

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2024

Andrea Balíková

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Fyzioterapie

Andrea Balíková

Studijní obor: Fyzioterapie

**VYUŽITÍ TESTŮ DYNAMICKÉ STABILIZACE
KOLENNÍHO KLOUBU VE SPORTOVNÍ FYZIOTERAPII**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2024

Prohlášení

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

V Plzni dne 30. 3. 2024.

.....

vlastnoruční podpis

Abstrakt

Příjmení a jméno: Andrea Balíková

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Využití testů dynamické stabilizace kolenního kloubu ve sportovní fyzioterapii

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran – číslované: 48

Počet stran – nečíslované: 32

Počet příloh: 10

Počet titulů použité literatury: 45

Klíčová slova: kolenní kloub, dynamická stabilizace, sportovní fyzioterapie, házená, oštěp, baseball, IMU

Souhrn:

Bakalářská práce se věnuje využití paraklinického testování, konkrétně IMU senzorům ve sportovním prostředí. Práce obsahuje širokou škálu informací týkajících se kineziologie kolenního kloubu, testování v prostředí sportovní fyzioterapie a informací o vybraných sportech. Aplikace senzorů byla specificky použita na hráče házené, baseballu a oštěpaře. V rámci měření se sledovala dynamická stabilizace kolenního kloubu ve fázi odhodu. Jako výstup testování mělo být stanoveno, zda lze použít inerciální měřicí jednotky pro efektivní testování dynamické stabilizace kolenního kloubu při sportovních aktivitách, a přispět tak k lepší prevenci zranění. Pro statistickou analýzu byl využitý test ANOVA a Tukeyho test vypovídající svou p a F -hodnotou statistické významnosti. Výsledky byly odborně zpracovány a pro přehlednost uvedeny ve formě grafů.

Abstract

Surname and name: Andrea Balíková

Department: Department of Rehabilitation Sciences

Title of thesis: The use of dynamic knee stabilization tests in sports physiotherapy

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages – numbered: 48

Number of pages – unnumbered: 32

Number of appendices: 10

Number of literature items used: 45

Keywords: knee joint, dynamic stabilization, sports physiotherapy, handball, javelin, baseball, IMU

Summary:

The bachelor thesis focuses on the use of paraclinical testing, specifically IMU sensors, in a sports environment. The thesis contains a wide range of information relating to knee joint kinesiology, testing in a sports physiotherapy setting to information on selected sports. The application of sensors has been specifically applied to handball, baseball and javelin players. The measurements included dynamic stabilization of the knee joint during the throwing phase. The outcome of the testing was to determine whether Inertial Measurement Units could be used to effectively test dynamic knee joint stabilization during sporting activities and thus contribute to better injury prevention. The ANOVA and Tukey's test was used for statistical analysis telling its p-value and F-value of statistical significance. The results were expertly processed and presented in the form of graphs for clarity.

Předmluva

Sportovní fyzioterapie se neustále vyvíjí a rozšiřuje své hranice. V rámci testování dynamické stabilizace kolenního kloubu je využití a aplikace klinických či paraklinických testů jedním z možných pokroků v diagnostice a prevenci zranění. Tato práce se pokusí přiblížit k hlubšímu pochopení dynamické stability kolenního kloubu a představit si, jak mohou být paraklinické testy, tedy IMU senzory, využity v praxi. Touto cestou se snažíme odpovědět na otázky týkající se nejlepších postupů pro testování, interpretaci výsledků a zapojení získaných poznatků do rehabilitačních programů. V rámci sportovní fyzioterapie nelze provést výzkum na jakémkoli sportu, proto bylo vhodné zaměřit se na vybrané sporty. Už raného mládí se věnuji atletické disciplíně hodů oštěpem a do budoucna bych ráda působila na poli sportovní fyzioterapie. Volba overhead sportů byla právě díky mému zaměření v atletice, ale také znalosti a zkušenosti s technickým provedením hodů, které jde ruku v ruce s jeho biomechanikou. Díky svému podobnému provedení byla zkoumána dynamická stabilizace kolenního kloubu u hráčů baseballu, házené a oštěpařů.

Poděkování

Na tomto místě bych ráda vyjádřila své upřímné díky svému vedoucímu práce Mgr. Lukáši Rybovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů. Velké díky patří také panu Ing. Jiřímu Kutlákovi, Ph.D. a panu Ing. Mgr. Matěji Novákovi, kteří se podíleli na zpracování dat.

OBSAH

SEZNAM GRAFŮ	11
SEZNAM OBRÁZKŮ.....	12
SEZNAM ZKRATEK	13
ÚVOD	14
TEORETICKÁ ČÁST.....	15
1 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU	15
1.1 Dynamická stabilizace.....	16
1.2 Statické stabilizátory kolenního kloubu	16
1.2.1 Art. Tibiofemoralis	16
1.2.2 Art. Patellofemoralis.....	17
1.2.3 Menisci	17
1.2.4 Lig. Collaterale	18
1.2.5 Lig. Cruciate	18
1.3 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu.....	19
1.3.1 Extenzorová skupina.....	19
1.3.2 Flexorová skupina.....	20
1.4 Kolenní kloub v dynamické aktivitě.....	21
2 SPORTOVNÍ FYZIOTERAPIE	24
2.1 Klinické testování	24
2.1.1 Y Balanc test.....	25
2.1.2 Single Leg Hop Testy	25
2.1.3 Single-Legged Drop-Jump Landing Test	26
2.1.4 Drop Jump Test	26
2.2 Paraklinické testování.....	26
2.2.1 Dynanometrie	27
2.2.2 EMG senzory	27
2.2.3 IMU senzory	27
2.3 Hod	29
2.4 Biomechanika hodů	29
2.4.1 Hod ve sportovní hře – házená	30
2.4.2 Hod ve sportovní hře – baseball	31
2.4.3 Hod ve sportovní disciplíně – Oštěp.....	32

PRAKTICKÁ ČÁST.....	35
3 CÍL A ÚKOLY PRÁCE	35
3.1 Hlavní cíl	35
3.2 Dílčí cíle	35
4 HYPOTÉZY	36
5 METODIKA PRÁCE	37
5.1 Charakteristika sledovaného souboru.....	37
5.2 Příprava měření.....	37
5.3 Průběh měření.....	39
5.4 Statistická analýza	40
5.4.1 ANOVA.....	40
5.4.2 Tukeyho test	40
6 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ	41
6.1 Hypotéza 1	42
6.2 Hypotéza 2	46
6.3 Hypotéza 3	48
6.4 Hypotéza 4	50
6.5 Hypotéza 5	52
6.6 Hypotéza 6	54
7 DISKUZE	56
ZÁVĚR	61
CITOVANÁ LITERATURA	63
SEZNAM PŘÍLOH	69
PŘÍLOHY	70

SEZNAM GRAFŮ

Graf 1: Osa 15x.....	42
Graf 2: Osa 15y.....	43
Graf 3: Osa 16x.....	43
Graf 4: Osa 16y.....	44
Graf 5: Všechny proměnné dohromady (15x, 15y, 16x, 16y).....	44
Graf 6: Hodnoty ANOVA testu mezi skupinami baseball, házená, oštěp.....	46
Graf 7: Hodnoty ANOVA testu mezi výkonnostně nejlepšími probandy v dané skupině..	48
Graf 8: Hodnoty ANOVA testu u probandů s a bez poranění LCA.....	50
Graf 9: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 16x (laterolaterální směr femuru).....	52
Graf 10: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 16y (předozaďní směr femuru)	52
Graf 11: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 15x (laterolaterální směr tibie)	54
Graf 12: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 15y (předozaďní směr tibie).....	54

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Svalové zapojení při cyklu chůze	22
Obrázek 2: Svalové zapojení při cyklu běhu	23
Obrázek 3: Senzory IMU.....	29
Obrázek 4: Připevnění IMU senzorů na femur a tibií	38
Obrázek 5: Ukázka dat z IMU senzorů seřazených v aplikaci Excel ve zvětšení 85 %.....	39
Obrázek 6: Orientace os IMU senzoru	41
Obrázek 7: Proband (oštěp) laterální pohled	76
Obrázek 8: Proband (oštěp) anteriorní pohled.....	77
Obrázek 9: Proband (házená) laterální pohled	78
Obrázek 10: Proband (házená) anteriorní pohled.....	79
Obrázek 11: Proband (baseball) laterální pohled	80
Obrázek 12: Proband (baseball) anteriorní pohled.....	81

SEZNAM ZKRATEK

AManteromediální
ANOVAAnalysis of variance (analýza rozptylu)
Art.Articulatio (skloubení)
COMCenter of mass (těžiště těla)
EMGelektromyografie
FZSFakulta zdravotnických studií
GCSGlobal coordinate systém (globální souřadnicový systém)
GPSGlobal Positioning System (globální polohový systém)
Hhypotéza
HSDhonest significant difference (pocitivý významný rozdíl)
IMUinertial measurement unit (inerciální měřicí jednotka)
JSCjoint specific coordinate system (kloubní specifický souřadnicový systém)
lat.laterální
LCALigamentum cruciatum anterior (přední zkřížený vaz)
LCPLigamentum cruciatum posterior (zadní zkřížený vaz)
Lig.Ligamentum (vaz)
LSClocalization coordinate systém (Lokalizační souřadnicový systém)
m.Musculus (sval)
med.mediální
Mm.Musculi (svaly)
PLposterolaterální
SCSsegment coordinate systém (souřadnicový systém segmentu)
SEBTStar Excursion Balance Test
ZČUZápadočeská univerzita

ÚVOD

V dnešním rychle se vyvíjejícím světě sportovní fyzioterapie se neustále hledají nové a efektivní metody pro diagnostiku, prevenci a rehabilitaci sportovních zranění. Za jednu z problematik můžeme považovat i dynamickou stabilizaci kolenního kloubu.

Kolenní kloub je díky své zásadní roli v bipedálním pohybu a vysoké míře zatížení při sportovních aktivitách, je často vystaven riziku zranění. Právě proto je nezbytné rozumět mechanismům, které přispívají k jeho stabilitě, a jak tyto mechanismy mohou být posíleny či obnoveny po zranění. Jednou z možných cest diagnostiky je paraklinické testování pomocí IMU senzorů, které se v mnoha studiích staly nezastupitelným nástrojem pro posouzení dynamických aspektů ramenního kloubu. V kontextu poranění kolenního kloubu existuje mnoho publikací, menší zastoupení zaujímají publikace hodnotící dynamickou stabilizaci kolenního kloubu a jde říci, že nejméně prozkoumané je přístrojové hodnocení stability kolenního kloubu při dynamické aktivitě. Obecně lze říci, že testovat dynamickou stabilizaci je těžkým úkolem, avšak jednou z příležitostí je právě paraklinické testování, které by svými přesnějšími daty mohlo přispět více než klinické testování.

Měření inerciálními senzory by mohlo být alternativou využívající objektivní testování proveditelné ve sportovních podmínkách a jejich nespornou výhodou je jejich velikost a cenová dostupnost. Výzkum, který jsme pro tuto práci zvolili, by mohl nejen přinést nové poznatky v oblasti sportovní fyzioterapie, ale také poskytnout cenné informace týkající se prevence zranění.

TEORETICKÁ ČÁST

1 KINEZIOLOGIE KOLENNÍHO KLOUBU

Kolenní kloub hraje důležitou roli v bipedární chůzi člověka. Jeho primární funkce spočívá v regulaci délky dolní končetiny, která vyžaduje pouze jednoduchý pohyb v tomto kloubu. Umístění kolene ve středu nosné končetiny a jeho komunikace s pohybem chodidla na zemi klade na kloub specifické nároky. Koleno tedy musí najít rovnováhu mezi stabilitou nezbytnou pro nesení váhy a pohyblivostí nutnou pro chůzi.

Kolenní kloub je zodpovědný za několik komplexních funkcí:

- 1) přenos síly z femuru na tibií s absorpcí a rozdělení napětí během aktivity,
- 2) umožnění pohybu s co nejnižší spotřebou energie (Angin a Šimšek 2020).

Základními pohyby v koleni jsou flexe, extenze a rotace. Rotační pohyb v koleni se zvyšuje s rostoucí flexí kolene. Nejvyšší rotační hodnota je při flexi kolene mezi 45–90 stupni. Pro její rozsah má významný vliv zatížení kloubu, kdy při zvýšení tlaku dochází k omezení rotačního pohybu. Rotační pohyb v kolenním kloubu zahajuje tzv. odemknutí kolena, kde dochází k uvolnění postranních vazů a Lig. cruciatum anterior. Odemknutí kolene je nutné pro následnou flexi kolene (Dylevský 2009).

Flexi můžeme dělit do několika fází:

- 1) Počáteční rotace zahajuje flexi v kolenním kloubu, kdy dochází k rotaci laterálního kondylu femuru se současným posunutím mediálního kondylu femuru. V této fázi se koleno tzv. odemkne (Dylevský 2009).
- 2) Valivý pohyb je pokračujícím pohybem počáteční rotace, kdy dochází k stejnojmennému pohybu femuru po tibií a obou meniskách. V konečné flexi se postupně zmenšuje kontakt femuru s tibií, přičemž dochází k posteriornímu posunu menisků po tibií, a to tzv. klouzavým pohybem (Dylevský 2009).
- 3) Klouzavý pohyb je zakončujícím pohybem flexe, kde posun menisků je výrazně větší na straně laterální. Flexe kolenního kloubu je zabezpečena zkříženými vazy, které zabraňují nadměrným pohybům kostí (Dylevský 2009).

