pro dynamické stabilizátory k udržení stability. Potřebné informace jsou sbírány pomocí elektrod, které zaznamenávají depolarizaci a repolarizaci postsynaptické buněčné membrány, ke kterým dochází při svalové kontrakci. EMG poskytuje možnost měření několika aspektů mechanismů dynamických stabilizátorů a je používáno k měření reflexních odpovědí při nečekané změně pohybu v kloubu (Wikstrom a kol., 2006).

5 TESTOVÁNÍ DYNAMICKÉ STABILITY KOLENNÍHO KLOUBU

Poranění dolní končetiny, konkrétně kolene, se může objevit během jakékoliv sportovní aktivity, nejčastěji během rychlých změn směru pohybu nebo při skocích. Kolenní kloub je v takových chvílích nucen spoléhat se dynamické stabilizátory, kvůli kloubní inkongruenci a neschopnosti statických stabilizátorů zvládnout síly generované během funkčních úkolů. Ve sportovním prostředí je navíc vyvíjen velký tlak na to, aby se sportovci vrátili ke hře co nejrychleji. Bez obnovení dostatečné dynamické stability kloubu se však spustí začarovaný kruh chronických zranění nebo trvalé invalidity. Z tohoto důvodu by měli být testy hodnotící dynamickou stabilitu používány na začátku rehabilitace a před jejím ukončením (Wikstrom a kol., 2006).

5.1 Hop testy

První možností, jak měřit dynamickou stabilitu kolenního kloubu, je za pomoci variací skoků na jedné dolní končetině. Nejčastější kombinací Hop testů bývá: Single-Leg Hop testů je: Single-Leg Hop test for Distance (SHD), Triple Hop for Distance (THD), Crossover Hop for Distance (CHD) a 6-meter Timed Hop Test (T6H).



Zdroj: (Janewanitsataporn, 2020)

Použití jednoho Hop testu se ukazuje být nedostatečné, protože jeho senzitivita dosahuje pouze 50 %, zatímco použití testů dvou vykazuje senzitivitu vyšší a to až 62 %. Při

vyhodnocování navrácení jedince ke sportu se však běžně používá sada tří nebo čtyř hop testů (Fitzgerald a kol., 2001).

Fitzgerald a kol. (2001) ve své studii došli k závěru, že se schopnost pozorovat abnormality u pacientů po ruptuře LCA při použití všech čtyř testů zdá být stejně užitečné jako použití testů dvou. Navíc žádná kombinace 2 Hop testů neukázala větší senzitivitu v porovnání s jakoukoliv jinou kombinací.

Wilk a kol. (1994) ve své studii oznámili, že 6-m Timed Hop má senzitivitu pouze 26 %, což je znatelně nižší než našli pro ostatní 3 Hop testy. Nicméně při využití v kombinaci s Crossover Hop Test for Distance prokázali senzitivitu nejvyšší. Musíme však zohlednit to, že v této studii nebyl zahrnut Triple Hop Test for Distance, což komplikuje přímé porovnání.

Studie Grindem a kol. (2011) naopak prokázala, že Single Hop for Distance samostatně vykazuje stejnou senzitivitu jako jakákoliv kombinace 2 testů.

Celkově tyto data ukazují, že použití všech čtyř testů simultánně je přebytné při jejich schopnosti detekovat abnormality. SHD and THD prokazatelně poskytují měřiteli dostatečné informace. SHD a THD vykazují silné spojení, podobně jako SHD a T6H. Pouze SHD s CHS prokazují relativně malou souvztažnost (Fitzgerald a kol., 2001).

Zahrnutí pouze 2 testů může také poskytnout dodatečný čas pro testování dalších důležitých struktur pro další vedení klienta vzhledem k funkčnosti jeho kolene (Fitzgerald a kol., 2001).

5.2 Y Balance Test

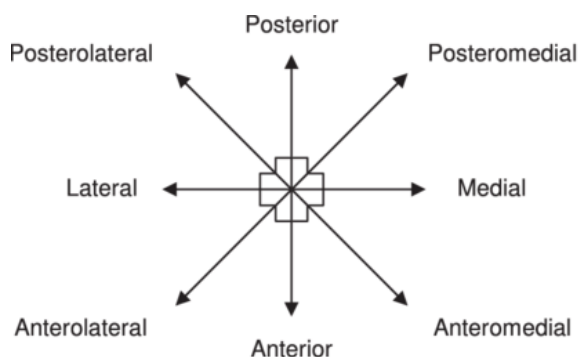
Star Excursion Balance Test (SEBT) je platným a spolehlivým nástrojem měření dynamické rovnováhy popsáným poprvé Gray (1995) v knize Lower Extremity Functional Profile.

Tento test může být využíván u sportující i nespportující populace, za účelem screeningu, identifikace zranění, při tréninku a v rehabilitaci. Většina literatur popisuje 8 směrů značených lepící páskou přilepenou k zemi, kdy každé dva směry spolu svírají úhel 45° (Coughlan a kol., 2012).

Značí se směry anteriorní, mediální, laterální, posteriorní, anteromediální, anterolaterální, posteromediální a posterolaterální. Výchozí pozice měření vychází ze stoje, kdy jedinec přejde do stoje na jedné dolní končetině a odlehčenou nohou se snaží dosáhnout

v daném směru co nejdále. V konečném bodě se lehce dotkne špičkou nohy pásky přilepené na zemi bez ztráty rovnováhy. Tento úkol testuje posturální kontrolu, sílu, rozsah pohybu a proprioceptivní systém (Coughlan a kol., 2012).

Obrázek 2 Směry Star Excursion Balance Test



Right-Leg Stance

Zdroj: (Gribble a kol., 2012)

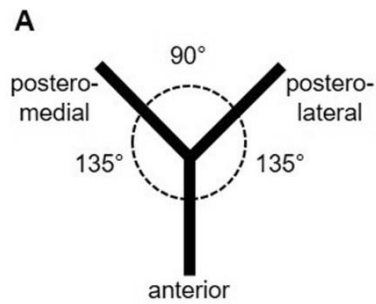
SEBT je spojený s mnohými limity. Největším limitem je nedostatek sjednoceného protokolu měření tohoto testu. Také je těžko měřitelné a ovlivnitelné množství tlaku přenesené na špičku nohy při dotyku země, která jedince podporuje. A to může vést k znehodnocení testování (Coughlan a kol., 2012).

Klinické aplikování Star Excursion Balance vedlo postupně k vývoji Y Balance Test. První, kdo přišel s nápadem zredukovat oněch 8 směrů, byl Hertel a kol., (2006), kteří si vybrali pouze 3 směry: anteriorní, mediální a posteromediální, pro identifikaci deficitu funkce u vzorku jedinců s chronickou hlezenní nestabilitou.

Písmeno Y, jako označení 3 směrů, poprvé použil Plisky a kol., (2006), kde oproti Hertelovi nahradili směr mediální směrem posterolaterálním, a použili jej tak jako screeningovou metodu u středoškolských hráčů basketbalu.

Toto vedlo k dalšímu rozvoji Y Balance testu, který byl obohacen o 2,54 cm vysokou plastovou plošinou a indikátorovým blokem obdélníkového tvaru, který byl tlačěn po 1,5 m dlouhé plastové trubici do všech tří směrů. Dosažená vzdálenost byla měřena od stojné nohy. Záměrnými výhodami těchto úprav je redukce času potřebného k testování a vytvoření standardizovaného protokolu s vysokou spolehlivostí (0,85-0,91) (Coughlan a kol., 2012).

Obrázek 3 Směry Y Balance Test

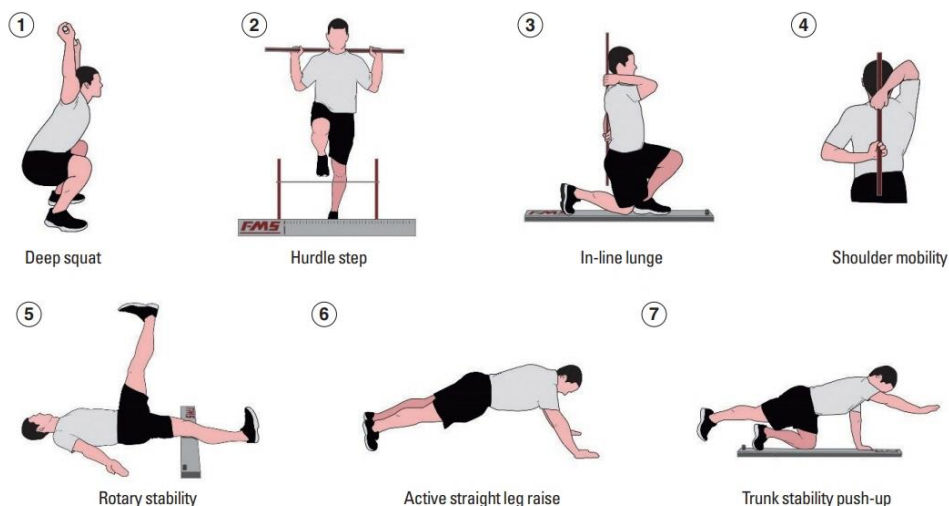


Zdroj: (Schwartz a kol., 2020)

5.3 Functional Movement Screen

FMS je screeningový nástroj k hodnocení 7 základních pohybových vzorů u jedinců bez akutní nebo chronické bolesti a bez zranění muskuloskeletálního systému. FMS nebyl zamýšlen za účelem diagnostiky ortopedických problémů ale spíše k prokázání možností pro zlepšení pohybu jedince. Těchto 7 základních pohybových vzorů bylo vybráno tak, aby uvedly vyšetřovaného do krajních pozic, kde se mohou projevit pohybové nedostatky. S nedostatečnou kvalitou provedení základních pohybů se setkáváme i u jedinců aktivních, dokonce i u vrcholových sportovců. To bezprostředně vede k užití kompenzačních mechanismů k dosažení požadovaného výkonu potřebnou pro danou aktivitu. Neefektivní použití kompenzačních mechanismů vede k chabé biomechanice, která limituje dosažitelný výkon a snižuje schopnost těla se adaptovat a odolávat rizikům plynoucí z vykonávání dané aktivity nebo sportu (Cook a kol., 2014a).