V případě, kdy se flexe kolena provádí s váhou z plné extenze do 90°, dochází k rolování femuru dozadu a translaci dopředu se zevní rotací na kloubní ploše tibiae. Zevní rotace femuru se pohybuje přibližně okolo 20° a současně také dochází k abdukci femuru o 5°. Při extenzi z 90° flexe naopak dochází k přednímu rolování, zadní translaci a vnitřní rotaci (Angin a Şimşek 2020). Během extenze se tedy celý proces odvíjí v opačném směru, což opětovně uzamkne extendovaný kloub. Postranní vazy jsou napjaté a všechny vazy na zadní straně kolenního pouzdra drží femur přitisknutý k tibií, čímž se koleno uzamkne a dostává se do stabilní polohy (Dylevský 2009).

1.1 Dynamická stabilizace

Pro efektivní plnění kloubní funkce jsou zapotřebí statické a dynamické stabilizátory kolenního kloubu. Mezi statické stabilizátory řadíme vazy, kloubní pouzdro, menisky a tvar kloubních ploch, zatímco dynamickou stabilizaci zajišťují svaly kolenního kloubu (Dylevský 2009).

1.2 Statické stabilizátory kolenního kloubu

Statická stabilita kolene je spíše určena omezením měkkých struktur než kostním přizpůsobením, a to z toho důvodu, že povrchy kloubů femuru a tibiae k sobě těsně nepřiléhají. Zranění měkkých tkání kolenního kloubu jsou tudíž častější vzhledem k větší zátěži při běžných a sportovních aktivitách (Angin a Şimşek 2020).

1.2.1 Art. Tibiofemoralis

Toto skloubení je tvořeno med. a lat. kondylem femuru. V zadní části je odděleno interkondylárním zářezem, který poskytuje místo pro úpon předního a zadního zkříženého vazy. V přední části kloubní plochy zajišťují artikulaci česky. Z med. a lat. strany poskytují místo úpon postranních vazů. Z důvodu rozdílu kloubních ploch je více zatížena mediální strana kloubu. Kloubní plochy tibiae jsou téměř vodorovné, zatímco osa femuru je více orientována mediálně a šikmo vlivem sklonu proximálního femuru (125°) (Angin a Şimşek 2020).

Důsledkem toho tibiofemorální kloub vykazuje ve frontální rovině mírnou valgozitu, a to díky vytvoření 170°–175° úhlu na lat. straně. Valgózni úhel je důležitý pro pohyb, jelikož minimalizuje boční posun těla a udržuje těžiště během lokomoce (Chao et al., 1994;

Oatis 2009; Neumann, 2013 in Angin a Şimşek 2020). Q úhel je jednou z komponent určujících valgouzitu či varozitu kolenního kloubu, tedy odchylku kolene od střední linie těla. U genu varum je vyšší zátěž na mediálním kompartmentu, zatímco u genu valgum je tomu naopak, tím vzniká přetížení buď med. nebo lat. strany (Oatis 2009) (Neumann 2016). V sagitální rovině se angulace tibiofemorálního kloubu větší než 5° extenze projevuje tzv. genu recurvatum (Angin a Şimşek 2020).

1.2.2 Art. Patellofemoralis

Sklobení řadíme mezi nekongruentní klouby spojující povrchy patelárního kloubu s femorální trochleou. Jednou z hlavních komponent je zde patela. Zadní plochu pately tvoří mediální a laterální faceta, ta při flexi kolene artikuluje s femorálním žlábkem. Součástí je také lichá faceta artikulující s med. femorálním kondylem jen při hluboké flexi. Distální část česky se upíná na patelární šlachu. Hlavním úkolem pately je zlepšit kladkový efekt. Krom toho také centralizuje tah od čtyřhlavého svalu stehenního a přenáší výsledné síly na šlachu česky. Bez patelly se M. quadriceps femoris prodlužuje a při plné extenzi se nedokáže účinně zkrátit (Neumann 2016).

Patelofemorální kloub je významněji zapojen až při 20°–30° flexi kolene, jelikož do té doby nezasahuje do trochley. Při flexi a extenzi klouže patela po femuru superiorně a interiorně. Ve volné extenzi nedochází ke kontaktu česky s femurem (Angin a Şimşek 2020). Ve flexi okolo 20°–30° se česka posouvá laterálně, ale tento pohyb je minimální. Amis et al (2006) in (Angin a Şimşek 2020) zjistili, že odchylka pohybu česky z plné extenze do plné flexe kolene je od 5–7 cm.

1.2.3 Menisci

Jedná se o fibrochrupavčitou ploténku, která se nachází na med. a lat. tibiální plošině. Mediální meniskus je v průměru větší než laterální, tudíž k přímějššímu kontaktu mezi stehenní a holenní kostí dochází v mediálním kompartmentu. Menisky jsou pevně připojeny k tibiálnímu platu pomocí ligament v předních a zadních rozích. Mediální meniskus se připojuje ke svému postrannímu vazu, a vlivem toho dochází k zvýšení rizika poškození. Laterální meniskus se připojuje ke šlaše M. popliteus a při flexi kolene vede k dorzálnímu posunu menisku (Oatis 2009).

Nejen tlumení nárazů, lubrikace a stabilizace patří mezi funkce menisků. Primární funkcí je zvětšit kontaktní plochu mezi femurem a tibií z důvodu snížení napětí na kloubní

chrupavku. Složitý pohyb mezi stehenní a holenní kostí způsobuje deformaci menisků. Při flexi kolene se kondyly femuru posouvají posteriorně po tibiálním platě v souvislosti s vnitřní rotací tibie. Posteriorní translace laterálního menisku je při flexi kolene větší než u mediálního menisku, a to až o polovinu. Také díky tomu dochází při plné flexi k 100% zatížení laterální komponenty a pouze 50 % mediálnímu zatížení. Mediální meniskus omezuje přední posun tibie s LCA, proto se setkáváme s tím, že poranění med. menisku běžně doprovází poranění LCA. Kontaktní plocha menisků mezi femorální a tibiální chrupavkou zaujímá až 60 % a ve stejné fázi přenášejí 50 % tlakových sil. Menisky a jejich rohové úpony přeměňují tlakové síly na horizontální tahová napětí (Jones et al., 1996, in Angin a Şimşek 2020), čímž se rovnoměrně rozkládá zatížení po povrchu kolenního kloubu a chrání chrupavku před nadměrným tlakem (McDermott et al., 2018a,b in Angin a Şimşek 2020).

1.2.4 Lig. Collaterale

Primární funkcí těchto vazů je omezovat nadměrný pohyb ve frontální rovině. Při extenzi klade část mediálního kolaterálního vazů hlavní odpor proti valgozitě (povrchová složka). Hluboká složka sekundárně omezuje přední posun tibie. Laterální kolaterální vaz klade primárně odpor proti zátěži do varozity. Sekundární funkcí je limitovat nadměrnou extenzi kolene a regulovat extrémní rotace v semiflekční poloze (Griffith et al., 2009 in Angin a Şimşek 2020).

1.2.5 Lig. Cruciate

Křížové vazy v kolenním kloubu zajišťují většinu odporu proti předozadním smykovým silám mezi femurem a tibíí.

Přední zkrřížený vaz (LCA) vychází z mediální strany laterálního kondylu femuru a končí v přední interkondylické oblasti tibie. Funkční složení LCA tvoří anteromediální (AM) a posterolaterální (PL) svazek. Dle výzkumu Hollis et al. (1991) in (Angin a Şimşek 2020) bylo zjištěno, že při flexi kolene se stahuje AM, kdy největší přenesené síly byly mezi 60°–90° flexe. Naopak PL svazek má největší sílu v plné extenzi. LCA je primární brzdou předního posunu tibie vůči femuru. Při jeho porušení dochází k zvýšení přední translace tibie a to nejčastěji mezi 15° a 45° flexe kolene. V případě, kdy je kloub blízko plné extenze, LCA funguje jako zábrana vnitřní rotace (Duthon et al., 2006 in Angin a Şimşek 2020),

ale také brání vnější rotaci a varus-valgus úhlu při zátěži (Matsumoto et al., 2001; Duthon et al., 2006 in Angin a Şimşek 2020).

Zadní zkřížený vaz (LCP) naopak vychází z laterální strany mediálního kondylu femuru a končí v zadní interkondylické oblasti tibie (Harner et al., 1999; Ahn et al., 2006 in (Angin a Şimşek 2020)). Funkční složení je podobné jako u LCA, tedy anterolaterální (AL) a posteromediální (PM) (Makris et al., 2000 in (Angin a Şimşek 2020)). AL svazek se při flexi kolene stahuje, ale v případě hluboké flexe nedokáže odolávat zadní translaci tibie. PM svazek však při hluboké flexi odolávat dokáže (Ahmad et al., 2003 in Angin a Şimşek 2020). LCP je hlavní brzdou zadní translace tibie vůči femuru, která je největší při 75° flexi a sekundární brzdou valgozity a zevní rotace (Fukubayashi et al., 1982 in Angin a Şimşek 2020).

1.3 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu

Svalové skupiny, které hrají v kolenním kloubu hlavní roli, jsou extenzorová a flexorová skupina.

1.3.1 Extenzorová skupina

Mezi hlavní extenzory kolenního kloubu řadíme M. quadriceps femoris, který se skládá ze čtyř samotných hlav. Každý sval má v pohybu kolenního kloubu jinou úlohu. Mm. vastii vytváří 80 % z celkového extenčního momentu. Zbýlých 20 % vytváří M. rectus femoris. Celá skupina M. quadratus femoris tvoří šlachy čtyřhlavého svalu stehenního, která přechází do šlachy česky s úponem na Tuberositas tibie. (Angin a Şimşek 2020)

M. rectus femoris je dvoukloubový sval protínající kyčel a kolenní kloub. Právě proto je jedním ze svalů, který přispívá nejen k extenzi kolena, ale také k flexi kyčle. Studie prokázaly, že jeho zapojení je aktivnější při zvedání natažené dolní končetiny, než při izometrické kontrakci M. quadratus femoris (Oatis 2009). Hodnoty z EMG poukazují na to, že se sval účastní aktivní čisté flexe kyčle jen uprostřed a na konci flekčního rozsahu. Aktivity se však zvyšuje při laterální rotaci i abdukci kyčle (Oatis 2009).

M. vastus medialis je složený ze dvou různých směrů vláken, která dle směru připojení stabilizují česku. Vlákno Vastus medialis obliquus je jediným mediálním stabilizátorem patelly při extenzi kolene. M. vastus medialis se podílí na 10–12 % z celkového extenčního momentu, zatímco hlava M. vastus lateralis se na extenzi podílí až ze 40 % (Angin a Şimşek

2020). M. vastus intermedius je ze všech hlav quadricepsu nejhloběji uložený. I přes to, že M. vastus intermedius a M. rectus femoris jsou umístěny centrálně, dochází při extenzi k tahu česky laterálním směrem. Důvodem je především laterální deviace femuru vůči tibii. (Oatis 2009)

M. quadriceps femoris plní v kolenním kloubu několik dalších funkcí. Při jeho izometrické aktivitě stabilizuje kolenní kloub. Koncentrická akce urychluje pohyb kloubu do extenze, který běžně využíváme při skocích, běhu nebo při vstávání ze sedu. Excentrická kontrakce zpomaluje flexi kolene, a tím pádem chrání kloub především při dopadu ze skoku nebo při běhu (Angin a Şimşek 2020). Předpokládá se, že Q úhel větší než 15° – 20° může souviset s poraněním dolní končetiny, jelikož při abnormální extenzi se zvyšuje tah kvadricepsu (Messier et al., 1991; Livingston, 1998; Rauh et al., 2007 in Angin a Şimşek 2020).

1.3.2 Flexorová skupina

Hlavním flexorem kolenního kloubu je hamstringová skupina tvořena M. biceps femoris, M. semimembranosus a semitendinosus. K flexi však přispívá také M. gastrocnemius, M. popliteus, M. sartorius a M. gracilis.