Obrázek 4 FMS



Zdroj: (Lee a kol., 2019)

Využívá zjednodušený systém hodnocení. Jednotlivý pohybový vzorec má určitá kritéria, která musí být splněna, aby bylo dosaženo vysokého skóre. Rozlišuje 4 stupně bodovacího systému. 3 body jsou udělovány, je-li pohyb vykonán bez jakýkoliv kompenzací dle stanovených kritérií. 2 body jsou dány, pokud jedinec může pohyb provést, ale s využitím kompenzačního vzorce. 1 bod je dán jedinci, který nemůže provést požadovaný pohyb ani s kompenzačními vzory. 0 bodů je připisováno, zdali jedinec během vykonávání pohybu cítí bolest (Cook a kol., 2014b).

5.3.1 The Deep Squat (Hluboký dřep)

Dřep je potřebný ve většině atletických disciplínách jako startovní pozice. Hluboký dřep testuje techniku celého těla, přičemž hodnotí bilaterální, symetrickou, funkční mobilitu kyčlí, kolen a kotníků. Při provedení se vzpaženou tyčí hodnotíme bilaterální, symetrickou mobilitu ramen, hrudní páteře stejně tak, jako stabilitu a motorickou kontrolu svalů trupu (Cook a kol., 2014a).

Schopnost provést hluboký dřep vyžaduje dostatečnou dorsální flexi v hlezenním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci, flexi v kolenním a kyčelním kloubu, extenzi hrudní páteře a flexi s abdukci v ramenním kloubu (Cook a kol., 2014a).

Špatné provedení tohoto testu může být výsledkem několika faktorů. Omezená mobilita horní části trupu může být přisuzována špatné mobilitě glenohumerálního kloubu a hrudní páteře. Omezená mobilita dolních končetin může být způsobena nedostatečnou dorsální flexi v hlezenním kloubu, nebo nedostatečnou flexi v kyčelním kloubu. Nedostatečná stabilita jedince také ovlivňuje výsledek jedince (Cook a kol., 2014a).

5.3.2 Hurdle Step (Výkrok)

Výkrok je určený k testování způsobu kroku. Pohyb vyžaduje dostatečnou koordinaci a stabilitu kyčlí, pánve a trupu během vykračování stejně tak jako při stání na jedné noze. Tento test hodnotí bilaterální funkční mobilitu a stabilitu kyčlí, kolen a kotníků (Cook a kol., 2014a).

5.3.3 In-Line Lunge (Výpad)

Výpad vpřed je pohyb, který tělo umísťuje do pozice vyvolávající napětí způsobené rotačními, brzdícími a typy pohybů. Při výpadu se dolní končetiny dostávají do pozice připomínající nůžky, která zužuje opěrnou bázi, jež nám umožňuje hodnotit schopnost trupu a končetin vzdorovat rotaci a udržet tělo v jedné rovině. Tento test také hodnotí mobilitu a

stabilitu kyčelních, kolenních a hlezenních kloubů a zkrácení m. quadriceps femoris (Cook a kol., 2014a; Hartigan a kol., 2014).

Schopnost provést výpad vpřed je závislá na rozdílných podmínkách stojné a švihové dolní končetiny. Pro stojnou nohu je určující stabilita kotníku, kolene a kyčle a schopnost řízené abdukce kyčle v uzavřeném kinematickém řetězci. Na straně švihové nohy je ke správnému provedení nutná dostatečná mobilita kyčelního kloubu do abdukce, hlezenního kloubu do dorsální flexe a schopnost protažení m. rectus femoris. Testovaná osoba je také vystavena ztížené situaci pro udržení rovnováhy způsobenou zmenšením opěrné baze (Cook a kol., 2014a).

Špatné provedení testu je výsledkem několika faktorů. Prvním je mobilita kyčle stojné i švihové dolní končetiny. Druhým faktorem může být nedostatečná stabilita kolene nebo kotníku stojné končetiny. Třetím faktorem je nerovnováha mezi svalovou silou abduktorů a adduktorů jednoho nebo obou kyčlí. Provedení testu může být dále limitováno stavem hrudní páteře. Pokud testovaná osoba nedosáhne skóre 3, je třeba najít onen limitující faktor použitím goniometrie a specifických testů svalového zkrácení jako je Thomasův nebo Kendallův test (Cook a kol., 2014a).

5.3.4 Shoulder Mobility (Mobilita ramen)

Tento screeningový test hodnotí bilaterální a reciproční rozsah pohybu ramenního pletence, při vnitřní rotaci s addukcí ramenního kloubu se současnou zevní rotací s abdukci druhého ramenního kloubu. Je zapotřebí také dostatečná mobilita lopatky a extenze hrudní páteře (Cook a kol., 2014b).

5.3.5 Rotary Stability (Stabilita trupu)

Tento test zahrnuje komplexní pohyb vyžadující dostatečnou neuromuskulární koordinaci a převod energie z jednoho segmentu těla do druhého přes trup. Test hodnotí stabilitu trupu ve všech rovinách během vykonávání pohybu v dolních a horních končetinách zároveň (Cook a kol., 2014b).

5.3.6 The Active Straight Leg Raise (Aktivní zdvih nohy)

Aktivní zdvih nohy testuje schopnost oddělení funkce dolních končetin od trupu při jeho zachované stabilitě. Tento test hodnotí aktivní flexibilitu hamstringů a m. triceps surae se zachovanou stabilitou pánve a středu těla a aktivní extenzí opačné dolní končetiny (Cook a kol., 2014b)

5.3.7 The Trunk Stability Push-Up (Klik)

Klik hodnotí schopnost stabilizace trupu včetně páteře v sagitální rovině během symetrického pohybu horních končetin v uzavřeném kinematickém řetězci (Cook a kol., 2014b).

PRAKTICKÁ ČÁST

Tato část bakalářské práce je tvořena kvantitativním výzkumným šetřením. Toto šetření sestávalo z 5 vybraných testů dynamické stability kolenního kloubu, které jsme vyhodnocovali dvěma způsoby. Zaprvé dle kritérií a zásad jednotlivých testů a za druhé dle známů IM Tringo senzorů.

6 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

V této bakalářské práci byl stanoven jeden hlavní cíl a osm dílčích.

6.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem této bakalářské práce je srovnání výsledků testování dynamické stability kolenního kloubu.

6.2 Dílčí cíle

1. Zjistit, zda testy dynamické stability kolenního kloubu dosahují stejných výsledků.
2. Zjistit, zda je rozdíl mezi výsledky vybraných Hop testů.
3. Zjistit, zda je rozdíl mezi výsledky vybraných testů z Functional Movement Screen.
4. Zjistit, zda obě skupiny dosahují stejných výsledků.
5. Zjistit, který test dynamické stability kolenního kloubu vyvolává největší pohyb kolem osy vertikální.
6. Zjistit, který test dynamické stability kolenního kloubu vyvolává nejmenší pohyb kolem osy vertikální.
7. Zjistit, jaká je relevantnost výsledků jednotlivých testů.
8. Zjistit, jaké míře rotace tibie odpovídají lepší výsledky testů.

7 VÝZKUMNÉ OTÁZKY

Na základě stanovených cílů jsme formulovali následující výzkumné otázky:

1. Jaká je souvislost mezi výsledky jednotlivých testů jedince?
2. Jaký je rozdíl mezi výsledky Single-Leg Hop Test a Single-Leg Triple Hop Test for Distance dle hodnocení Hop testů?
3. Jaký je rozdíl mezi výsledky In-Line Lunge testu a Deep Squat testu dle hodnocení FMS skóre?
4. Jaká skupina dosahuje lepších výsledků?
5. Jaký test dynamické stability kolenního kloubu vyvolává největší a nejmenší rotaci tibie?
6. Jaký test je v rámci měření dynamické stability kolene nejrelevantnější?
7. Odpovídají lepší výsledky testů dynamické stability kolene větší nebo menší míře rotace tibie?

8 CHARAKTERISTIKA SLEDOVANÉHO SOUBORU

Pro testování bylo osloveno celkem 26 lidí ve věkovém rozmezí 20 – 27 let. Z celkového počtu probandů tvořilo 84,6 % žen a 15,4 % mužů. Průměrný věk byl 22,1 let. Měření se zúčastnili studenti Západočeské univerzity v Plzni různých oborů a ročníků. Tento soubor probandů byl dále rozdělen na dvě skupiny.

První skupina čítala 12 probandů, kteří splnili alespoň jednu z následujících podmínek: v minulosti prodělaný úraz měkkých tkání v oblasti testované dolní končetiny, zlomenina od os coxae na straně testovací dolní končetiny distálně, prodělaná operace na testované dolní končetině nebo diagnostikované degenerativní onemocnění v oblasti kloubů testované dolní končetiny. Druhá skupina, zahrnující 14 probandů, nesplnila ani jednu z výše uvedených podmínek a byla tak považována za zdravou.

9 METODIKA PRÁCE

9.1 Příprava měření

Měření probíhalo v prostorách Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity. Podlaha byla v celém využívaném prostoru pokryta linoleem a rovnost povrchu jsme ověřili vodováhou na stanovišti každého testu.

Příprava Hop testů: na zem jsme nalepili papírovou lepicí pásku o délce 50 cm, která určovala startovní čáru a kolmo na ní jsme připevnili krejčovské metry v celkové délce 5 m.

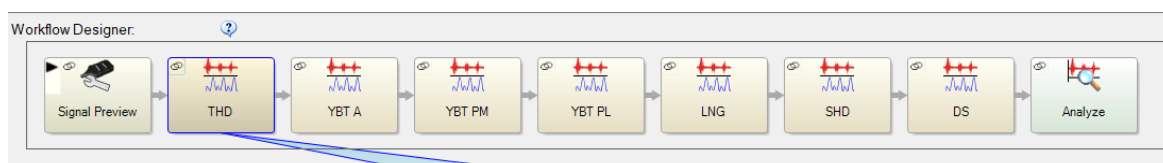
Příprava Y-Balance Test: testovací sadu YBT jsme umístili na zem a vodováhou ověřili rovnost povrchu v každém testovacím směru. Dále jsme se přesvědčili o tom, že se bloky položené na všech osách mohou volně posouvat v celé délce jejich rozsahu.

Příprava In-Line Lunge Test: na zem jsme přilepili papírovou lepicí pásku o délce 50 cm, označující postavení zadní dolní končetiny. Kolmo na ní jsme přilepili papírovou lepicí pásku o vzdálenosti dosahující 1 m, na kterou jsme zaznamenávali jedincovu naměřenou vzdálenost od tuberositas tibiae po zem, určující postavení přední, testované dolní končetiny.