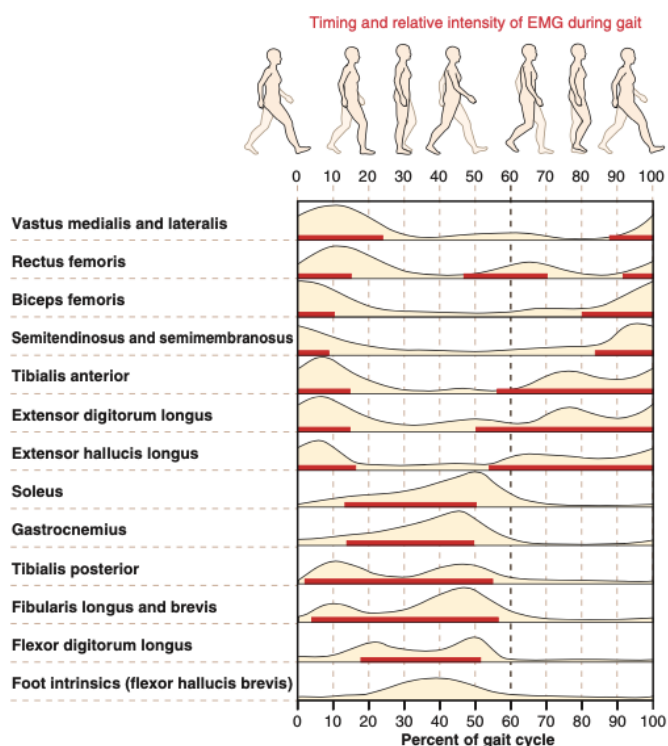
Svaly zadní strany stehna pracují při chůzi jako extenzory kyčle a flexory kolene. Ve fázi švihů hamstringy koordinují extenzi v kyčli a kontrolují extenzi kolene (Koulouris a Connell, 2005 in Angin a Şimşek 2020). Při flexi kyčle během pozdní švihové fáze dochází k pasivnímu napětí hamstringů. Během dopadu paty jsou hamstringy v maximální délce, což je činí zranitelnými (Thelen et al., 2005 in Angin a Şimşek 2020). Díky šikmému postavení M. biceps femoris a M. semitendinosus ovlivňují i rotace při flexi kolenního kloubu. Hamstringy jsou také posterolaterálními a posteromediálními stabilizátory kolenního kloubu. Jelikož svaly zadní strany stehna patří k hlavním aktivním zádržným mechanismům pro přední translaci tibie při zátěži, mají zásadní roli z hlediska poranění LCA. V roce 1986 Renstrom et al. prokázali, že při 30° flexi je linie tahu hamstringů a LCA rovnoběžná, tudíž dochází k ochraně LCA. V roce 2013 bylo dále prokázáno, že kontrakce a dominance M. quadriceps je rizikovým faktorem pro zranění LCA u sportovců (Hewett et al., 2013 in Angin a Şimşek 2020). Poměr zapojení flexorové a extenzorové skupiny se při vyšších úhlových rychlostech může měnit, a to i v závislosti na pohlaví, předchozím zranění, poloze atd. (Angin a Şimşek 2020).

Do oblasti mediálního kondylu tibie zvané Pes anserinus se upínají vnitřní rotátory a pomocné flexory kolenního kloubu. Jejich zásadní úlohou je však udržet mediální dynamickou stabilizaci kolene proti valgozitě. Na tom se podílí M. sartorius, M. gracilis, M. semitendinosus a mediální kolaterální vaz. M. popliteus je sval, který jako jediný odemyká koleno po plné extenzi a významně přispívá k stabilitě PL rohu. M. gastrocnemius má díky svým úponům také momentové rameno pro flexi kolene. Li et al. (2002) in (Angin a Şimşek 2020) prokázali, že když je koleno v 10°–20° flexi od plné extenze, je práce M. gastrocnemius účinnější.

1.4 Kolenní kloub v dynamické aktivitě

Cyklus chůze zahrnuje komplexní pohyby umožňující pohyb vpřed. Přední strana stehna je aktivní až ve velmi pozdní fázi švihové fáze. Krátce po kontaktu podložky s patou kvadriceps ovládá flexi kolene probíhající v prvních 10 % cyklu. Excentrická aktivita také slouží k tlumení nárazů a zabraňuje nadměrné flexi kolene. Jeho koncentrická kontrakce podporuje váhu těla během středního postoje. Bylo zjištěno, že Mm. vasti jsou aktivní při kontaktu s patou, tudíž fungují jako tlumiče nárazů. Studie Anderssona a kol. in Neumann 2016 zjistila, že při běhu či chůzi rychlejší než 2 m/s M. rectus femoris funguje také jako tlumič nárazů. M. rectus femoris se primárně uplatňuje při přechodu ze stoje do fáze švihy. Tam pomáhá při zahájení flexe kyčle se současnou kontrolou flexe kolene.

Obrázek 1: Svalové zapojení při cyklu chůze



Zdroj Neuman 2016, str. 678

Skupina hamstringů je nejaktivnější těsně před a po kontaktu s patou. Před kontaktem zpomalují extenzi kolena. V prvotních 10 % postoje hamstringy napomáhají extenzi kyčle a prostřednictvím koaktivace zajišťují stabilitu kolena. Během švihové fáze se při flexi kolena může uplatnit i krátká hlava M. biceps femoris. Vlivem malého množství aktivace gastrocnemia je většina flekčního pohybu během švihové fáze prováděna pasivně (Neumann 2016).

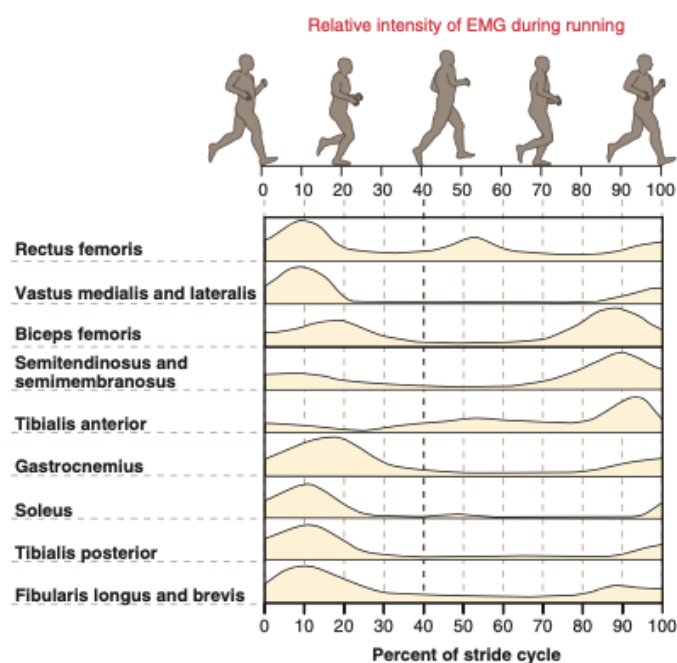
Změnu při chůzi může způsobit nestabilita předního zkříženého vazy. Pacienti s tímto deficitem často vykazují vyšší flexi v koleni od střední do pozdní fáze stoje. V porovnání se zdravými koleny se při chůzi s deficitem LCA pozoruje kompenzace vnitřní rotací tibie a zadní translací. Tyto změny mohou způsobit zvýšené momenty v kolenním kloubu a přispět k degeneraci chrupavky (Angin a Şimşek 2020).

V cyklu běhu dochází k podobnému vzorci aktivizace jako při chůzi. Extenzory kolena projevují výraznou aktivitu před kontaktováním země, přičemž tato aktivita trvá až do 20 % cyklu kroku. Během reakce na zátěž se extenzory stávají nejaktivnějšími, jelikož excentricky kontrolují flexi kolena a podporují COM těla. Od 40 % do 60 % cyklu kroku je zaznamenána výrazná aktivita M. rectus femoris pomáhající flexi kyčle. V poslední fázi

cyklu kroku se zapojí všechny hlavy M. quadriceps femoris pro přípravu dopadu chodidla na zem (Neumann 2016).

Svaly hamstringů vykazují nižší aktivitu během fáze postoje a v průběhu raného švihů jsou svaly v podstatě inaktivní. Následuje však druhý výrazný výbuch aktivity přibližně od 70 % do 90 % cyklu kroku, což pomáhá zpomalit extenzi kolena a připravit končetinu na kontakt se zemí. Právě tato fáze je nejrizikovější pro přetížení hamstringů, zejména při vysoké rychlosti běhu. Kvůli kombinaci vysoké setrvačnosti a nutnosti pracovat v prodloužené poloze, tzn. v kombinaci flexe kyčle a extenze kolene, se zvyšuje riziko zranění. (Neumann 2016). Dynamická stabilizace kolenního kloubu je klíčová v každé fázi krokového a běžeckého cyklu, a to včetně hodů. Během hodu, konkrétně v odhodovém cyklu, se setkáváme s fázemi dopadu, stoje i odrazu. Je tedy patrné, že nároky na kolenní kloub během sportovních aktivit mohou být několikanásobně vyšší než při rekreačních aktivitách (Sportclinic, 2016).

Obrázek 2: Svalové zapojení při cyklu běhu



Zdroj: Neuman, 2016, str. 716

2 SPORTOVNÍ FYZIOTERAPIE

Ve vrcholovém sportu často dělí sportovce od úspěchu či neúspěchu pouze malé detaily. Maximální výkon sportovce je mnohdy spjat s nesprávným kompenzačním mechanismem v pohybu sportovce. Úloha fyzioterapeuta v tréninku sportovce může tuto situaci změnit. Práce sportovních fyzioterapeutů často řeší akutní zdravotní potíže, avšak měli by také přemýšlet o tom, jakým způsobem mohou ovlivnit sportovní přípravu tak, aby zlepšili pohybové vzorce a výkonnost sportovce. Je tedy důležité najít kompromis mezi kvalitou pohybu a jeho volností (Králová et al. 2015). Ve sportovním prostředí je kineziologické hodnocení dolních končetin nedílnou součástí výzkumu sportovní biomechaniky. Pro terapeuta působícího ve sportovním prostředí je důležité zvládat vyšetření, která jsou pro prevenci zranění, analýzu výkonu či hodnocení návratu do hry velice důležitá (Ekdahl et al. 2023).

Spolu s technologickým pokrokem se v poslední době rozvíjejí další metody v oblasti biomechaniky, které se snaží provádět měření v reálném sportovním prostředí. Použitím malých vysokofrekvenčních akcelerometrů připojených k určitým částem těla je možné odhadnout zrychlení a rychlost těchto segmentů. Také lze využít jednotek inerciálního pohybu k získání informací o úhlech kloubů během pohybu, na které se zaměřujeme. V rámci budoucích výzkumů se bude zkoumat potenciál těchto metod ve sportovní medicíně (Laver et al. 2018). Dle autora (Richards 2008) je využití IMU senzorů nedílnou součástí biomechanického výzkumu. Také uvádí, že jejich potenciál využití významně roste v prostředí klinické a sportovní praxe, a to zejména v kombinaci s EMG údaji.

2.1 Klinické testování

Odolat vnitřním a vnějším vlivům při zátěži je klíčové pro udržení funkčnosti kloubů. Tato stabilita zahrnuje neuromuskulární vztahy a kvalitu pasivních struktur regulující zatížení z okolního prostředí a svalů. Snížením svalové síly a propriocepce s několika dalšími faktory jako například zvýšená laxacita vaziva či neadekvátní postavení určitého kloubu, mohou zvýšit riziko zranění (Ryba a Sládová 2020).

Testování dynamické stabilizace může pomoci klasifikovat úroveň funkčnosti a tím předpovědět riziko zranění. Možnosti testování jsou v dnešní době zastoupeny standardizovanými klinickými testy. Mezi ty nejčastěji využívané řadíme Single Leg Hop Test, Single-Legged Drop-Jump Landing Test či Y balanc test (Ryba a Sládová 2020).

2.1.1 Y Balanc test

Y Balanc test je jedním z hojně užívaných způsobů testování dynamické stability a rovnováhy jedince pro posouzení posturální kontroly. Test je přínosem nejen v každodenním životě, ale také ve sportu. Provedení testu může sloužit jako citlivý ukazatel rizika zranění zejména u sportovců. Běžně se dá použít k monitorování pokroku v rehabilitaci a rekonvalescenčních programech, kde je jedinec pravidelně testován. Tento test byl vyvinutý za účelem standardizace modifikovaného Star Excursion Balance Testu (Lee et al. 2015).

Y Balanc a SEBT test se liší pouze počty směrů pohybu volné dolní končetiny. Pohyby se prováděly osmi směry a to anterolaterálním, anteriorním, anteromediálním, mediálním, posteromediálním, posteriorním, posterolaterálním a laterálním. Později se počet směrů redukoval na tři a vznikl tak Y balanc test, pojmenovaný dle svého vzhledu jako písmeno Y (Gribble et al. 2012).

Provedení Y Balanc testu zahrnuje pohyb dolní končetiny ve třech směrech a to anteriorním, posteromediálním a posterolaterálním. Jedna končetina je stojící a druhá provádí pohyb. Cílem testu je dosáhnout co největší vzdálenosti mezi hybnou a stojící končetinou v těchto směrech. K provedení testu se používá testovací přístroj nebo šablona, kterou lze vytvořit z tejpovací pásky. Důležité je i prostředí testování, kdy je vhodný klidný vnitřní prostor pro minimalizaci vnějších vlivů. Vhodné je také testovat ve stejnou denní dobu pro získání konzistentních výsledků. Jedinec by také neměl být unavený či vyčerpaný (Walker 2016).

2.1.2 Single Leg Hop Testy

Single Leg Hop Testy jsou často využívány jako ukazatel fyzické kondice, především u jedinců po zranění LCA nebo po chirurgické rekonstrukci tohoto vazů. Tyto testy posuzují sílu svalů a stabilitu kolenního kloubu testované dolní končetiny (Fitzgerald et al. 2001). Mezi Hop testy řadíme i tzv. Single Leg Hop Test for Distance. Tento test provádí jedinec s volnými horními končetinami, nebo je má spojené za zády. Testovaná dolní končetina je umístěna za vyznačenou linii a druhá dolní končetina je flexovaná v koleni. Testovanou osobu poté vyzveme k provedení co nejdelšího skoku se zachováním rovnováhy po doskoku, alespoň po dobu 2–3 sekund. Pomocí krejčovského metru se následně změří délka skoku. Ta se měří od prstů nohy v počáteční poloze až k patě v konečné poloze (Ageberg a Cronström 2018).