Příprava Deep Squat Test: využili jsme 1m čáru z In-Line Lunge testu, pro určení postavení nohou v jedné rovině.

V programu EMGworks Acquisition jsme vždy vytvořili individuální algoritmus pro měření a zaznamenávání dat z Tringo IM senzorů pro daného probanda. V první části jsme kontrolovali kvalitu přenášení signálů ze senzorů. Druhá část se skládala z jednotlivých částí měření, kdy každý pokus byl prováděn jednou. Pokud bylo provedení testu neplatné, pokus se opakoval. Nakonec byla získaná data odeslána do programu Delsys Analysis, kde byla zpracována.

Obrázek 5 Ukázka algoritmu měření v EMGworks Acquisition



Zdroj: vlastní

Každého probanda jsme se zeptali na několik anamnestických údajů a zaznamenali je do protokolu měření (viz příloha 1), také byl podepsán informovaný souhlas (viz příloha 2). Každému testovanému jedinci bylo dále stručně vysvětleno, jak bude měření probíhat.

9.2 Průběh měření

Nejdříve jsme potřebovali určit, která dolní končetina je probandova dominantní. Testovaný jedinec byl vyzván, aby zavřel oči, zkrřížil ruce na hrudníku a my jsme do něj zezadu bez upozornění strčili. Dopadovou končetinu jsme následně označili za nedominantní. Dále jsme pokračovali měřením funkční délky dominantní končetiny určenou dle předchozího testu. Proband si lehl na záda a byla mu změřena délka od spina iliaca anterior superior po malleolus medialis pomocí krejčovského metru. Poté jsme v sedě na židli, s bércecm kolmo k zemi, změřili dvě vzdálenosti od tuberositas tibie, jedna k art. talocruralis, druhá k zemi. Stranovou dominanci a naměřené hodnoty jsme zaznamenali do protokolu.

Pořadí provádění jednotlivých testů bylo určeno náhodně podle toho, v jakém sledu si proband vytáhl označené kartičky s jejich označením, aby nedošlo k ovlivnění výsledků například únavou probanda. Dále jsme v sedě připevnili jeden Tringo IM senzor na dominantní končetinu v místě, který jsme určili následovně: vzdálenost od tuberositas tibiae po art. talocruralis jsme vydělili třemi a tento výsledek jsme naměřili od tuberositas tibiae kaudálně, na přední hraně tibie, kam jsme ho připevnili zdravotní lepící páskou. Po připevnění senzorů na dané místo na holeni jsme otestovali kvalitu přenášeného signálu při přesunu probanda ze židle do stoje na místo, kde bylo provedeno první testování.

Před započítáním měření jednotlivých testů jsme testovanému vždy předvedli výchozí pozici a provedení daného pohybu. Dále byl proband informován o správném a neplatném provedení. Všechna měření probíhala naboso, testovaný jedinec byl oblečen ve sportovním triku a v kraťasech, aby mu oblečení nebránilo ve volném provádění pohybů a abychom mohli senzory přilepit přímo na kůži. Testování probíhalo vždy ve stejných prostorách, abychom snížili vliv zevních podmínek na průběh testování. Vlastnímu testování vždy předcházel jeden zkušební pokus a následoval jeden měřený platný pokus, který začínal pokynem „start“. Po každém pokusu jsme výsledek zapsali do protokolu a po dokončení měření jsme uložili data z Tringo IM senzorů do programu Delsys Analysis.

9.2.1 Single-Leg Hop Test for Distance

Výchozí poloha vypadala následovně: proband stál na testované dolní končetině s prsty za vyznačenou čarou, druhou dolní končetinu měl pokrčenou v koleni tak, aby se

nedotýkala ploskou nohy země. Paže byly volné, aby mohl poskok provádět přirozeně za pomoci souhybu horních končetin. Probandovi bylo následně řečeno, aby poskočil na jedné noze co nejdále a přistál na stejné dolní končetině tak, aby na ní udržel rovnováhu po dobu 2-3 s. Mezi jednotlivými pokusy jsme dodržovali 30s pauzy. Test byl prováděn pouze na stranu dominantní dolní končetiny. Vzdálenost skoku (v cm) byla měřena od špičky nohy ve výchozí poloze k patě v dosažené pozici pomocí upevněného krejčovského metru.

Za neplatné pokusy byly považovány situace, kdy přistání na jedné končetině nebylo stabilní a jedinec se pro udržení rovnováhy dotkl druhou dolní končetinou nebo rukou země.

9.2.2 Single-Leg Triple Hop Test for Distance

Provedení tohoto testu je shodné s předchozím Hop testem s tím rozdílem, že bylo probandovi řečeno, aby provedl tři za sebou jdoucí skoky bez pauzy na jedné noze co nejdále a přistál na stejné dolní končetině tak, aby na ní udržel rovnováhu po dobu 2-3 s.

Obrázek 6 Provedení Hop testu



Zdroj: vlastní

9.2.3 Y Balance Test

Výchozí pozice vypadala následovně: proband stál na centrální plošině testovanou dolní končetinou tak, aby jeho prsty nohy nepřesahovaly červenou čáru na něm. Netestovaná dolní končetina spočívala buď na centrálním bloku za testovanou končetinou nebo na zemi vedle centrálního bloku, s přenesením většiny váhy na testovanou dolní končetinu. S rukama pevně uloženýma na bocích byl testovaný jedinec instruován k posunu prvního bloku vpřed tak, jak nejvíc to bylo možné a k tomu, aby se následně vrátil zpět do výchozí pozice. Po jednom zkušebním pokusu v každém směru jsme se přesunuli na měření. Postup směrů byl

následující: anteriorní (A), posteromediální (PM) a nakonec posterolaterální (PL). Vzdálenosti dosažené pozice se zaokrouhlovaly na 1 cm.

Za neplatné pokusy jsme považovali následující situace: proband se dotkl nohou země předtím, než se vrátil zpět do výchozí pozice. Nejmenší ztráta rovnováhy byla zařazena do neplatného pokusu. Avšak, poté co se vrátil na startovní pozici, bylo dovoleno položit svoji nohu na zem za střední plošinu. Proband nesměl svou nohu umístit na vrch ukazatele za účelem získání podpory během posouvání plošiny – musel plošinu tlačit používajíc červenou cílovou oblast. Proband musel udržovat jeho nohu v kontaktu s cílovým indikátorem, dokud se nevrátil do výchozí pozice. Nesměl nohou švihnout ani kopnout do cílového indikátoru za účelem dosažení lepších výsledků.

Obrázek 8 Provedení YBT A



Zdroj: vlastní

Obrázek 7 Provedení YBT PM



Zdroj: vlastní

Obrázek 9 Provedení YBT PL



Zdroj: vlastní

9.2.4 In-Line Lunge Test

Výchozí pozice: proband umístil patu na konec lepicí pásky přilepené k podlaze. Dále jsme na pásce označili vzdálenost naměřené délky od tuberositas tibiae k zemi, a to od konce palce nohy. Tyč jsme umístili za záda probanda tak, aby se dotýkala záhlaví, hrudní páteře a procházela intergluteální rýhou. Rukou opačnou k přední noze, testovaný uchopil tyč ve výšce krční páteře a druhou rukou v úrovni bederní páteře. Poté jedinec umístil patu své druhé, testované nohy na vyznačené místo. Obě chodidla musela být v sagitální rovině. Poté jsme vyzvali testovaného jedince k provedení výpadu tak, aby snížil zadní koleno k zemi dostatečně nízko, aby se jí dotklo za patou přední dolní končetiny a poté se vrátil do výchozí pozice. Během testování se jedinec snažil zachovávat vzpřímenou posturu. Dbali jsme na pomalé provádění pohybu, který musel trvat minimálně 3 s proto, aby byl kontrolován po celou jeho dobu.

Obrázek 10 Provedení LNG



Zdroj: vlastní

9.2.5 The Deep Squat Test

Výchozí pozice: proband zaujal stoj rozkročný na šířku pánve se zarovnanými chodidly v sagitální rovině. Poté umístil ruce na tyč s pravým úhlem v loktech, které následně napnul tak, aby byly lokty extendované. Dále jsme vyzvali testovaného jedince k provedení dřepu, jak nejniž to bylo možné se zachovaným vzpřímením trupu a dotykem pat se zemí. V maximální hloubce dřepu vydržel proband 2 s a poté se vrátil do výchozí pozice.

Obrázek 11 Provedení DS



Zdroj: vlastní

9.3 Zpracování a vyhodnocení dat

9.3.1 Hop testy

Tyto testy jsou obvykle používány pro hodnocení dynamické stability kolene před započítáním a před ukončením terapie, nejčastěji u pacientů s poraněním lig. cruciatum anterior. V tomto případě se srovnává naměřená vzdálenost mezi zdravou a postiženou dolní končetinou a sleduje se jejich odchylka v procentech. Pokud rozdíl přesahuje 10 %, kolenní kloub je považován za nedostatečně stabilní, vůči předpokládanému původnímu stavu, a mělo by terapeuta upozornit na nutnost zahájení terapie, pokračování v terapii nebo změnu přístupu v terapii.

Pro potřeby srovnání jednotlivých testů mezi sebou a srovnání výsledků jednoho testu mezi více jedinci, jsme zvolili jiný přístup. Pro získání objektivní hodnoty, jsme využili naměřenou vzdálenost testované dolní končetiny, kterou jsme vydělili délkou téže dolní končetiny.

Single-Leg Hop Test for Distance: $\text{naměřená vzdálenost testované DK (v cm)} / \text{délka testované DK (v cm)}$.

Single-Leg Triple Hop for Distance: $\text{naměřená vzdálenost testované DK (v cm)} / 3 \times \text{délka testované DK (v cm)}$.

9.3.2 Y-Balance Test

Výzkumník zaznamenává dosažené vzdálenosti každého pokusu za účelem vypočítání YBT skóre. Relativní skóre: $\text{vzdálenost v 1 směru} / \text{délka končetiny} * 100$. Kompoziční skóre jsme vypočítali následovně: $\text{součet vzdáleností ze všech směrů (3)} / 3 \times \text{délka končetiny} * 100$

9.3.3 In-Line Lunge Test

Pro vyhodnocování výpadu vpřed dle FMS jsme využili čtyřstupňové bodové hodnocení. Maximální počet bodů, tři, byly uděleny v případě, kdy tyč zůstala v kontaktu se sacrem, nebyl zaznamenán náznak pohybu trupu (trup s tyčí je kolmo k zemi), tyč s nohama zůstala v sagitální rovině a koleno se dotklo podlahy za patou přední dolní končetiny. Jeden bod byl stržen, pokud tyč nezůstala v kontaktu se sacrem, byl zaznamenán pohyb trupu, tyč s patou přední dolní končetiny nezůstala v sagitální rovině a koleno se nedotklo země za patou přední dolní končetiny. Jeden bod byl udělen probandovi, který ztratil rovnováhu

během provádění testu. Žádný bod nezískal jedinec, který pocítil bolest v jakékoliv části testování.

9.3.4 Deep Squat Test

Pro vyhodnocování hlubokého dřepu dle FMS jsme opět využili čtyřstupňové bodové hodnocení. Tři body byly uděleny probandovi, jehož trup běžel paralelně s jeho bércei, proximální část femuru se dostala pod horizontální rovinu, čímž bylo zajištěno dostatečně hluboké provedení dřepu. Tyč, která byla držena ve vzpažení nad hlavou, společně s koleny, nesměla přesáhnout přes rovinu špiček nohou. Dva body dostal proband, jenž nezvládl správné provedení na rovné ploše za 3 body, ale při vyvýšení pat o několik centimetrů bylo dosaženo stejných výsledků jako při udělení plného bodového hodnocení. Pouze jeden bod byl udělen probandovi, který i při vyvýšení pat neměl paralelně trup s bérceem, femur se nedostal pod horizontálu, kolena nebyla zarovnána se špičkami nohou a byla zaznamenána nadměrná flexe bederní páteře. Nula bodů bylo uděleno probandovi, který zaznamenal bolest během provádění tohoto testu.

9.3.5 IM Tringo Senzory

Zaznamenané hodnoty těchto senzorů, ve formě stupňů pohybu senzoru v ose Y za čas, jsme převedli do Microsoft Excel. V tomto programu jsme dále spočítali maximální a minimální hodnoty a následně jejich rozdíl, který nám určoval míru rotace tibie (viz příloha 6).

10 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

V této kapitole jsou vyhodnoceny získané výsledky této bakalářské práce z testování dynamické stability kolenního kloubu a ze záznamů IM Tringo senzorů. Výsledky jsme zpracovali do tabulek pomocí aplikace Microsoft Word a Microsoft Excel. Získané hodnoty jsme dále zpracovávali a porovnávali v rámci jednotlivých výzkumných otázek.

10.1 Výzkumná otázka 1

Jaká je souvislost mezi výsledky jednotlivých testů jedince?

Tabulka 1 Směrodatná odchylka pořadí výsledných hodnot jednotlivých testů u 1. skupiny

1. skupina						
Proband	Střed intervalu pořadí SHD	Střed intervalu pořadí THD	Střed intervalu pořadí YBT	Střed intervalu pořadí LNG	Střed intervalu pořadí DS	Směrodatná odchylka
BB	8	9	12	9	12	1,67
SV	9	6	7,5	3	7,5	2,03
EK	1	1	1	3	7,5	2,52
ADS	6	10	3	9	7,5	2,46
RB	12	11	7,5	9	2	3,51
KH	7	7	6	9	7,5	0,98
VHá	11	8	10	3	2	3,66
MZ	10	12	5	3	7,5	3,26
JA	3	2	11	9	2	3,83
AB	4	3	9	3	7,5	2,48
ŠK	2	4	2	9	7,5	2,87
FM	5	5	4	9	7,5	1,85
Průměrná hodnota směrodatné odchylky						2,59

Legenda:

Střed intervalu pořadí SHD/ THD/ YBT/ LNG/ DS – každému probandovi bylo přiřazeno pořadí, na kterém se dle svých výsledků v rámci výsledků jednoho testu celé skupiny umístil. Pokud více probandů mělo stejné výsledky, umístili se na stejném pořadí, tudíž se musela vypočítat jejich střední hodnota.

Směrodatná odchylka – výpočet druhé odmocniny rozptylu ze středu intervalu pořadí všech testů jedince. Popisuje o kolik pozic v pořadí se od průměrného pořadí všech testů jedince jednotlivá pořadí vychýlila.

Průměrná hodnota směrodatné odchylky – výpočet průměru směrodatných odchylek všech probandů.

Zdroj: vlastní

Tabulka 2 Směrodatná odchylka pořadí výsledných hodnot u 2. skupiny

2. skupina						
Proband	Střed intervalu pořadí SHD	Střed intervalu pořadí THD	Střed intervalu pořadí YBT	Střed intervalu pořadí LNG	Střed intervalu pořadí DS	Směrodatná odchylka
MČ	2,5	4	12	3,5	7,8	3,54
MH	9	11	5	3,5	7,8	2,71
AH	14	13	13	10,5	7,8	2,18
VHe	13	14	14	10,5	7,8	2,33
DB	10	12	10	3,5	1,5	4,12
KŠ	2,5	2	2,5	3,5	7,8	2,2
MB	4	1	2,5	10,5	7,8	3,53
SK	11	6	1	10,5	14	4,54
VČ	7	5	5	10,5	7,8	2,06
ED	12	10	10	3,5	7,8	2,89
JT	6	9	7	10,5	1,5	3,08
KK	1	7	10	10,5	7,8	3,4
SH	5	3	8	10,5	7,8	2,62
MG	8	8	5	3,5	7,8	1,9
Průměrná hodnota směrodatné odchylky						2,94

Legenda:

Střed intervalu pořadí SHD/ THD/ YBT/ LNG/ DS – každému probandovi bylo přiřazeno pořadí, na kterém se dle svých výsledků v rámci výsledků jednoho testu celé skupiny umístil. Pokud více probandů mělo stejné výsledky, umístili se na stejném pořadí, tudíž se musela vypočítat jejich střední hodnota.

Směrodatná odchylka – výpočet druhé odmocniny rozptylu ze středu intervalu pořadí všech testů jedince. Popisuje, o kolik pozic v pořadí se od průměrného pořadí všech testů jedince jednotlivá pořadí vychýlila.

Průměrná hodnota směrodatné odchylky – výpočet průměru směrodatných odchylek všech probandů.

Zdroj: vlastní

V první skupině je směrodatná odchylka středu intervalu pořadí pro každého jedince v průměru 2,59 pozic pořadí, ale celkově se pohybuje od 0,98 do 3,83 pozic. Na rozdíl od první skupiny je směrodatná odchylka ve skupině druhé pro každého jedince v průměru 2,94

pozic v pořadí, tedy o 0,35 pozic větší. Nejmenší směrodatná odchylka v druhé skupině je 1,9 pozic v pořadí a největší 4,54 pozic.

Z toho vyplývá, že se od průměrného pořadí jedince ve všech testech každý test vychyluje v průměru o necelé 3 pořadí. V první skupině se vychyluje o 21,6 % pozice v pořadí, u druhé skupiny o 21 % pozice.

10.2 Výzkumná otázka 2

Jaký je rozdíl mezi výsledky Single-Leg Hop testu a Single-Leg Triple Hop testu for Distance dle hodnocení Hop testů?

Tabulka 3 Porovnání pořadí výsledků SHD a THD u 1. skupiny

1. skupina			
Proband	Pořadí SHD	Pořadí THD	Rozdíl pořadí
BB	8	9	1
SV	9	6	3
EK	1	1	0
ADS	6	10	4
RB	12	11	1
KH	7	7	0
VHá	11	8	3
MZ	10	12	2
JA	3	2	1
AB	4	3	1
ŠK	2	4	2
FM	5	5	0

Legenda:

Pořadí SHD/ THD – určuje, na jaké pozici v pořadí se proband umístil dle jeho výsledků v rámci výsledků celé skupiny daného testu.

Rozdíl pořadí – určuje, o kolik pozic v pořadí se výsledek v SHD vůči THD jedince liší.

Zdroj: vlastní

Tabulka 4 Porovnání pořadí výsledků SHD a THD u 2. skupiny

2. skupina			
Proband	Pořadí SHD	Pořadí THD	Rozdíl pořadí
MČ	2,5	4	2,5
MH	9	11	2
AH	14	13	1
VHe	13	14	1
DB	10	12	2
KŠ	2,5	2	0,5
MB	4	1	3
SK	11	6	5
VČ	7	5	2
ED	12	10	2
JT	6	9	3
KK	1	7	6
SH	5	3	2
MG	8	8	0

Legenda:

Pořadí SHD/ THD – určuje, na jaké pozici v pořadí se proband umístil dle jeho výsledků v rámci výsledků celé skupiny daného testu.

Rozdíl pořadí – určuje, o kolik pozic v pořadí se výsledek v SHD vůči THD jedince liší.

Zdroj: vlastní

V první skupině se hodnoty shodují ve 25 %. V 75 % se hodnoty liší a to průměrně o 2 pozice v pořadí, což odpovídá 16,6 % pozice v pořadí dané skupiny. Ve druhé skupině se hodnoty shodují v 7 %. V 93 % se liší průměrně o 2,46 pozice v pořadí, což je 17,6 % pozice v pořadí dané skupiny. Ani v jedné skupině nedosahuje jeden test výrazně lepších výsledků. U první skupiny je poměr lepších výsledků SHD v poměru k THD 4:5, v druhé skupině 6:6.

10.3 Výzkumná otázka 3

Jaký je rozdíl mezi výsledky In-Line Lunge testu a Deep Squat testu dle hodnocení FMS skóre?

Tabulka 5 Porovnání pořadí výsledků LNG a DS u 1. skupiny

1. skupina			
Proband	Výkon LNG	Výkon DS	Rozdíl výkonů
BB	2	4	2
SV	1	2	1
EK	1	2	1
ADS	2	2	0
RB	2	1	1
KH	2	2	0
VHá	1	1	0
MZ	1	2	1
JA	2	1	1
AB	1	2	1
ŠK	2	2	0
FM	2	2	0

Legenda:

Výkon LNG/ DS – určuje úspěšnost probanda v rámci jedné skupiny. Dle bodového hodnocení 0–3 byli probandi rozděleni na 4 skupiny, podle jejich výkonu. Výkon probanda se 3 body byl ohodnocen 1, výkon probanda se 2 body 2, výkon probanda s 1 bodem 3 a výkon probanda bez bodů 4.