2.1.3 Single-Legged Drop-Jump Landing Test

Tento test se provádí skokem z vyvýšené platformy, která je vysoká 20 centimetrů. Testovaná osoba se odrazí z obou dolních končetin z platformy a přistane na testované dolní končetině. Při přistání se jedinec snaží co nejrychleji stabilizovat a udržet rovnováhu po dobu 15 sekund. Během celého testu má účastník ruce v bok. Těsně při přistání pozorujeme, zda je na testované končetině viditelná valgozita či varozita kolenního kloubu. Jedním z důležitých aspektů je také mechanismus, kterým jedinec dosáhne stabilizované polohy (Fransz et al. 2018).

2.1.4 Drop Jump Test

Drop Jump Test je jedním z testů posuzujících jak dynamickou stabilitu dolní končetiny, tak případnou kineziofobii jedince, která se projevuje odmítnutím testu. Testovaný stojí na zvýšeném místě přibližně ve výšce Tuberositas tibiae testované dolní končetiny. Z této výšky následně seskočí na zem, provede odraz a znovu vyskočí. Jako pozitivní test považujeme to, když pacient odmítne provést test nebo pokud při seskoku a následném odrazu dojde k valgóznímu pohybu v kolenním kloubu (Honová 2022).

2.2 Paraklinické testování

Kinematické vyšetření nám umožňuje určit polohu různých částí těla během pohybu. Obvykle se používají tři televizní kamery, které musí být pečlivě kalibrovány, aby bylo možné odečíst a zpracovat hodnoty délky a postavení jednotlivých částí těla. Z důvodu vysokých finančních nákladů je toto vyšetření omezeně dostupné a používá se zřídka (Trojan 2005).

Polygrafie umožňuje současné sledování několika tělesných funkcí. Je tedy možné kombinovat například měření svalové síly pomocí dynamometrie, zrychlení nebo zpomalení různých částí těla pomocí akcelometrie, ale také měření úhlů v kloubech pomocí goniometrie. Tato technika se často používá pro posouzení pohybu při chůzi nebo běhu (Trojan, 2005).

2.2.1 Dynanometrie

Dynamometrie je jednou z metod využívajících se pro diagnostiku svalové síly. Dle Novosada (2007) je diagnostika ve sportovním prostředí klíčová pro určení počáteční úrovně síly různých svalových skupin a pro hodnocení různých typů svalové síly u sportovců. Tento proces umožňuje identifikovat slabiny, svalové dysbalance, a hodnotit, jak efektivně se různé druhy svalové síly vyvíjejí během tréninkového cyklu. Dynamometrie může být využívána nejen pro přesné stanovení síly, které mohou používat trenéři pro hodnocení a monitorování efektivity jejich kondičních programů, ale především je klíčový pro lékaře a fyzioterapeuty. Sportovní fyzioterapeuti apelují na nutnost měření svalové síly, a to zejména u jednostranných a laterálních svalových dysbalancí, které mohou být příčinou zranění. Za základní metody pro diagnostiku silových schopností považujeme izometrickou a izokinetickou dynamometrii (Novosad 2007).

2.2.2 EMG senzory

Elektromyografie je diagnostický nástroj měřící elektrickou aktivitu svalů během kontrakce a klidu. To následně poskytuje užitečné informace pro identifikaci nervových dysfunkcí, svalové únavy nebo jednoduché reakce na stimul. EMG senzory jsou umístěny na cílenou oblast kůže a při jakékoli aktivitě svalů způsobí, že svalová vlákna generují elektrické impulsy, které jsou zaznamenávány EMG zařízením (Imotions 2023).

V posledním desetiletí je aplikace elektromyografie ve sportovní vědě stále běžnější. Použitím těchto senzorů lze pomoci zjistit například rozdíl elektrického potenciálu, tedy napětí, které je detekováno mezi dvěma elektrodami (Taborri et al. 2020).

Velmi často se EMG věnuje svalům dolní končetiny, jako je tomu například ve studiích (Yaghoubi et al. 2019), (Chumanov et al. 2012). Méně poté trupu či horním končetinám.

2.2.3 IMU senzory

IMU senzor neboli inerciální měřící jednotka, je elektronické zařízení měřící specifickou hmotnost a úhlovou rychlost objektu, ke kterému je připojeno. Obvyklou součástí IMU jsou gyroskopy hodnotící úhlovou rychlost, akcelerometry zaznamenávající specifické zrychlení / sílu a magnetometry měřící magnetické pole, které obklopuje objekt (Vectornav

2024). Součástí IMU je také globální polohový systém neboli GPS, který získává prostorová a časová data při chůzi mimo laboratoř (Richards, 2008).

Při posuzování lidského pohybu prostřednictvím IMU senzorů potřebujeme tzv. lokalizační souřadnicový systém (LSC). Každý ze senzorů pracuje s globální orientací, která není přisuzována žádné fyziologické ose a pro její odhad bylo navrženo mnoho algoritmů. K odhadu úhlové orientace se nejčastěji využívá integrace úhlové rychlosti. Díky seskupení různých měření jsou tyto senzory schopny odhadnout orientaci, polohu a také směr pohybu, z čehož dokážeme zjistit relativní polohu mezi dvěma a více senzory. To v rámci biomechaniky můžeme využít k výpočtu úhlů mezi senzory a tím stanovit úhel kloubů v různých rovinách (Richards 2008).

V případě měření kloubních úhlů musí docházet k určité statické anatomické kalibraci jedince. Při zaměření na úhly kloubů v sagitální rovině lze říci, že je měření na vysoké úrovni přesnosti. Spoje a segmenty lze popsat několika způsoby. Mezi nejčastěji využívané řadíme souřadnicový systém GCS, SCS a JCS (Richards 2008).

Globální/laboratorní souřadnicový systém (GCS) určuje úhly segmentů těla na základě os X, Y, Z globálního či laboratorního rámu. Souřadnicový systém segmentu (SCS) definuje rozložení os X, Y a Z kloubu na základě proximálního a distálního koncového bodu segmentu. JCS vytváří plovoucí osu pro proximální a distální segmenty na základě osy dvou sousedících segmentů těla. Úhly segmentů jde určit v GCS na základě znalosti souřadnic z proximálního a distálního bodu segmentu v dané rovině. Tato metoda využívá jednoduché trigonometrie pro nalezení těchto úhlů. Při analýze pohybu je důležité, aby se segmenty těla nacházely v rovině, kterou chceme pozorovat, jinak může docházet k chybám v určení úhlu kloubu (Richards 2008).

Podle Cardanovy sekvence popisující rotaci kolem souřadnicových os xyz, xzy, yzx, yxz, zxy a zyx, které umístí kloub do stejné konečné pozice jako skutečný pohyb, má vliv na kinematiku kloubů. Výběr Cardanových sekvencí může ovlivnit interpretaci pohybu kloubů v koronální a transversální rovině, což má důležité důsledky pro klinický výzkum a analýzu dat (Richards 2008).

Obrázek 3: Senzory IMU



Zdroj: TEKSCAN-DELSYS. TrignoLab [online]. Dostupné z: <http://www.tekscan-delsys.pl/delsys/trignolab> [cit. 2024-03-4].

2.3 Hod

Stejně jako skok či běh i hod vždy byl důležitou dovedností a sportovní disciplínou v historii lidstva. Již v pravěku se lidé učili házet oštěpy či kopím, protože právě to mělo významnou roli v samotném přežití. Postupem času se hody staly součástí sportů nebo se vyvíjely v individuálních disciplínách (Šimon et al. 2004).

2.4 Biomechanika hodů

Biomechanika je věda zkoumající pohyb a deformaci tělesa, zaměřující se na lidské tělo a jeho fungování ve statickém i dynamickém stavu. Při běžných denních aktivitách je tělo zatěžováno silami. Míra působení sil se liší v závislosti na individuální adaptaci člověka na danou zátěž. Síla patří mezi vektorové veličiny, a pro její určení je nutné znát její velikost, směr a záměr. Ideální síla působí v jediném bodě, ale v praxi se síly obvykle rozkládají na více bodů tělesa. Právě díky vektorovému charakteru síly ji můžeme rozložit do složek v libovolném souřadnicovém systému s využitím směrových úhlů. Míru točivého účinku síly vzhledem k danému bodu udává moment síly. Ten je definován jako součin síly a kolmé vzdálenosti mezi bodem a nositelkou síly. Pochopení vlastností síly a momentu síly je klíčové pro analýzu mechanického chování těles a jejich interakcí (Čapek et al. 2018).

V biomechanice je vyšetření silového působení na lidské tělo zásadní, a právě pro to je využíváno základních Newtonových pohybových zákonů.

„Pokud objekt setrvává v klidu, musí být soustava sil, která na něj působí, v rovnováze. Soustava sil je v rovnováze, pokud je její výslednice nulová a součet všech momentů sil je nulový.“ (Biomechanika člověka, 2018, str. 17)

Jak už bylo zmíněno hod je součástí základních pohybů lidského těla. K tomu, abychom jakýkoli předmět dokázali dostat do letové fáze, je zapotřebí podepření předmětu končetinou. Jde obvykle o ruku, která přemísťuje předmět v rozsahu pohybu a zároveň zvyšuje hybnost předmětu. Při běžném hodu můžeme typicky pozorovat několik segmentů těla v proximální i distální sekvenci přispívající k hybnosti předmětu. Kinematika při vrhu je obvykle trojrozměrná, a to zejména ve chvíli, kdy je cílem dosáhnout maximální vzdálenosti nebo rychlosti (Enoka 2015).

Samotný vrh lze tedy popsat jako postupné přenášení hybnosti z různých částí těla na vrhaný předmět, zatímco samotný pohyb lze provést různými způsoby. Prvním z možností je hod přes paži, kdy typickým příkladem je hod oštěpem či baseballovým míčkem. Segmenty těla se při této technice pohybují vertikálním i horizontálním směrem. Další variantou je hod pod paží, do kterého spadá například softballový hod. Třetí možností je hod tlakem, což je pohyb zejména rovinný a viditelný u vrhu koulí. Poslední variantou je hod tahem, u kterého je vhodným příkladem hod diskem či kladivem (Enoka 2015).

Princip rozsahu pohybu popisuje vztah mezi rozsahem pohybu a jeho efektivitou v závislosti na typu aktivity. Menší rozsah pohybu se ukazuje jako nejefektivnější pro úkony s nízkým energetickým výdejem zaměřené na preciznost, sílu a rychlost. Naopak větší rozsah pohybu podporuje maximální výkony spojené s rychlostí a celkovou produkcí síly. U oštěpařů můžeme pozorovat využití principu rozsahu pohybu v praxi. Dlouhý rozběh a zapojení celého těla umožňuje oštěpaři dosáhnout maximálního rozsahu pohybu. To vede k maximalizaci rychlosti oštěpu při jeho vypuštění (Knudson 2007).

Pohyb při baseballovém hodu zahrnuje postupné zapojení jednotlivých segmentů těla, a to od nohou, které zajišťují základní podporu, až po ruku. Rychlost míčku se primárně zvyšuje působením nohou. Následně dochází k nárůstu rychlosti míčku vlivem trupu a paží. Právě toto zodpovídá za větší nárůst rychlosti a zahrnuje sekvenční aktivizaci segmentů s rostoucí úhlovou rychlostí (Enoka 2015).

2.4.1 Hod ve sportovní hře – házená

Házená je sportovní hra provozovaná dvěma týmy, z nichž každý disponuje sedmi hráči (šest hráčů v poli a brankář). Herní doba je rozdělena do dvou poločasů po třiceti minutách, celkem tedy šedesát minut. Cílem každého týmu je skórovat vhozením míče do brány soupeře. Hra se vyznačuje střídáním držení míče mezi oběma týmy, což zajišťuje,

že oba týmy mají přibližně stejný počet příležitostí k útoku. Držení míče končí, když tým provede střelu na bránu, když sedmimetrový pokus není zastaven chybou nebo v případě otočky. Tato hra je charakterizována vysokým skóre, přičemž většina útoků končí střelou na bránu (McGarry et al. 2013).

Střela v házené se dá detailně analyzovat prostřednictvím měření 3D kinematických parametrů zahrnujících hodnoty maximální kloubní rychlosti, úhlového rozsahu a úhlové rychlosti, ale také kvality pohybu hodnotící přesnost hodů. Mezi používané typy hodů v házené řadíme hod skokem, hod vestoje, s rozběhem, bez náběhu a hod pivotem. Z analýzy segmentové organizace vrhací paže vyplývá, že zapojení segmentů při hodu v házené se odlišuje od vzoru používaného při baseballu nebo hodu oštěpem (McGarry et al. 2013).

Dle (Laver et al. 2018) je poranění kolenního kloubu v házené hlášeno ze 7–27 %, kdy nejčastější výskyt poranění patří přednímu zkříženému vazů. Zvýšené riziko poškození LCA v házené vzniká nejčastěji při přistání v protažené pozici kolena, což způsobí zvýšené zatížení předními smykovými silami působícími na LCA. Zvýšené momenty abdukce a větší rotace při přistání také ovlivňují stabilitu LCA. Jedním z ovlivňujících faktorů je také nedostatečná kontrola kyčelního kloubu, která má velký dopad na všechny výše uvedené aspekty (Laver et al. 2018).