Rozdíl výkonů – určuje, o kolik se liší výkony jedince v daných testech.

Zdroj: vlastní

Tabulka 6 Porovnání pořadí výsledků LNG a DS u 2. skupiny

2. skupina			
Proband	Výkon LNG	Výkon DS	Rozdíl výkonů
MČ	1	2	1
MH	1	2	1
AH	2	2	0
VHe	2	2	0
DB	1	1	0
KŠ	1	2	1
MB	2	2	0
SK	2	4	2
VČ	2	2	0
ED	1	2	1
JT	2	1	1
KK	2	2	0
SH	2	2	0
MG	1	2	1

Legenda:

Výkon LNG/ DS – určuje úspěšnost probanda v rámci jedné skupiny. Dle bodového hodnocení 0–3 byli probandi rozděleni na 4 skupiny, podle jejich výkonu. Výkon probanda se 3 body byl ohodnocen 1, výkon probanda se 2 body 2, výkon probanda s 1 bodem 3 a výkon probanda bez bodů 4.

Rozdíl výkonů – určuje, o kolik se liší výkony jedince v daných testech.

Zdroj: vlastní

V první skupině se hodnoty shodují ve 42 %. V 58 % se hodnoty liší, a to průměrně o 1,14 pozic v pořadí, což odpovídá 9,5 % pořadí. Ve druhé skupině se hodnoty shodují v 50 %. V druhé polovině případů se hodnoty liší, stejně jako u první skupiny, o 1,14 pozic v pořadí, což odpovídá 8,1 % pořadí dané skupiny.

V obou skupinách dosahují probandi spíše lepších výsledků při provádění In-Line Lunge testu vůči Deep Squat testu, v první skupině v 41,67 %, ve druhé skupině v 42,86 %. Horší výsledky LNG v porovnání s výsledky DS se v první skupině objevily v 16,67 %, v druhé v 7,14 %.

10.4 Výzkumná otázka 4

Jaká skupina dosahuje lepších výsledků?

Tabulka 7 Porovnání průměrů výsledných hodnot dle hodnocení testů

Test	Průměr hodnot skóre		Rozdíl
	1. skupina	2. skupina	
SHD	1,1	1,07	0,03
THD	1,08	1,28	0,2
YBT	89 %	90 %	0,01
LNG	2,42	2,43	0,01
DS	2	2	0

Legenda:

Průměr hodnot skóre – určuje průměr výsledných skóre všech probandů dané skupiny.

Rozdíl – určuje, o kolik se průměrné hodnoty skupiny č. 1 vůči skupině č. 2 liší.

Tučně jsou označené lepší výsledky (=větší skóre) první vs druhé skupiny.

Zdroj: vlastní

U Hop testů, stejně jako u Y-Balance testu, hodnotíme dosaženou vzdálenost. U testů FMS hodnotíme provedení od 0-3 bodů, kdy 3 je nejvyšší počet. Čím větší je hodnota skóre, tím lepší je výsledek. Skupina č. 2 dosáhla lepších výsledků celkem 3x, z čehož 2x pouze o 1 %. U Deep Squat testu se výsledky shodují a u Single Leg Hop testu má lepší výsledek skupina č. 1, opět však pouze nepatrně, o 3 %.

10.5 Výzkumná otázka 5

Jaký test dynamické stability kolenního kloubu vyvolává největší a nejmenší rotaci tibie?

Tabulka 8 Porovnání velikostí rozdílů rotací u jednotlivých testů u 1. skupiny

1. skupina					
Proband	Míra ro- tace THD	Míra ro- tace SHD	Míra ro- tace LNG	Míra ro- tace YBT	Míra ro- tace DS
BB	547,11	449,13	95,68	137,7	57,22
SV	1010,84	572,3	166,12	132,18	78,3
EK	798	698	397,78	110,93	91,73
ADS	856,9	690,2	194,8	96,82	101,3
RB	1019,31	682,78	86,16	124,24	64,61
KH	694,7	790,91	121,64	110,88	115,78
VHá	1239,51	1072,14	90,08	115,11	87,76
MZ	931,8	595,93	89,69	75,75	70,42
JA	874,37	559,86	142,15	113,45	120,64
AB	1168,47	887,33	92,75	108,91	74,1
ŠK	976,36	1007,31	124,15	270,84	63,36
FM	1000,19	1141,8	100,16	163,36	50,73
Průměr	926,46	762,31	141,76	130,01	81,33

Legenda:

Míra rotace SHD/ THD/ YBT/ LNG/ DS – rozdíl maximálních a minimálních hodnot v ose Y naměřených IM Tringo senzory.

Průměr – průměr míry rotace tibie daného testu všech probandů dané skupiny.

Zdroj: vlastní

Tabulka 9 Porovnání velikostí rotace u jednotlivých testů u 2. skupiny

2. skupina					
Proband	Míra rotace THD	Míra rotace SHD	Míra rotace YBT	Míra rotace LNG	Míra rotace DS
MČ	780,12	654,71	115,46	69,77	124,93
MH	786,27	667,03	85,68	48,38	51,14
AH	711,07	552,77	241,73	190,88	53,27
VHe	1139,01	1094,9	332,68	171,28	132,05
DB	904,89	915,51	141,68	92,96	77,56
KŠ	935,14	661,22	122,49	70,56	38,15
MB	1138,89	1282,14	111,63	86,83	50,37
SK	820,85	984,02	154,76	117,144	92,05
VČ	976,36	1007,31	270,84	124,15	63,36
ED	830,57	880	192,67	109,9	61,63
JT	684,77	752,69	114,49	95,65	59,9
KK	814,3	907,68	113,58	88	101,1
SH	984,4	1059,76	152,99	156,04	122,86
MG	1541,36	1033	201,61	78,93	50,36
Průměr	932,00	889,48	168,02	107,18	77,05

Legenda:

Míra rotace SHD/ THD/ YBT/ LNG/ DS – rozdíl maximálních a minimálních hodnot v ose Y naměřených IM Tringo senzory.

Průměr – průměr míry rotace tibie daného testu všech probandů dané skupiny.

Zdroj: vlastní

V porovnání tabulky č. 8 a 9 je odpověď na výzkumnou otázku u obou skupin tožná. Největší rotaci tibie probandi vykazovali při provádění Triple Hop Test for Distance a nejmenší při Deep Squat Test.

10.6 Výzkumná otázka 6

Jaký test je v rámci měření dynamické stability kolene nejrelevantnější?

Tabulka 10 Relevantnost testů u 1. skupiny

1. skupina					
Proband	Chyba pořadí THD	Chyba pořadí SHD	Chyba pořadí YBT	Chyba pořadí LNG	Chyba pořadí DS
BB	9	16	0	9	0
SV	0	9	2,25	9	2,25
EK	0	0	0	4	42,25
ADS	4	4	25	1	0,25
RB	0	1	12,25	4	81
KH	4	4	9	0	2,25
VHá	1	16	9	16	25
MZ	4	0	25	49	6,25
JA	4	1	49	25	4
AB	0	1	36	0	20,25
ŠK	4	0	0	49	30,25
FM	0	0	1	16	6,25
Součet	30	52	168,5	182	220

Legenda:

Chyba pořadí SHD/ THD / YBT/ LNG/ DS – druhá mocnina rozdílu středu intervalu pořadí dle výsledků jednotlivých testů probanda v rámci skupiny a průměru pořadí z dosažených pořadí jedince v jednotlivých testech.

Součet – součet chyb pořadí daného testu všech probandů dané skupiny.

Zdroj: vlastní

Tabulka 11 Relevantnost testů u 2. skupiny

2. skupina					
Proband	Chyba pořadí SHD	Chyba pořadí THD	Chyba pořadí YBT	Chyba pořadí LNG	Chyba pořadí DS
MČ	0,25	1	81	0,25	25
MH	1	9	9	20,25	0
AH	1	0	0	6,25	25
VHe	1	0	0	12,25	36
DB	0	4	0	42,25	72,25
KŠ	2,25	1	2,25	6,25	49
MB	4	1	0,25	72,25	36
SK	0	25	100	0,25	9
VČ	0	4	4	12,25	1
ED	0	4	4	72,25	16
JT	1	16	4	30,25	12,25
KK	64	4	1	2,25	1
SH	1	9	4	20,25	4
MG	16	16	1	0,25	16
Součet	91,5	94	210,5	297,5	302,5

Legenda:

Chyba pořadí SHD/ THD / YBT/ LNG/ DS – druhá mocnina rozdílu středu intervalu pořadí dle výsledků jednotlivých testů probanda v rámci skupiny a průměru pořadí z dosažených pořadí jedince v jednotlivých testech.

Součet – součet chyb pořadí daného testu všech probandů dané skupiny.

Zdroj: vlastní

Za nejrelevantnější test je považován ten, který má nejmenší chybu pořadí. Z tabulky č. 10 vyplývá, že v první skupině je takovým testem Single-Leg Triple Hop Test for Distance, zatímco v tabulce č. 11 má druhá skupina nejmenší chybovost pořadí v Single-Leg Hop Test. Můžeme tedy tvrdit, že nejrelevantnějším testem jsou vůči ostatním testům Hop testy.

10.7 Výzkumná otázka 7

Odpovídají lepší výsledky testů dynamické stability kolene větší nebo menší míře rotace tibie?

Tabulka 12 Srovnání míry rotace tibie s výsledky testů u 1. skupiny

Rozdíly pořadí probandů dle výsledků testů a naměřených hodnot ze senzorů, když:		
	menší míra rotace tibie = lepší výsledky	větší míra rotace tibie = lepší výsledky
SHD	54	40
THD	52	48
YBT	46	52
LNG	38	48
DS	51	35

Legenda:

Rozdíly pořadí probandů dle výsledků testů a naměřených hodnot ze senzorů, když: menší míra rotace tibie = lepší výsledky/ větší míra rotace tibie = lepší výsledky – součet rozdílů pořadí SHD/ THD/ YBT/ LNG/ DS.

Zdroj: vlastní

Tabulka 13 Srovnání míry rotace tibie s výsledky testů u 2. skupiny

Rozdíly pořadí probandů dle výsledků testů a naměřených hodnot ze senzorů, když:		
	menší míra rotace tibie = lepší výsledky	větší míra rotace tibie = lepší výsledky
SHD	59	66
THD	74	52
YBT	51	74
LNG	35	86
DS	60	64

Legenda:

Rozdíly pořadí probandů dle výsledků testů a naměřených hodnot ze senzorů, když: menší míra rotace tibie = lepší výsledky/ větší míra rotace tibie = lepší výsledky – součet rozdílů pořadí SHD/ THD/ YBT/ LNG/ DS.

Zdroj: vlastní

Z tabulky č. 12 a 13 můžeme vyčíst, že stejných výsledků v obou skupinách vykazují testy THD, YBT a LNG. V ostatních případech se výsledky mezi skupinami liší. Ovšem i mezi těmito testy spatřujeme rozdíly, spočívající v určení lepšího výsledku dle míry rotace. Tabulka č. 12 a 13 nám ukazuje, že pořadí výsledků Y-Balance Test a In-Line

Lunge Test jsou podobnější s pořadími dle senzorů, které byly vyhodnoceny dle úvahy, že kloub s lepší dynamickou stabilizací dosahuje menší míry rotace. Na rozdíl od Single-Leg Triple Hop Test for Distance, kde se výsledky shodovali častěji, když výsledky senzorů byly hodnoceny tak, že na lepším pořadí se umístil proband s větší mírou rotace.

Tabulka 14 Porovnání průměrů výsledných hodnot dle záznamů ze senzorů

Test	Průměr hodnot		Rozdíl
	1. skupina	2. skupina	
SHD	762,31	889,48	127,17
THD	926,46	932	5,54
YBT	130,01	168,02	38,01
LNG	141,76	107,18	34,58
DS	81,33	77,05	4,28

Legenda:

Průměr hodnot – průměr rozdílu maximálních a minimálních hodnot, odpovídající rozsahu vnitřní a zevní rotaci tibie, všech jedinců daného testu, naměřených IM Tringo senzory v ose Y.

Rozdíl – určuje, o kolik se průměrné hodnoty daného testu mezi skupinami liší.

Tučně jsou zvýrazněny průměrné míry rotací tibie u skupin v daném testu, ve kterých byly výsledky dle hodnocení testů lepší.

Zdroj: vlastní

V tabulce č. 14 můžeme vidět, že se výsledky opět liší. U SHD a LNG testu dosáhli lepších výsledků probandi s průměrně nižší mírou rotace. Naopak u THD, YBT testu vyšla míra rotace vyšší. U DS testu vyšly výsledky obou skupin stejně. Míra rotace se ze všech 5 testů u DS liší nejméně.

11 DISKUZE

Při vyhledávání odborné literatury pro naši práci jsme zjistili, že se v České republice problematikou dynamické stability kloubu mnoho autorů nezabývá. Kromě článku od Ryby a Sládkové (2020) v časopise *The Scientific Journal for Kinanthropology* a článku Mayera a Smékala (2004) v časopise *Rehabilitace a fyzikální lékařství* jsme žádnou literaturu v českém jazyce na dané téma nenašli. Proto pro naši práci byly stěžejní zahraniční zdroje. Čerpali jsme převážně z elektronických databází, ke kterým má přístup Západočeská univerzita v Plzni nebo jsou volně dostupné. Vyhledávali jsme především v databázích PubMed, ResearchGate a ScienceDirect. Pro naši diskuzi jsme čerpali informace z článků a studií z následujících časopisů: *International Journal of Sports Physical Therapy*, *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, *Studia Kinanthropologica*.

11.1 Výzkumná otázka 1

Jaká je souvislost mezi výsledky jednotlivých testů jedince?

Z našeho šetření vyplynulo, že se od průměrného pořadí jedince ve všech testech každý test vychyloval v průměru o necelé 3 pořadí. V první skupině to tedy bylo o 21,6 % pozice v pořadí, u druhé skupiny o 21 % pozice. K tomuto tématu jsme nenašli žádnou relevantní odbornou literaturu v České republice ani v zahraničí.

11.2 Výzkumná otázka 2

Jaký je rozdíl mezi výsledky Single-Leg Hop testu a Single-Leg Triple Hop testu for Distance dle hodnocení Hop testů?

Ve studii Ebert a kol. (2018) byly mezi pacienty po plastice ACL porovnávány výsledky mnoha testů, mezi něž byla zařazena i sada čtyř Hop testů. Z dosažených výsledků byl vypočítán Limb Symmetry Index (LSI), který hodnotí výsledek sledované dolní končetiny oproti druhé. Dle tohoto indexu dosáhl u pacientů Single-Leg Hop Test v průměru vyšší podobnosti výsledků vůči zdravé straně než Single-Leg Triple Hop Test. Konkrétně SHD dosáhlo v průměru 94,7 % LSI zatímco THD 94,2 % LSI. K stejným závěrům dospěla studie Sueyoshi a kol. (2017), která probíhala rovněž s probandy po plastice ACL. Průměrné LSI bylo u SHD 95,9 %, u THD 95 %.

V porovnání našeho výzkumu s výsledky obou studií, jsme pozorovali u první skupiny, do které by se řadili i probandi z obou studií, stejný jev, kdy lepších výsledků dosahovali probandi dle našeho hodnocení častěji při Single-Leg Hop Test. Je nutno zmínit, že toto

porovnání není přímé, protože v této práci nebyl určován LSI, nýbrž pořadí probandů dle výsledků testů.

11.3 Výzkumná otázka 3

Jaký je rozdíl mezi výsledky In-Line Lunge testu a Deep Squat testu dle hodnocení FMS skóre?

Ve studii Abraham a kol. (2015), kde sledovali studenty v adolescentním věku, byla měřena jejich průměrná skóre u Deep Squat Test a In-Line Lung Test. Tato průměrná skóre dosahovala u DS 2,38 skóre a u LNG 2,02 skóre. V jiné studii Marques a kol. (2017), kde sledovali mladé hráče fotbalu ve věku 14 až 20 let, naopak naměřili vyšší průměrné skóre u LNG (1,96 skóre) vůči DS (1,55 skóre).

V rámci výzkumu této práce jsme u obou skupin zaznamenali lepší výsledky při měření In-Line Lunge Test. V první skupině dosahoval LNG lepších výsledků v 41,67 %, horších v 16,67 %. Ve druhé skupině byla tato zjištění podobná. Lepších výsledků dosahoval LNG v 42,86 %, horších v 7,14 %.

11.4 Výzkumná otázka 4

Jaká skupina dosahuje lepších výsledků?

Hop testy spolu s Y-Balance Test jsou v největší míře používány u pacientů v rámci rehabilitace ke zhodnocení stavu dynamické stability postižené strany vůči druhé, zdravé dolní končetině. Na rozdíl od FMS testů, které jsou používány u sportovců bez akutních nebo chronických obtíží jako screeningový nástroj k prokázání možností pro zlepšení pohybu jedince. Z principu využití těchto testů jsme nenašli studii, která by se zabývala srovnáním výsledků zdravé populace bez obtíží s výsledky pacientů po úrazu nebo operaci (Cook a kol., 2014a; Fitzgerald a kol., 2001; Plisky a kol., 2006).

V naší studii jsme probandy rozdělili do dvou skupin. První skupina v anamnéze uvedla v minulosti prodělanou operaci nebo úraz nebo měla diagnostikovanou degenerativní nemoc na testované dolní končetině. Druhá skupina tyto údaje negovala, tudíž jsme ji označili za „zdravou“. V tomto výzkumu jsme dospěli k závěru, že skupina č. 2 dosáhla lepších výsledků celkem 3x, z čehož 2x pouze o 1 %. U Deep Squat testu se výsledky shodovali a u Single Leg Hop testu měla lepší výsledek skupina č. 1, opět však pouze nepatrně, o 3 %.

11.5 Výzkumná otázka 5

Jaký test dynamické stability kolenního kloubu vyvolává největší a nejmenší rotaci tibie?

V našem šetření jsme dospěli k závěru, že k největším rotacím tibie dochází při hop testech, kdy na prvním místě se v obou skupinách umístil Single-Leg Triple Hop Test. V odborné literatuře jsme nenašli studii, ve které by se zabývali mírou rotace při měření daných testů. Proto jsme se museli spolehnout na výsledky studie Reimann a kol. (2002), která říká, že právě při doskocích jsou kladeny velké nároky na zachování kloubní stability, kterou v takových chvílích zajišťují dynamické stabilizátory. Takto si můžeme vysvětlit, proč k rotaci tibie docházelo nejvíc při Hop testech, které spočívají ve skoku na jedné dolní končetině. Tímto lze také vysvětlit, proč k největším rotacím docházelo právě u Single-Leg Triple Hop Test, který tkví ve třech po sobě jdoucích skocích na jedné dolní končetině.

K nejmenším rotacím docházelo při vybraných testech FMS. Tyto testy jsou ze všech pěti testů nejméně náročné, protože proband stojí celou dobu na obou dolních končetinách. Během In-Line Lunge Test má proband oproti Deep Squat Test menší opěrnou bázi, kdy má nohy v jedné linii v sagitální rovině, zatímco u hlubokého dřepu má nohy na šířku boků. Toto opět odpovídá výsledkům rotace, kdy k úplně nejmenším rotacím docházelo při testování DS. Na prostředním místě se umístil Y-Balance Test, při kterém proband stojí na jedné dolní končetině, kterou v koleni flektuje za cílem posunout blok druhou nohou co nejdál.

11.6 Výzkumná otázka 6

Jaký test je v rámci měření dynamické stability kolene nejrelevantnější?

V našem šetření jsme dospěli k závěru, že nejrelevantnějším testem, tím, který má nejmenší chybu pořadí, jsou Hop testy. V jedné skupině vyšel s nejmenší chybou v pořadí Single-Leg Triple Hop Test for Distance, zatímco v druhé skupině Single-Leg Hop Test. K tomuto tématu jsme nenašli žádnou relevantní odbornou literaturu, která by se zabývala porovnáním všech 5 testů.

11.7 Výzkumná otázka 7

Odpovídají lepší výsledky testů dynamické stability kolene větší nebo menší míře rotace tibie?

V bakalářské práci Sládková (2020), autorka pozorovala zajímavý jev, kdy lepší testovaná měla vyšší míru rotace, kterou přikládali schopnosti rychle zareagovat a stabilizovat kolenní kloub. V této práci hodnotili pouze Y-Balance Test.