2.4.2 Hod ve sportovní hře – baseball

Baseball patří mezi pálkovací týmové hry, v nichž se dvě družstva vzájemně střídají v útoku (na pálce) a v obraně (v poli). Tým nacházející se v poli má za úkol získat nejvyšší počet bodů neboli oběhů, naopak hráči v poli se snaží co nejdříve vyautovat hráče soupeře, protože tím dojde k prohození herních rolí družstev. Hru tvoří devět hráčů jednoho týmu, kteří se v průběhu celé hry devětkrát vystřídají jak v poli, tak na pálce (Růžička et al. 2013).

Ze studií vyplývá, že největší výskyt zranění v baseballu se objevuje u nadhazovačů. Důvodem jsou mikrotraumata vzniklá vlivem repetitivního pohybu při nadhozu. Pohyb hodu probíhá v několika fázích (Fleisig 1994).

Ve fázi, kdy se vrhač napřahuje, přenesení váhu na zadní stojnou nohu. Následně trup otočí o 90° a kroková noha je nad podložkou ve flexi. Poté je zapotřebí udržení rovnováhy na rozkročené noze, to nám umožňuje izometrická kontrakce abduktorů kyčle na téže noze udržující i rovnou pánev. Izometrickou kontrakcí kvadricepsu docílíme udržení flexe kolena

a díky excentrické a izometrické kontrakci extenzorů kyčle dochází ke kontrole a zachování flexe v kyčli (Chu et al. 2016).

Ve fázi kroku se těžiště vrhače snižuje pomocí kontrakce flexorů kyčle. Kročná noha se natahuje směrem k cíli. Abdukce kyčelních kloubů rozkročené nohy pomáhá iniciovat pohyb vpřed, následuje extenze kolen a kyčlí rozkročené nohy. Kontrakcí gluteálních svalů rozkročené nohy zabezpečuje stabilitu pánve a trupu. V kyčelním kloubu rozkročené nohy dochází k zevní rotaci, naopak na stojné noze rotuje kloub dovnitř. Trup se v průběhu tohoto pohybu odvíjí a rotuje směrem k cíli (Chu et al. 2016).

Na konci fáze kroku začíná fáze napínání. Na názkrokové noze se kontrahují kvadricepsy, aby zpomalily flektované koleno a stabilizovaly krokovou nohu. Pánev a trup poté rotuje směrem k cíli, kde následuje hyperextenze bederní páteře s rotací horního trupu. Břišní svaly zamezují díky své excentrické kontrakci nadměrné hyperextenzi bederní páteře. Gluteální svaly opět stabilizují pánev a kyčle (Chu et al. 2016).

Ve fázi zrychlení se dolní končetiny uplatňují především kontrakcí M. rectus femoris, který zajišťuje stabilní přední základnu. Ve zpomalovací fázi kroková noha absorbuje síly, vznikající během zrychlení (Chu et al. 2016).

V konečné fázi je váha přenesená na krokovou nohu, kdy se tělo vlivem vrhací paže pohybuje dopředu. Trup se zpomaluje přes krokovou nohu extendovanou v kolenu, která absorbuje sílu hodů. Stojná noha je v kontaktu se zemí v pozici s flektovaným kolenem a kyčlí (Chu et al. 2016).

2.4.3 Hod ve sportovní disciplíně – Oštěp

Hod oštěpem je jednou z nejnáročnějších disciplín v atletice. Jedná se o rychlostně silovou disciplínu, která pro své provedení vyžaduje rychlost, výbušnou sílu, koordinaci a kloubovou mobilitu jedince. Náročnost hodů tedy vyžaduje vysokou rychlost rozběhu současně s adekvátní technikou. Správná technika při hodě oštěpem začíná zaujetím nejsprávnějšího odhodového postavení, který předchází rychlému rytmickému rozběhu. Následuje plynulý přechod z běhu do odhodu s rytmickým prvkem. Ve švihové fázi je zapotřebí zvládnout co nejdelší dráhu v nejkratším čase, a především zapojení potřebných svalových skupin (Čilník et al. 2009).

Rozběh dělíme na část přípravnou a závěrečnou. V přípravné fázi si atlet nese oštěp nad ramenem ve výšce očí. Loketní kloub následuje směr, kterým se oštěpař rozbíhá. Pohyb dolních končetin a rukou je synchronizovaný s pohybem paže. V rozběhu by mělo docházet k postupnému rozvoji rychlosti s maximální intenzitou konečných kroků (Čilník et al. 2009).

Závěrečná část je nejdůležitější pro přípravu na hod. Tato fáze začíná přenesením oštěpu do náprahu, který se u mnoha oštěpařů liší. Před odhodovými kroky trup rotuje za odhodovou končetinou, zatímco pánev zůstává kolmo na směr rozběhu. Impulzivní krok je další složkou, a využívá aktivní odpich levé nohy se současným přešvihnutím pravé dolní končetiny. Během tohoto cyklu dochází k předběhnutí trupu a oštěpu dolními končetinami. Horní část trupu se nachází v jedné přímce s pravou dolní končetinou a ramena se vytáčí ve směru pohybu. Adekvátním předběhnutím oštěpu se tělo dostává do výhodné pozice odhodu. Díky tomu dochází k postupnému zapojení řetězení svalů dolních končetin, trupu a paže (Čilník et al. 2009).

Po impulzním kroku nastává fáze odhodového postavení. Pohyb těla vpřed plynule pokračuje přes pravou dolní končetinu a po přechodu opory na pravé dolní končetině vytlačuje pravou stranu pánve vpřed. Levá dolní končetina došlapuje na šířku 1–2 stop od končetiny pravé s lehkou vnitřní rotací. Celá levá polovina oštěpaře je vlivem zapřené levé nohy kvalitně fixována. Až do vypuštění oštěpu plní levá noha funkci opory a zdvihá celé tělo (Čilník et al. 2009).

Už před došlapem levé nohy a rotací pravé nohy začíná fáze odhodu. Po následném postavení na levé končetině se pohyb této strany zastaví s opačným zrychlením pravé strany těla. Tím, že pravá končetina dojde k plné extenzi, je pravý bok vytlačený vpřed. Následným dotočením trupu se vytvoří tzv. oštěpařský luk, při kterém během odhodu levá končetina nesmí povolit (Čilník et al. 2009).

Ve všech atletických hodech, jako je hod koulí, diskem oštěpem či kladivem, dochází k nadměrnému prodloužení o otáčení v oblasti bederní páteře. To způsobuje zvýšené zatížení na axiální struktury páteře, což může vést k vyšší predispozici házejících atletů k svalové únavě a zraněním zádových a bederních svalů. Tyto aktivity jsou však také spojeny s chronickými degenerativními změnami, které se rozvíjí během dlouhodobé sportovní kariéry a opakovaného stresu. Rotační dynamika je klíčová pro házející disciplíny a vyžaduje pečlivou koordinaci mezi rotací trupu a dolních končetin, aby minimalizovala riziko přetížení kolene. Kritickým momentem je především přistání, kde špatně umístěná noha

může vést ke zvýšenému riziku poranění kolene i kotníku. Typické zranění spojená s tímto mechanismem je poškození menisku nebo předního zkříženého vazů. (Meron a Saint-Phard 2017)

PRAKTICKÁ ČÁST

Tato část bakalářské práce zahrnuje kvantitativní výzkum, při kterém byla pomocí IMU senzorů sledována dynamická stabilita kolenního kloubu u 30 poloprofesionálních sportovců ve třech odlišných sportech. Vyhodnocení bylo provedeno pomocí dat získaných z IMU senzorů s následnou analýzou dat.

3 CÍL A ÚKOLY PRÁCE

V bakalářské práci byl stanovený jeden hlavní cíl a šest dílčích

3.1 Hlavní cíl

Hlavním cílem bakalářské práce je stanovit, zda lze pomocí IMU senzorů sledovat dynamickou stabilitu v kolenním kloubu.

3.2 Dílčí cíle

- 1) Zjistit, zda existuje odchylka v dynamické stabilizaci kolenního kloubu mezi skupinami hráčů házené, baseballu a oštěpaři.
- 2) Zjistit, zda existuje vztah mezi dynamickou stabilitou kolenního kloubu a výkonností vždy jednoho z výkonnostně nejlepších sportovců ve vybraných sportovních disciplínách.
- 3) Zjistit, zda existuje odchylka u sportovců, kteří prodělali rekonstrukci LCA vazy.
- 4) Zjistit, zda existuje statistický rozdíl v pohybu tibie mezi třemi skupinami sportovců.
- 5) Zjistit, zda existuje statistický rozdíl v pohybu femuru mezi třemi skupinami sportovců.
- 6) Zjistit, zda má sportovní disciplína vliv na dynamickou stabilitu kolenního kloubu u poloprofesionálních sportovců.

4 HYPOTÉZY

Hypotéza 1 (dále jako H): Předpokládá se, že senzory IMU je možné použít pro měření dynamické stability kolenního kloubu.

H2: Předpokládá se, že existuje statisticky významný rozdíl mezi dynamickou stabilitou kolenního kloubu u hráčů baseballu házené a oštěpařů.

H3: Předpokládá se, že existuje statisticky významný rozdíl v dynamické stabilitě kolenního kloubu u vybraných výkonnostně nejlepších probandů daného sportu.

H4: Předpokládá se, že existuje statisticky významná odchylka mezi probandy po rekonstrukci LCA a bez rekonstrukce LCA vazů.

H5: Předpokládá se, že není rozdíl v předozadním a laterolaterálním posunu femuru u těchto tří druhů sportů.

H6: Předpokládá se, že není rozdíl v předozadním a laterolaterálním posunu tibie u těchto tří druhů sportů.

5 METODIKA PRÁCE

5.1 Charakteristika sledovaného souboru

Praktická část této bakalářské práce se bude zabývat dynamickou stabilitou kolenního kloubu u hráčů házené, baseballu a oštěpařů. Soubor sportovců pro účel této studie je charakterizována jako skupina 30 poloprofesionálních až profesionálních sportovců po deseti probandech z každého sportu. Cílenou skupinou jsou muži ve věkové kategorii 22 až 27 let, která ve sportovním prostředí rovněž odpovídá kategorii mužů. Průměrný věk skupiny je 25 let. Mezi probandy se objevovali jak profesionální hráči, kteří se daným sportem živí tak studenti věnující se sportu na poloprofesionální úrovni. Dominantní končetina byla vždy pravá horní končetina s nášlapem na levou dolní končetinu. U čtyř probandů z třiceti byla zaznamenaná operace LCA. Vzhledem k jejich sportovnímu zaměření je očekávána vyšší hmotnost, a to v rozmezí 80 až 100 kg s výškou mezi 185 a 200 cm. Tento soubor je navržen tak, aby poskytoval dostatečně reprezentativní vzorek pro zkoumání stability kolenního kloubu v různých těchto třech sportovních disciplínách. Díky specifickým týkajícím se věku, pohlaví, hmotnosti a výšky lze očekávat, že výsledky této studie budou relevantní pro cílenou skupinu sportovců v daném věkovém rozmezí a sportovním zaměření.

5.2 Příprava měření

Výzkum, který zahrnoval třiceti probandů, byl realizován v akademickém a sportovním zařízení na dvou místech. Souhlasy s měřením jsou součástí práce (příloha 1, 2). První část výzkumu probíhala na Západočeské Univerzitě v Plzni v Husově ulici, č.p 11. Druhá část výzkumu probíhala v Praze na tréninkové hale baseballistů Tempo Praha na adrese Zelenkova 530 v oblasti Praha 12.

Před samotným měřením byly odebrány anamnestické údaje a také bylo provedeno antropometrické měření dolní končetiny (příloha 3.). Měření zahrnovalo určení délky femuru, od trochanteru major po laterální štěrbinu kolenního kloubu, tibie od téže štěrbiny až po laterální malleolus, a nakonec celkovou funkční délku dolní končetiny.

Po zaznamenání měření byl každému probandovi na levou nohu připevněn IMU senzor, a to pomocí tejpovací pásky značky Kine-Max pro zajištění optimální fixace a přesnosti záznamu. První senzor označen č. 15 byl připevněn na první třetinu proximální části tibie. Druhý senzor označen č. 16 byl přiložen deset centimetrů nad Basis patellae. Senzory byly

připevněny přímo na kůži probanda, aby se zajistil nejlepší možný přenos dat. Probandi byli umístěni do speciálně vymezeného prostoru o rozměrech 1,50 m x 1,00 m, který byl ohraničený barevnou tejpovací páskou o šířce pět centimetrů.

Obrázek 4: Připevnění IMU senzorů na femur a tibií



Zdroj: Vlastní

Úkolem probandů bylo vykonat svůj typický odhod, přičemž každý sportovec přistoupil k úkolu s vlastním technickým provedením. Pozornost byla věnována přesnému došlapu levé nohy v určeném prostoru s důrazem na validitu pokusu. Po probandovi bylo požadováno, aby provedl svůj obvyklý způsob odhodu, tedy každý druh sportovce s odlišným technickým provedením. Pro zajištění objektivity byly pokusy, při kterých došlo k přešlapu mimo vymezenou oblast, považovány za neplatné. Cílový bod odhodu byl označen ve výšce 2,50 metru nad podložku a vzdálenosti 3 metry od startovní čáry. Hod byl proveden molitanovým míčkem a místo dopadu nemuselo být přesně do vyznačeného území.

Součástí měření je videozáznam dopadu levé nohy, a to z anteriorní a laterální strany levé nohy. Kamera byla umístěna v úrovni kolenního kloubu, tedy padesát centimetrů nad podložkou. Jednotlivý proband měl tři pokusy na provedení hodu. Časová dotace pro jeden hod byla ohraničena deseti sekundami. Každý z probandů měl možnost pohyb vyzkoušet před samotným měřením.

Následně byl v programu EMGworks Acquisition vytvořen specifický algoritmus umožňující detailní analýzu pohybových dat zaznamenaných pomocí Tringo IMU senzorů. Před zahájením každého testování byli účastníci vyzváni k aktivní hybnosti v kolenním kloubu, což mělo za úkol ověřit správnou funkčnost a efektivitu přenosu signálů z nasazených senzorů. Získaná data byla následně přenesena do dalšího výkonného softwaru Delsys

Analysis, který slouží k dalšímu zpracování a interpretaci naměřených hodnot. S každým z probandů byl podepsán informovaný souhlas (viz příloha 4) a po jeho podepsání byl každému účastníkovi podrobně vysvětlen celý průběh testování.

Obrázek 5: Ukázka dat z IMU senzorů seřazených v aplikaci Excel ve zvětšení 85 %

X [s]	Trigno IM sensor 15: Gyro X 15 (IM)->RMean->Filter [deg/sec]	Trigno IM sensor 15: Gyro Y 15 (IM)->RMean->Filter [deg/sec]	Trigno IM sensor 16: Gyro X 16 (IM)->RMean->Filter [deg/sec]	Trigno IM sensor 16: Gyro Y 16 (IM)->RMean->Filter [deg/sec]
0	0.050958267	-0.016035538	0.011228914	-0.08338312
0.00675	0.224825361	-0.070728001	0.049541414	-0.367444069
0.0135	0.493288843	-0.155228037	0.10869871	-0.806208245
0.02025	0.776857329	-0.244461313	0.171184471	-1.269659334
0.027	0.927278092	-0.33861119	0.126491664	-1.670504089
0.03375	0.764246614	-0.4282176365	-0.165513242	-1.954747549
0.0405	0.31960369	-0.49429892	-0.645325192	-2.123385516
0.04725	-0.229114311	-0.531095756	-1.166609982	-2.220032088
0.054	-0.761774649	-0.555105402	-1.641215479	-2.286890676
0.06075	-1.214598308	-0.570889118	-2.020858133	-2.340766671
0.0675	-1.530038748	-0.571619549	-2.302515925	-2.382210131
0.07425	-1.689070693	-0.563982383	-2.495885718	-2.4027681
0.081	-1.73618985	-0.569536278	-2.607949526	-2.39020328
0.08775	-1.729323272	-0.602495419	-2.657886105	-2.354895083
0.0945	-1.702948897	-0.666904814	-2.677309538	-2.330772821
0.10125	-1.688946874	-0.758577021	-2.687770509	-2.339120125
0.108	-1.701728418	-0.871470329	-2.68559655	-2.378800225
0.11475	-1.733742187	-0.999353911	-2.672597223	-2.44488847
0.1215	-1.761462981	-1.140932867	-2.665898242	-2.52268564
0.12825	-1.766282653	-1.295708575	-2.663578908	-2.589589855
0.135	-1.749494407	-1.457411282	-2.657706354	-2.650588004
0.14175	-1.731512366	-1.630016029	-2.654872971	-2.718077026
0.1485	-1.732081157	-1.807932693	-2.652005311	-2.76968938
0.15525	-1.740667798	-1.943423883	-2.630681779	-2.776012015
0.162	-1.733648684	-1.976341477	-2.585410592	-2.735828309
0.16875	-1.702283858	-1.900284266	-2.541570079	-2.67766659
0.1755	-1.638837967	-1.78278195	-2.52545547	-2.653183214
0.18225	-1.556019753	-1.742081192	-2.537241537	-2.707048555
0.189	-1.482298517	-1.855142672	-2.558548372	-2.878149626
0.19575	-1.4467072	-2.138934052	-2.571698168	-3.173844541
0.2025	-1.478767977	-2.554954425	-2.597393854	-3.56242704
0.20925	-1.579209378	-3.042989922	-2.659229668	-4.015137992
0.216	-1.738466330	-4.573414847	-2.738630155	-4.811018236

Zdroj: Vlastní

5.3 Průběh měření

Po úvodním antropometrickém měření, které zahrnovalo určení délky dolní končetiny každého účastníka studie, byly na strategicky vybraná místa pevně připevněny IMU senzory. Tyto senzory, důležité pro zaznamenání a analýzu pohybových sekvencí, sloužily jako základ pro následné hodnocení pohybové aktivity probandů. Každý účastník byl umístěn do specificky vymezeného obdélníkového prostoru, přičemž počátek pohybu byl definován jako stoj spojný. Následoval důležitý krok vpřed levou nohou, který přecházel v konečnou fázi odhodu. Klidný stoj před začátkem testování bylo důležité udržet především proto, aby se zabránilo otřesům těla, a tím se snížila variabilita orientace počátečního segmentu. Na tento fakt ve své studii poukazuje také (Fan et al. 2021).

Probandi byli instruováni, aby po provedení odhodu zachovali pozici levé nohy na podložce, aby se zajistila konzistentnost měření a přesnost zaznamenaných dat. Jakékoli oddálení pravé nohy od podložky bylo povoleno pouze za předpokladu, že došlápnutí bude v předem vyznačeném prostoru. Také byli poučeni o tom, že nemají chytat odražený míček

od zdi. Tímto způsobem byla zajištěna standardizace měření mezi všemi probandy. Nezdařené pokusy, kde došlápnutí proběhlo mimo stanovené hranice, byly vyřazeny z další analýzy.

Tento stanovený postup byl opakován celkem třikrát u každého probanda, čímž bylo zajištěno dostatečné množství dat pro analýzu. Hlavním zaměřením během celého procesu měření byla stabilita kolene na levé dolní končetině, což sloužilo jako klíčový faktor pro posouzení efektivity pohybu a potenciálního rizika zranění. Tato metodika se snaží poskytovat hodnocení pohybu spojené s různými technikami odhodu, které pomohou dále optimalizovat tréninkovou a rehabilitační intervenci.

5.4 Statistická analýza

Pro statistickou analýzu dat této bakalářské práce byla stanovena analýza rozptylu neboli ANOVA a Tukeyho test. Tyto dvě statistické metody bývají často používány v aplikovaném výzkumu, včetně oblasti sportovní fyzioterapie. Umožňují vědecky podložit tvrzení o významnosti rozdílů mezi zkoumanými skupinami a dokážou objektivně hodnotit, zda se výkonnost nebo jiné měřené výsledky liší v závislosti na specifických intervencích nebo skupinách (Portney a Watkins 2014).

5.4.1 ANOVA

Jedná se o techniku, která je používána k analýze rozdílů mezi průměry tří nebo více skupin. Základem je F-test, který hodnotí, zda variability mezi skupinovými průměry převyšují očekávanou náhodnou variabilitu uvnitř skupin. Pokud je F-statistika významně vysoká a příslušná p-hodnota je nižší než předem stanovená úroveň významnosti, v tomto případě 0,05, můžeme říci, že alespoň jeden skupinový průměr se statisticky významně liší od ostatních (Hogg a Tanis 2010).

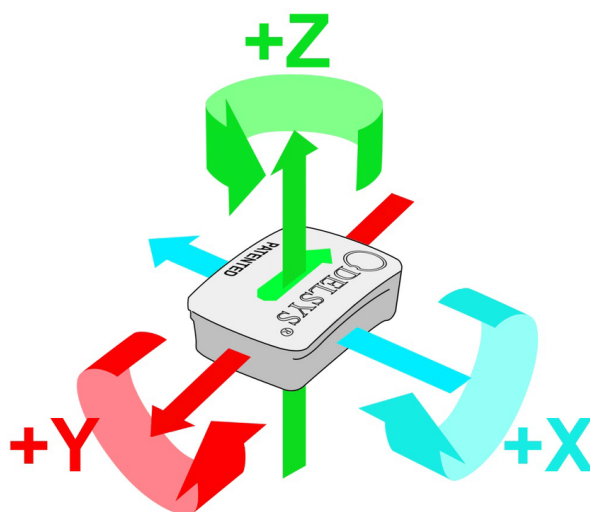
5.4.2 Tukeyho test

Tento test je známý také jako Tukeyho test poctivého rozsahu (HSD), který se používá po provedení ANOVA testu, pokud je třeba určit, které skupiny se od sebe významně liší. Tukeyho HSD test porovnává rozdíly mezi průměry všech možných párů skupin a upravuje pravděpodobnost chyby prvního typu při více srovnáních. Tato metoda je přednostně používána pro svou schopnost kontrolovat celkovou míru chyb při provádění více testů srovnání (Tukey 1949).

6 ANALÝZA A INTERPRETACE VÝSLEDKŮ

Tato část bakalářské práce se podrobně věnuje analýze dat, která byla získána během testování dynamické stability kolenního kloubu, a to s použitím IMU Tringo senzorů. Data byla uspořádána do tabulek v rámci softwarů Microsoft Word a Excel, což umožnilo jejich podrobné zpracování a srovnání v kontextu vyhodnocení stanovených hypotéz. Analýza byla prováděna za účelem stanovení statisticky významných rozdílů v parametrech 15x, 15y, 16x a 16y mezi zmíněnými skupinami. Výsledky analýzy jsou prezentovány pomocí F-statistiky a p-hodnoty, které umožňují určit míru odlišnosti mezi skupinami. Pro správný popis výsledných dat byla určena osa směru následovně:

Obrázek 6: Orientace os IMU senzoru



Zdroj: (Meng et al. 2021)

Legenda:

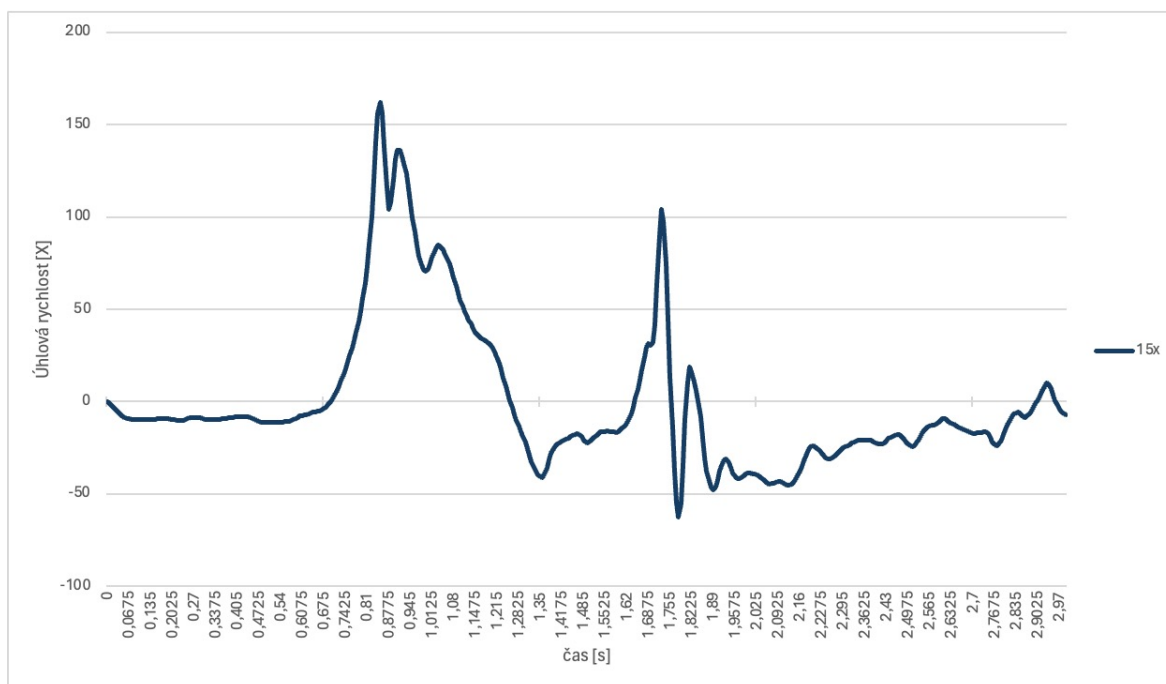
- Senzor 16 – femur osa y (předozaďní směr);
- Senzor 16 – femur osa x (laterolaterální směr);
- Senzor 15 – tibie y (předozaďní směr);
- Senzor 15 – tibie x (laterolaterální směr).

6.1 Hypotéza 1

Předpokládá se, že senzory IMU je možné použít pro měření dynamické stability kolenního kloubu.