V našem šetření jsme nedošli k žádnému závěru, protože se odpověď na tuto otázku lišila jak mezi testy navzájem, tak v rámci jednoho testu mezi skupinami. U SHD nám jednou vyšly lepší výsledky spojované s větší rotací tibie, dvakrát s rotací nižší. THD vykazoval ve všech výpočtech lepší výsledky spojované s vyšší rotací. U YBT jednou s vyšší a dvakrát s nižší rotací. U LNG testu se výsledky opět shodovaly, lepší výsledky v testech byly spojovány s nižší rotací tibie. DS vyšel ve všech případech nerozhodně.

Lepší výsledky probanda s menší mírou rotace tibie si vysvětlujeme úvahou, že kloub, který je stabilnější, vykazuje menší exkurze nežádoucího pohybu. Jak je však zmíněno i v práci Ryba a Sládková (2020), není v této oblasti dostatečné množství studií, které by se věnovaly tématu míry rotace v rámci dynamické stability kloubu. Pro další výzkum této otázky bychom navrhovali jiný způsob vyhodnocení vztahu výsledků testů a hodnot ze senzorů.

ZÁVĚR

Hlavním úkolem této práce bylo srovnat přístupy testování dynamické stability kolenního kloubu. Pro tyto účely bylo vybráno 5 testů. Ze sady 4 Hop testů byly vybrány 2 – Single-Leg Hop Test for Distance a Single-Leg Triple Hop Test for Distance. Ze 7 testů Functional Movement Screen byl vybrán In-Line Lunge Test a Deep Squat Test. Jako poslední jsme vybrali Y-Balance Test.

Na začátku výzkumného šetření jsme stanovili 7 výzkumných otázek. V odpovědi první výzkumné otázky jsme stanovili počet pozic v pořadí, o které se vůči průměrnému pořadí jedince ve všech testech každý test vychyluje. Těchto pozic bylo necelých 3. V druhé výzkumné otázce jsme se zabývali rozdílem mezi jednotlivými Hop testy, tedy SHD vůči THD. Lepších výsledků v tomto případě dosahoval SHD. Ve třetí výzkumné otázce jsme srovnávali testy z FMS, tedy LNG vůči DS. V našem výzkumném šetření jsme zaznamenali lepších výsledků u LNG. Ve čtvrté výzkumné otázce jsme se zabývali rozdílem výsledků první skupiny, která reprezentovala populaci s postižením na dolní končetině, vůči druhé skupině reprezentující zdravou populaci. Dospěli jsme k závěru, že u 3 z 5 testů, konkrétně THD, YBT, LNG, dosahuje lepších výsledků skupina druhá. V páté výzkumné otázce jsme zkoumali míru rotace během vykonávání jednotlivých testů. K největší míře rotace docházelo při Hop testech a nejmenší míře při DS. V rámci šesté výzkumné otázky jsme určili test s nejmenší chybou pořadí, tedy s největší relevantností, kterým v první skupině byl THD a v druhé skupině SHD. Poslední výzkumnou otázkou byla míra rotace spojována s lepšími výsledky. Na tuto otázku není jednoznačná odpověď. Zda byly lepší výsledky spojovány s větší či menší mírou rotace se lišilo mezi testy, někdy nebyla odpověď jasná ani v rámci jednoho testu. Větší míru rotace s lepší dynamickou stabilitou jsme odůvodnili schopností takového kloubu rychle zareagovat na nově vzniklé podmínky. Naopak menší míru rotace s lepší dynamickou stabilitou jsme si odůvodnili tak, že stabilnější kloub vykazuje menší exkurze pohybu.

Musíme brát v úvahu, že v této práci byl vybrán malý vzorek populace s 26 probandy. Tato práce může sloužit zájemcům o kolenní kloub nebo o dynamickou stabilitu jako zdroj informací o této problematice. V rámci této bakalářské práce jsme chtěli poukázat na významnost dynamické stability kolenního kloubu, proto tato práce může sloužit fyzioterapeutům jako zdroj inspirace, kde najdou několik klinických testů, které mohou zařadit do svých vyšetřovacích metod.

SEZNAM LITERATURY

1. ABRAHAM, Allan, Rajasekar SANNASI a Rohit NAIR. Normative values for the functional movement screen in adolescent school aged children. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2015, **10**(1), 29-36 [cit. 2022-03-28]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4325285/>
2. ANDRIACCHI, Thomas P. Dynamics of pathological motion: Applied to the anterior cruciate deficient knee. *Journal of Biomechanics* [online]. 1990, **23**, 99-105 [cit. 2022-03-26]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(90)90044-4
3. COOK, Gray, Lee BURTON, Barbara J. HOOGENBOOM a Michael VOIGHT. Functional movement screening: The use of fundamental movements as an assessment of function – Part 1. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2014a, **9**(3), 396-409 [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4060319/>
4. COOK, Gray, Lee BURTON, Barbara J. HOOGENBOOM a Michael VOIGHT. Functional movement screening: The use of fundamental movements as an assessment of function - Part 2. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2014b, **9**(4), 549-563 [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4127517/>
5. COUGHLAN, Garrett F., Karl FULLAM, Eamonn DELAHUNT, Conor GISSANE, Brian M. CAULFIELD a Med SCI. A Comparison Between Performance on Selected Directions of the Star Excursion Balance Test and the Y Balance Test. *Journal of Athletic Training* [online]. 2012, **47**(4), 366-371 [cit. 2022-03-26]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-47.4.03
6. ČIHÁK, Radomír. *Anatomie. 2., upr. a dopl. vyd.* Ilustroval Milan MED, ilustroval Ivan HELEKAL. Praha: Grada, 2004. ISBN 80-7169-970-5.
7. DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie.* Praha: Grada, 2009a. ISBN 978-80-247-3240-4.
8. DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie.* Praha: Grada, 2009b. ISBN 978-80-247-1648-0.
9. EBERT, Jay R., Peter EDWARDS, Justine CURRIE, Anne SMITH, Brendan JOSS, Timothy ACKLAND, Jens-Ulrich BUELOW a Ben HEWITT. Comparison of the "back in action" test battery to standard hop tests and isokinetic knee dynamometry in patients following anterior cruciate ligament reconstruction. *International Journal*

- of Sports Physical Therapy* [online]. 2018, **13**(3), 389-400 [cit. 2022-03-28]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30038825/>
10. FITZGERALD, G. Kelley, Scott M. LEPHART, Ji Hye HWANG a Maj Robert S. WAINNER. Hop Tests as Predictors of Dynamic Knee Stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, **31**(10), 588-597 [cit. 2022-03-26]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2001.31.10.588
 11. GRAY, Gary W. *Lower Extremity Functional Profile*. Adrian, Michigan: Wynn Marketing, 1995.
 12. GRIBBLE, Phillip A., Jay HERTEL a Phil PLISKY. Using the Star Excursion Balance Test to Assess Dynamic Postural-Control Deficits and Outcomes in Lower Extremity Injury: A Literature and Systematic Review. *Journal of Athletic Training* [online]. 2012, **47**(3), 339-357 [cit. 2022-03-27]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-47.3.08
 13. GRINDEM, Hege, David LOGERSTEDT, Ingrid EITZEN, Håvard MOKSNES, Michael J. AXE, Lynn SNYDER-MACKLER, Lars ENGBRETSSEN a May Arna RISBERG. Single-Legged Hop Tests as Predictors of Self-Reported Knee Function in Nonoperatively Treated Individuals With Anterior Cruciate Ligament Injury. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2011, **39**(11), 2347-2354 [cit. 2022-03-27]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546511417085
 14. HARTIGAN, Erin H., Michael LAWRENCE, Brian M. BISSON, Erik TORGERSON a Ryan C. KNIGHT. Relationship of the Functional Movement Screen In-Line Lunge to Power, Speed, and Balance Measures. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* [online]. 2014, **6**(3), 197-202 [cit. 2022-03-27]. ISSN 1941-7381. Dostupné z: doi:10.1177/1941738114522412
 15. HERTEL, Jay, Rebecca A. BRAHAM, Sheri A. HALE a Lauren C. OLMSTED-KRAMER. Simplifying the Star Excursion Balance Test: Analyses of Subjects With and Without Chronic Ankle Instability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2006, **36**(3), 131-137 [cit. 2022-03-26]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2006.36.3.131
 16. JANEWANITSATAPORN, Sineenad. The Functional Tests after ACL Reconstruction with and without Meniscal Repair. *Journal of Health Science and Medical Research* [online]. 2020 [cit. 2022-03-27]. ISSN 2630-0559. Dostupné z: doi:10.31584/jhsmr.2020726

17. KRÁLÍČEK, Petr. *Úvod do speciální neurofyzologie*. 3., přeprac. a rozš. vyd. Praha: Galén, c2011. ISBN 978-80-7262-618-2.
18. LAURENCE, M. a J. C. H. STRACHAN. The Dynamic Stability of the Knee [Summary]. *Proceedings of the Royal Society of Medicine* [online]. 2016, **63**(8), 758-759 [cit. 2022-03-26]. ISSN 0035-9157. Dostupné z: doi:10.1177/003591577006300812
19. LEE, Sungcheol, Hyungjun KIM a Jooyoung KIM. The Functional Movement Screen total score and physical performance in elite male collegiate soccer players. *Journal of Exercise Rehabilitation* [online]. 2019, **15**(5), 657-662 [cit. 2022-03-27]. ISSN 2288-176X. Dostupné z: doi:10.12965/jer.1938422.211
20. MARQUES, Vanessa B., Thales M. MEDEIROS, Felipe de S. STIGGER, Fábio Y. NAKAMURA a Bruno M. BARONI. The functional movement screen in elite young soccer players between 14 and 20 years: composite score, individual-test scores and asymmetries. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2017, **12**(6), 977-985 [cit. 2022-03-28]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29158958/>
21. MAYER, M. a D. SMÉKAL. Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 2004, **11**(3), 111-117 [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/en/journals/rehabilitation-and-physical-medicine/2004-3/soft-structures-of-the-knee-joint-and-disordersof-motor-control-29525>
22. PLISKY, Phillip J., Mitchell J. RAUH, Thomas W. KAMINSKI a Frank B. UNDERWOOD. Star Excursion Balance Test as a Predictor of Lower Extremity Injury in High School Basketball Players. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2006, **36**(12), 911-919 [cit. 2022-03-26]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2006.2244
23. RIEMANN, Bryan L. a Scott M. LEPHART. The Sensorimotor System, Part 1: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training* [online]. 2002a, **37**(1), 71-79 [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164311/>
24. RIEMANN, Bryan L. a Scott M. LEPHART. The Sensorimotor System, Part 2: The Role of Proprioception in Motor Control and Functional Joint Stability. *Journal of Athletic Training* [online]. 2002b, **37**(1), 80-84 [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164312/>