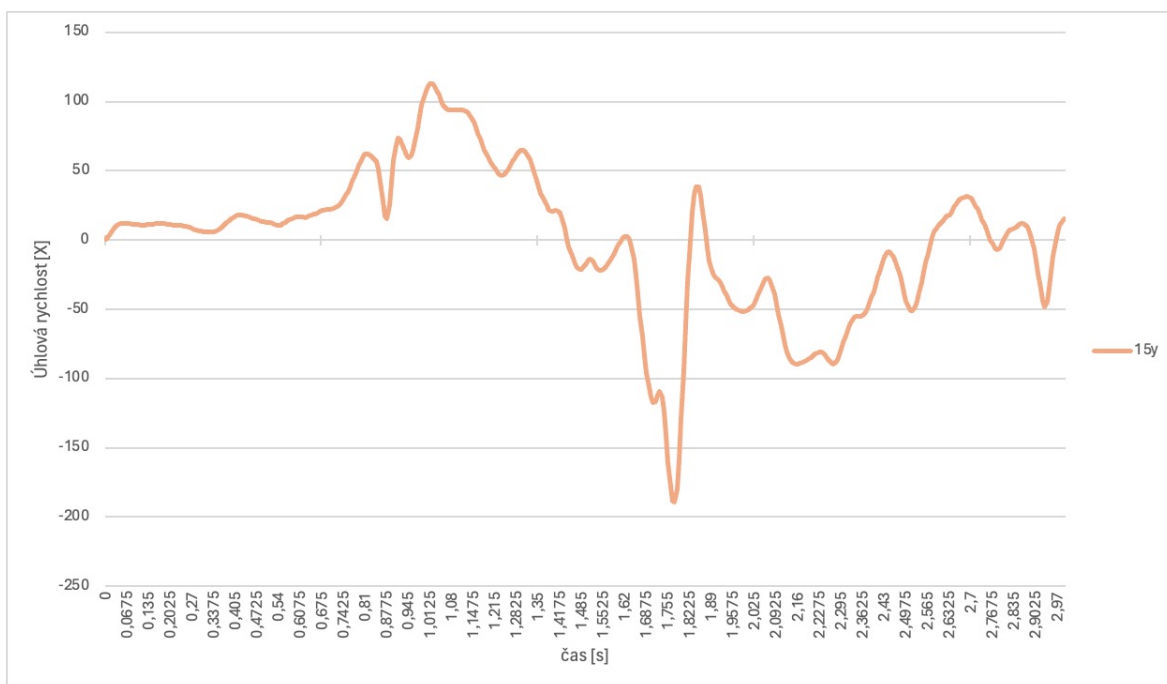
Pro potvrzení této hypotézy jsme provedli pilotní měření, které mělo zjistit, zda z naměřených hodnot inerciálními senzory lze získat relevantní data popisující dynamickou stabilitu kolenního kloubu. Tyto senzory, vzhledem k jejich schopnosti zachytit pohybové parametry s vysokou přesností a v reálném čase, by mohly přinést podstatný pokrok v hodnocení dynamické stabilizace. V rámci testování bylo naměřeno v osách 15x, 15y, 16x a 16y přibližně 700 dat pro každou z proměnných, která byla dále z programu Delsys Analysis zobrazena ve formě grafu.

Graf 1: Osa 15x



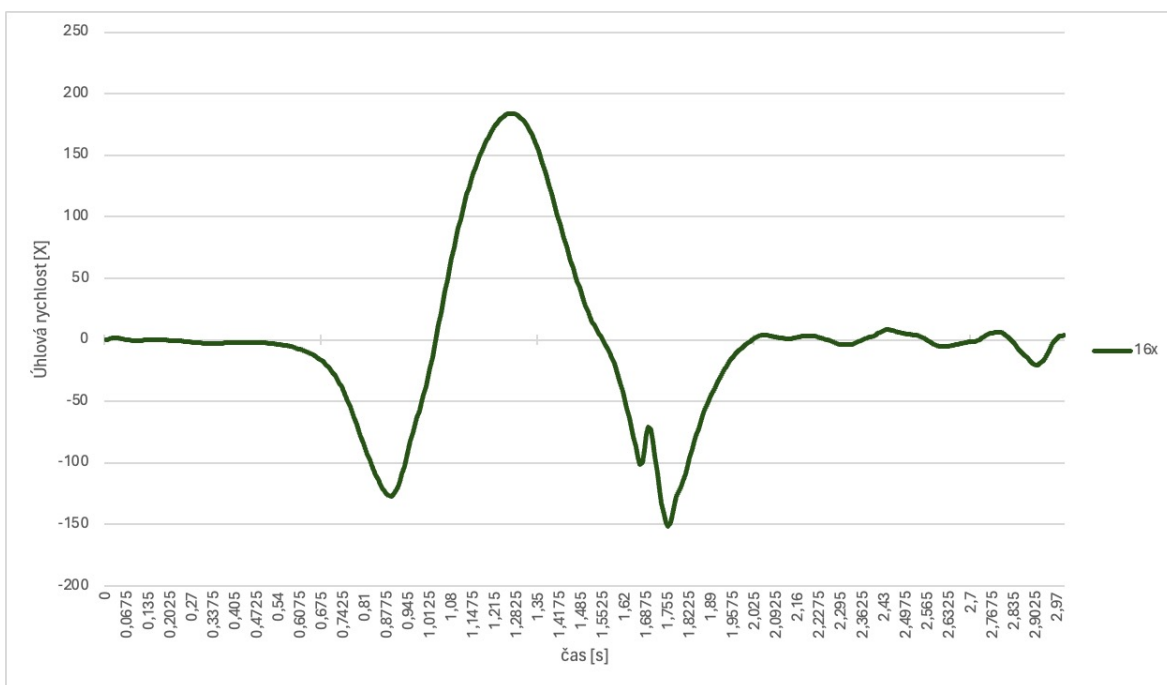
Zdroj: Vlastní

Graf 2: Osa 15y



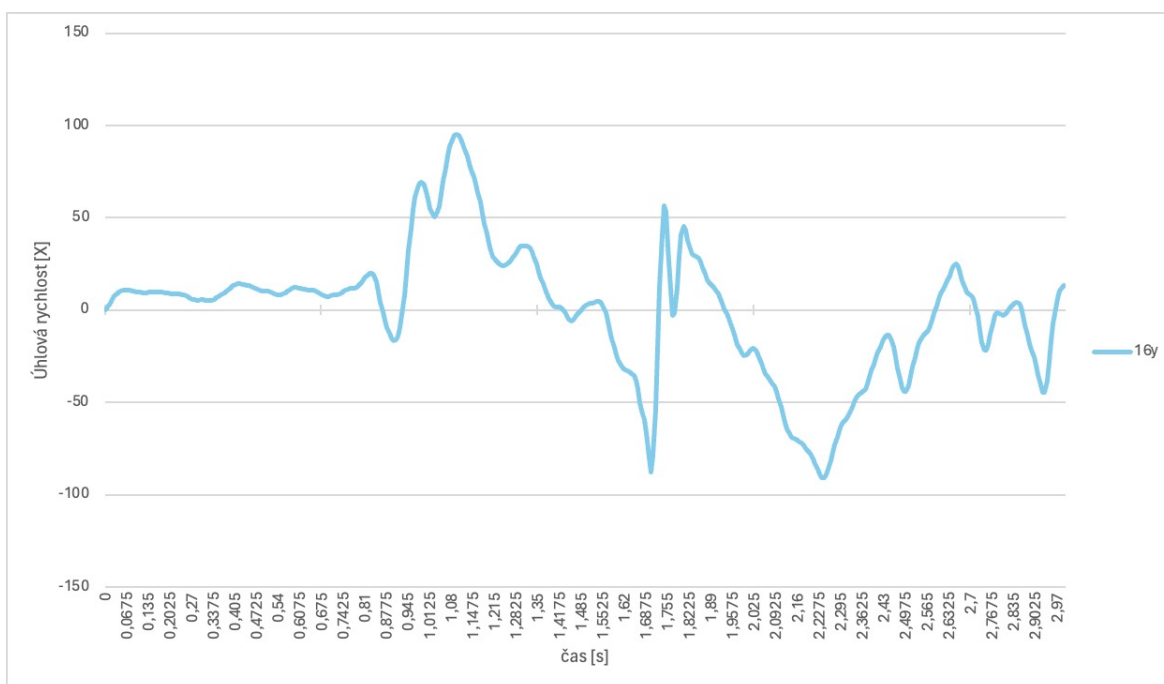
Zdroj: Vlastní

Graf 3: Osa 16x



Zdroj: Vlastní

Graf 4: Osa 16y



Zdroj: Vlastní

Graf 5: Všechny proměnné dohromady (15x, 15y, 16x, 16y)



Zdroj: Vlastní

Pro provedení filtrace se data z grafu převedla do excelu, kde byla následně statisticky analyzována. V rámci grafického zobrazení se na osách zobrazovala data poukazující

na úhlovou rychlost a úhlové zrychlení. Proto lze říci, že je možné pozorovat stabilizaci segmentu pouze při jeho dynamické aktivitě. Na stejnou okolnost poukazuje Kardoš, a Olejář (2016) ve své studii, kde pozorovali pomocí IMU senzorů dynamiku chůze, také s možností grafické interpretace výsledků. Rovněž naznačuje skutečnost, že měření dynamických složek v určitém cyklu pohybu je možné porovnat v jednotlivém kloubním spojení, což může poskytnout informace o patologických odchylkách (Kardoš a Olejář 2016).

IMU senzory nemají potenciál využití pouze pro kolenní kloub. Studie Mitternacht et al. (2022) například naznačuje využívání IMU senzorů pro hodnocení mnoha fyziologických parametrů při diagnostice nestability kotníku.

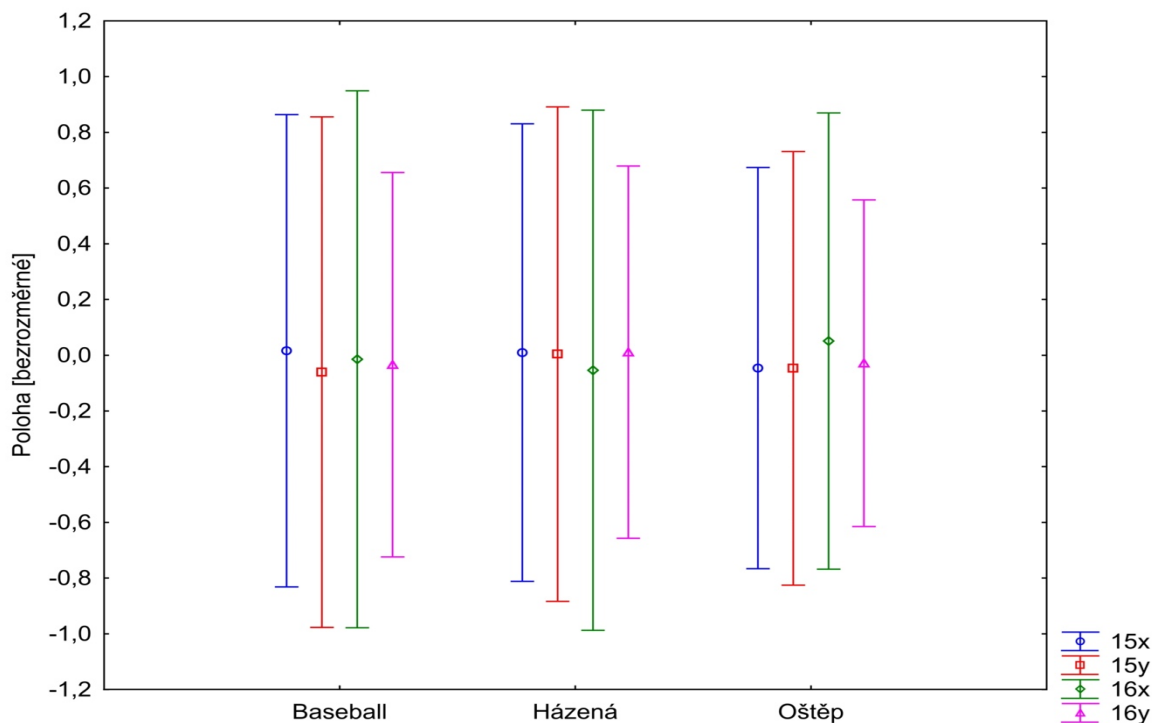
V rámci dalších hypotéz bylo možné z dat zpracovat možné odchylky mezi jednotlivými skupinami, nejlepšími vybranými sportovci, nebo zjistit, zda existuje odchylka v dynamické stabilizaci mezi jedinci, kteří prodělali, či neprodělali rekonstrukci LCA vazy. Lze tedy předpokládat, že hypotéza byla potvrzena a IMU senzory je možné použít pro testování dynamické stabilizace kolenního kloubu ve sportovním prostředí.

Hypotéza byla jednoznačně potvrzena.

6.2 Hypotéza 2

Předpokládá se, že existuje statisticky významný rozdíl mezi dynamickou stabilitou kolenního kloubu u hráčů baseballu házené a oštěpařů.

Graf 6: Hodnoty ANOVA testu mezi skupinami baseball, házená, oštěp



Zdroj: Vlastní

Dle výsledků ANOVA analýza 15x vykázala $F_{(2,46321)} = 0,00012$ s p – hodnotou 0,99992, což značí, že mezi skupinami nedošlo k žádným statistickým rozdílům v této proměnné. Obdobně analýza 15y ukázala $F_{(2,46247)} = 0,00510$ s p-hodnotou 0,99491, což opět poukazuje na absenci statisticky významných rozdílů.

V případě proměnné 16x byla zjištěna $F_{(2,46247)} = 0,01426$ s p-hodnotou 0,98584, která stejně jako předchozí případy nenaznačuje, že mezi skupinami nedochází k významným rozdílům. Naproti tomu analýza proměnné 16y ukázala $F_{(2,46321)} = 0,00429$ s výrazně nižší p-hodnotou 0,099. Ačkoli tato hodnota stále přesahuje obvyklou hranici statistické významnosti ($p < 0,05$), naznačuje tendenci k rozdílům mezi skupinami, které by mohly přispět k dalšímu prováděnému výzkumu.