25. REIMANN, Bryan L., Joseph B. MYERS a Scott M. LEPHART. Sensorimotor system measurement techniques. *Journal of Athletic Training* [online]. 2002, **37**(1), 85-98 [cit. 2022-03-26]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16558672/>
26. RYBA, L. a Z. SLÁDKOVÁ. Evaluation of dynamic joint stability in women knee by Y Balance Test. *Studia Kinanthropologica* [online]. 2020, **21**(3), 261-265 [cit. 2022-03-28]. ISSN 12132101. Dostupné z: doi:10.32725/sk.2020.059
27. SLÁDKOVÁ, Zuzana. *Princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen* [online]. Plzeň, 2020 [cit. 2022-03-29]. Dostupné z: <https://portal.zcu.cz/portal/studium/prohlizeni.html>. Bakalářská práce. Západočeská univerzita v Plzni. Vedoucí práce Lukáš Ryba.
28. SCHWIERTZ, Gerrit, Rainer BEURSKENS a Thomas MUEHLBAUER. Discriminative validity of the lower and upper quarter Y balance test performance: a comparison between healthy trained and untrained youth. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. 2020, 12(1) [cit. 2022-03-27]. ISSN 2052-1847. Dostupné z: doi:10.1186/s13102-020-00220-w
29. SUEYOSHI, Ted, Akihiro NAKAHATA, Gen EMOTO a Tomoki YUASA. Single-Leg Hop Test Performance and Isokinetic Knee Strength After Anterior Cruciate Ligament Reconstruction in Athletes. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* [online]. 2017, **5**(11) [cit. 2022-03-28]. ISSN 2325-9671. Dostupné z: doi:10.1177/2325967117739811
30. WIKSTROM, Erik A, Mark D TILLMAN, Terese L CHMIELEWSKI a Paul A BORSA. Measurement and Evaluation of Dynamic Joint Stability of the Knee and Ankle After Injury. *Sports Medicine* [online]. 2006, **36**(5), 393-410 [cit. 2022-03-26]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200636050-00003
31. WILK, Kevin E., William T. ROMANIELLO, Susan M. SOSCIA, Christopher A. ARRIGO a James R. ANDREWS. The Relationship Between Subjective Knee Scores, Isokinetic Testing, and Functional Testing in the ACL-Reconstructed Knee. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1994, **20**(2), 60-73 [cit. 2022-03-27]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.1994.20.2.60
32. ŽIVČÁK, Jozef. *Biomechanika človeka: kolenný kĺb*. Prešov: ManaCon, 2004. ISBN 80-89040-24-1.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Protokol.....	73
Příloha 2 Informovaný souhlas.....	74
Příloha 3 Seznam výsledků testů u 1. skupiny	75
Příloha 4 Seznam výsledků testů u 2. skupiny	75
Příloha 5 Ukázka grafického záznamu ze senzoru	76
Příloha 6 Ukázka vyhodnocení velikosti rotace tibie	76
Příloha 7 Seznam vyhodnocení záznamů senzorů u 1. skupiny	76
Příloha 8 Seznam vyhodnocení záznamů senzorů u 2. skupiny	77

PŘÍLOHY

Příloha 1 Protokol

Protokol k BP „Srovnání přístupů testování dynamické stability kolenního kloubu

Proband: Pohlaví: Ž / M Věk:

Stav DKK:
(úrazy/ operace/ zl./ degen. on.)

Dominantní DK:

Délka DK (v cm)	
P	L

Délka tub. tibiae - art. talocruralis		
P	L	(v cm)

Délka tub. tibiae - zem		
P	L	(v cm)

SHD (vzdálenost v cm)		
P	L	skóre

THD (vzdálenost v cm)		
P	L	skóre

YBT (vzdálenost v cm)			
	P	L	Relativní skóre
A			
PM			
PL			

Kompozitorní skóre

LNG (skóre 0-3)	
P	L

DS (skóre 0-3)	
P	L

Zdroj: vlastní

Příloha 2 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Souhlasím, aby Remzie Bejtová, studentka 3. ročníku oboru Fyzioterapie Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni zpracovala a anonymně zveřejnila získané údaje a informace v praktické části bakalářské práce na téma: „Srovnání přístupů testování dynamické stability kolenního kloubu“.

V....., dne.....

Podpis.....

Zdroj: vlastní

Příloha 3 Seznam výsledků testů u 1. skupiny

Seznam výsledků testů - 1. skupina					
Proband	SHD	THD	YBT	LNG	DS
BB	0,95	0,89	81 %	2	0
SV	0,92	1,19	86 %	3	2
EK	1,72	1,58	101 %	3	2
ADS	1,13	0,79	95 %	2	2
RB	0,66	0,71	86 %	2	3
KH	0,98	1,05	88 %	2	2
VHá	0,74	0,98	84 %	3	3
MZ	0,81	0,69	90 %	3	2
JA	1,31	1,35	82 %	2	3
AB	1,3	1,28	85 %	3	2
ŠK	1,47	1,24	97 %	2	2
FM	1,24	1,21	94 %	2	2

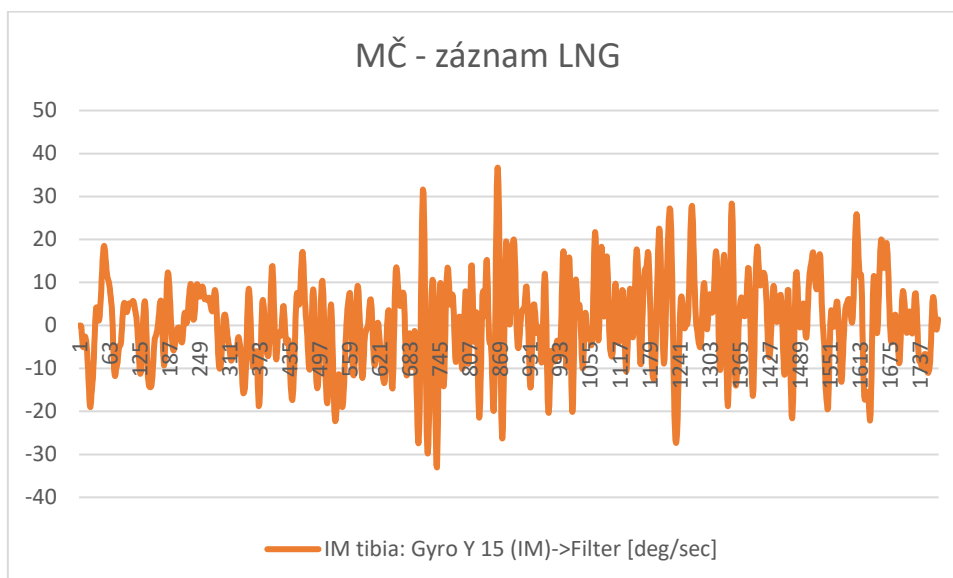
Zdroj: vlastní

Příloha 4 Seznam výsledků testů u 2. skupiny

Seznam výsledků testů - 2. skupina					
Proband	SHD	THD	YBT	IL	DS
MČ	1,23	1,47	85 %	3	2
MH	1,06	1,18	94 %	3	2
AH	0,64	0,95	81 %	2	2
VHe	0,74	0,93	73 %	2	2
DB	1,02	1,1	88 %	3	3
KŠ	1,23	1,56	97 %	3	2
MB	1,2	1,63	97 %	2	2
SK	0,94	1,31	98 %	2	0
VČ	1,14	1,34	94 %	2	2
ED	0,86	1,2	88 %	3	2
JT	1,16	1,26	92 %	2	3
KK	1,46	1,3	88 %	2	2
SH	1,18	1,48	91 %	2	2
MG	1,08	1,28	94 %	3	2

Zdroj: vlastní

Příloha 5 Ukázka grafického záznamu ze senzoru



Zdroj: vlastní

Příloha 6 Ukázka vyhodnocení velikosti rotace tibie

MČ – záznam LNG	
	Stupně
MAX	36,71690131
MIN	-33,0503609
ROZDÍL	69,76726222

Zdroj: vlastní

Příloha 7 Seznam vyhodnocení záznamů senzorů u 1. skupiny

Seznam vyhodnocení velikosti rotace tibie – 1. skupina					
Proband	SHD	THD	YBT	LNG	DS
BB	449,13	547,11	137,7	95,68	57,22
SV	572,3	1010,84	132,18	166,12	78,3
EK	698	798	110,93	397,78	91,73
ADS	690,2	856,9	96,82	194,8	101,3
RB	682,78	1019,31	124,24	86,16	64,61
KH	790,91	694,7	110,88	121,64	115,78
VHá	1072,14	1239,51	115,11	90,08	87,76
MZ	595,93	931,8	75,75	89,69	70,42
JA	559,86	874,37	113,45	142,15	120,64
AB	887,33	1168,47	108,91	92,75	74,1
ŠK	1007,31	976,36	270,84	124,15	63,36
FM	1141,8	1000,19	163,36	100,16	50,73

Zdroj: vlastní

Příloha 8 Seznam vyhodnocení záznamů senzorů u 2. skupiny

Seznam vyhodnocení velikosti rotace tibie – 2. skupina					
Proband	SHD	THD	YBT	LNG	DS
MČ	654,71	780,12	115,46	69,77	124,93
MH	667,03	786,27	85,68	48,38	51,14
AH	552,77	711,07	241,73	190,88	53,27
VHe	1094,9	1139,01	332,68	171,28	132,05
DB	915,51	904,89	141,68	92,96	77,56
KŠ	661,22	935,14	122,49	70,56	38,15
MB	1282,14	1138,89	111,63	86,83	50,37
SK	984,02	820,85	154,76	117,144	92,05
VČ	1007,31	976,36	270,84	124,15	63,36
ED	880	830,57	192,67	109,9	61,63
JT	752,69	684,77	114,49	95,65	59,9
KK	907,68	814,3	113,58	88	101,1
SH	1059,76	984,4	152,99	156,04	122,86
MG	1033	1541,36	201,61	78,93	50,36

Zdroj: vlastní