Z výsledků analýzy je tedy patrné, že mezi proměnnými 15x, 15y a 16x nebyly zjištěny statisticky významné rozdíly, což naznačuje, že ve sledovaných aspektech neexistují

významné variace mezi skupinami baseballistů, házenkářů a oštěpařů. Proměnná 16y však vykazuje nižší p-hodnotu, která by mohla být předmětem dalšího zkoumání v případě využití většího vzorku dat nebo uplatnění jiných statistických metod pro potvrzení či vyvrácení této teorie. Tento výsledek by mohl pomoci lépe porozumět biomechanickým procesům během hodů a tím přispět k optimalizaci tréninkových programů a rehabilitačních procesů v závislosti na specifikách jednotlivých sportovních disciplín.

V rámci pokročilé analýzy výkonnosti baseballistů, házenkářů a oštěpařů byla využita metoda Tukeyho testu s cílem identifikovat statisticky významné rozdíly mezi skupinami v rámci sledovaných proměnných 15x, 15y, 16x a 16y. Tukeyho test je užitečný pro srovnání všech možných párů skupin, aby určil, zda mezi nimi existují statisticky významné rozdíly.

U proměnné 15x byla p-hodnota mezi baseballisty a házenkáři 0,999931, mezi baseballisty a oštěpaři 0,993388 a mezi házenkáři a oštěpaři 0,994539. Tato data značí, že mezi skupinami nedošlo k žádným statisticky významným rozdílům v proměnné 15x. Analýza proměnné 15y odhalila p-hodnoty 0,994578 u skupiny baseball vs. házená, 0,999722 u hráčů baseballu vs. oštěpařů a 0,996077 u hráčů házené vs. oštěpařů. Tato data opět ukazují na absenci statisticky významných rozdílů mezi těmito skupinami v proměnné 15y.

Pro proměnné 16x byly p-hodnoty 0,998181 (baseball vs. házená), 0,994349 (baseball vs. oštěp) a 0,9850335 (házená vs. oštěp) což indikuje, že i při této proměnné nedošlo k významným rozdílům mezi skupinami. Stejný závěr byl naměřen i u proměnné 16y kde se p-hodnoty u baseballu vs. házené pohybovaly na čísle 0,995, u baseballu vs. oštěpu 0,999 a u házené vs. oštěpu na čísle 0,995.

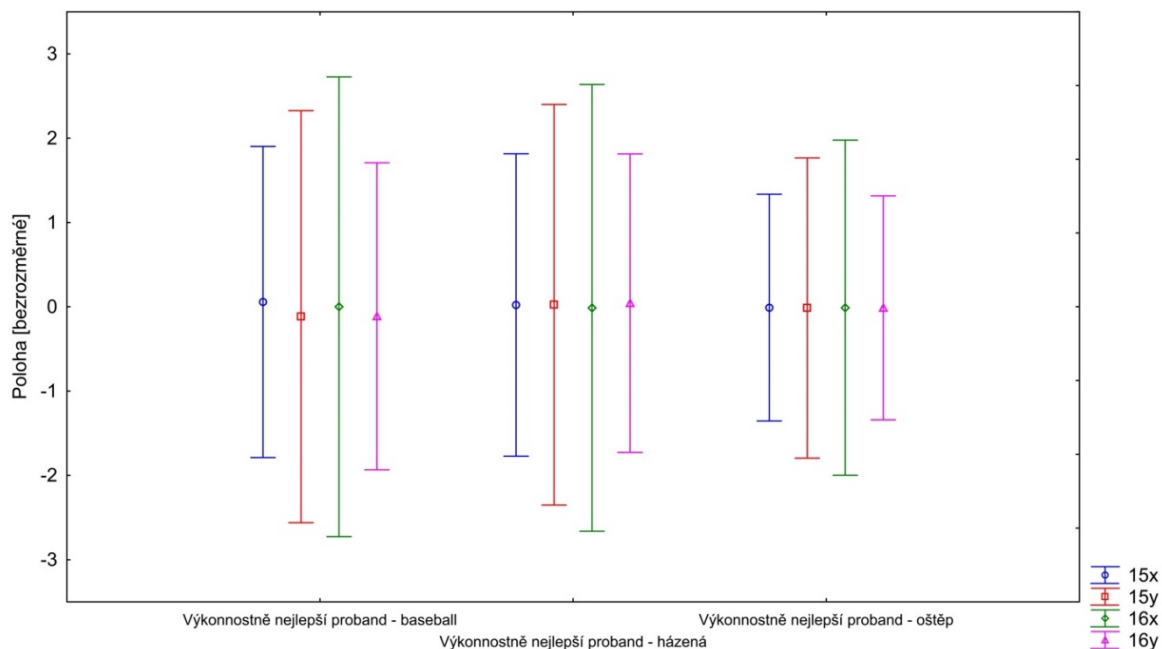
Tukeyho test tedy v tomto případě ukázal, že mezi skupinami nedošlo k statisticky významným rozdílům ve sledovaných proměnných. To však naznačuje, že z hlediska těchto proměnných, které mohou odrážet určité fyzické či výkonnostní charakteristiky neexistují významné odlišnosti mezi skupinami. Toto tvrzení podporuje hypotézu, že při posuzování určitých aspektů výkonnosti a fyzické zdatnosti nemusí být rozdíly mezi těmito sportovními disciplínami významné.

Hypotéza byla jednoznačně vyvrácena.

6.3 Hypotéza 3

Předpokládá se, že existuje statisticky významný rozdíl v dynamické stabilitě kolenního kloubu u vybraných výkonnostně nejlepších probandů daného sportu.

Graf 7: Hodnoty ANOVA testu mezi výkonnostně nejlepšími probandy v dané skupině



Zdroj: Vlastní

Ve vybraných skupinách byl identifikován vždy jeden proband s nejvyšší výkoností. V házené jím byl profesionální hráč soutěžící v německé třetí lize. Ze skupiny oštěpařů byl vybrán atlet, který byl opakovaným mistrem České republiky, kde v hodu oštěpem dosáhl na hod dlouhý 74 metrů. Zástupcem baseballu je pak hráč působící v americké univerzitní profesionální lize, což naznačuje vysokou úroveň dovedností v této disciplíně.

Stejně jako v první hypotéze byl pro zjištění statistické významnosti využit Tukeyho test a test ANOVA. Cílem bylo identifikovat případné statisticky významné rozdíly v určitých výkonnostních parametrech mezi vybranými sportovci.

ANOVA byla využita opět k analýze čtyř proměnných a to 15x, 15y, 16x, 16y. Ze statistické analýzy se výsledky vyznačují F-hodnotou a p-hodnotou, které naznačily že u proměnné 15x vykázala $F_{(2,4955)} = 0,00172$ s p-hodnotou 0,99828. Proměnná 15y byla zjištěna jako $F_{(2,4955)} = 0,00356$ kde p-hodnota byla 0,99645. U proměnné 16x se hodnota F

projevila jako $F_{(2,4955)} = 0,00014$ kde p-hodnota se pohybovala nejbliže k číslu 1, tedy $p = 0,99998$. U proměnné 16y se hodnota $F_{(2,4955)}$ rovnala 0,00744 s p-hodnotou 0,99258.

Z těchto výsledků je patrné, že mezi skupinami neexistují žádné statisticky významné rozdíly ve sledovaných proměnných. To naznačuje, že nejlepší sportovci v každé z kategorií vykazují srovnatelnou úroveň dynamické stability kolenního kloubu při přistání levé dolní končetiny při odhodu. Také je možné předpokládat, že výkonnosti v kontextu těchto měřených parametrů jsou mezi sportovci srovnatelné.

Tukeyho test byl opět aplikován pro posouzení párových rozdílů mezi skupinami pro každou z proměnných. Pro proměnnou 15x se mezi baseballem a házenou projevila p-hodnota jako 0,999591. Pro baseball a oštěp se p rovnalo 0,998136 a u hráčů házené a oštěpu se $p = 0,999568$. V rámci osy 15y se p-hodnota mezi hráči baseballu a házené přibližovala číslu 0,996385. U baseballu a oštěpu se hodnota p pohybovala na čísle 0,997610 a v rámci skupiny házená vs. oštěp se p-hodnota rovnala 0,999629. Pro osu 16x u hráčů házené a baseballu se $p = 0,999974$ a velmi podobně vycházela také p-hodnota pro skupiny baseballu a oštěpu, tedy 0,999976. V této ose se u házené a oštěpu p-hodnota rovnala 0,999999. U proměnné 16y se p-hodnota skupin házená vs. baseball rovnala 0,992065. Pro baseball a oštěp se $p = 0,995879$ a v porovnání oštěpu s házenou bylo naměřeno $p = 0,998632$.

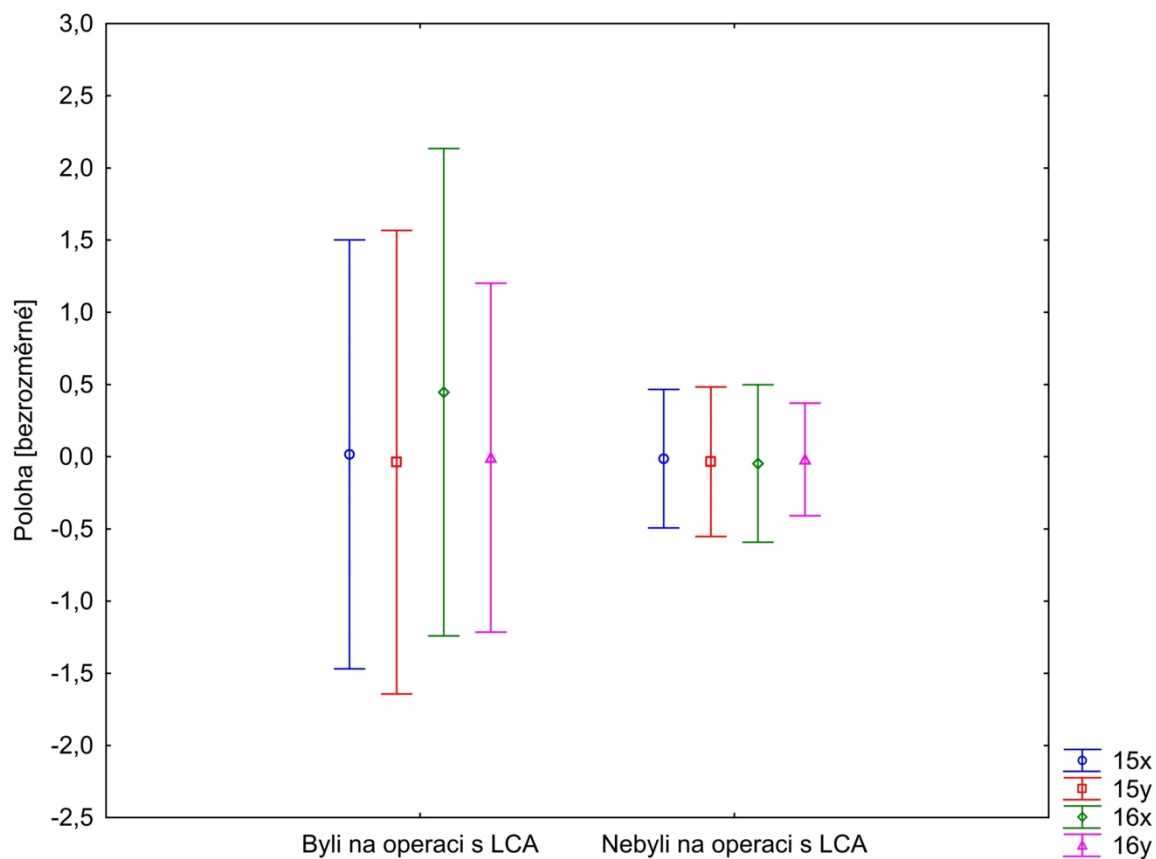
Výsledky Tukeyho testu potvrdily zjištění analýzy ANOVA, poukazující na absenci statisticky významných rozdílů mezi třemi vybranými nejlepšími sportovci. P-hodnota se objevuje vyšší než běžná hranice významnosti, proto lze říci, že rozdíly mezi nejlepšími sportovci z každé sledované skupiny jsou minimální či neexistující.

Hypotéza nebyla jednoznačně vyvrácena.

6.4 Hypotéza 4

Předpokládá se, že existuje statisticky významná odchylka mezi probandy po rekonstrukci LCA a bez rekonstrukce LCA vazy.

Graf 8: Hodnoty ANOVA testu u probandů s a bez poranění LCA



Zdroj: Vlastní

Tato část výzkumu si dává za cíl stanovit, zda existuje statisticky významný rozdíl v dynamické stabilitě kolenního kloubu u probandů, kteří podstoupili operaci předního zkříženého vazy s probandy, kteří tuto operaci nepodstoupili. V každé skupině bylo celkem devět probandů bez předešlého poranění LCA a v každé skupině byl také právě jeden proband, který s ohledem na historii operaci LCA vazy prodělal. Tato hypotéza byla opět vyhodnocována pomocí analýzy ANOVA a Tukeyho testu umožňujících identifikovat případný statisticky významný rozdíl.

Výsledky testu ANOVA pro čtyři proměnné ukazují příslušné F a p-hodnoty. Pro proměnnou 15x se $F_{(1,46322)} = 0,000007$ s p hodnotou pohybující se na čísle

0,99998. U proměnné 15y byla prokázána $F_{(1,46248)} = 0,0000011$ s p hodnotou 0,99997. Jednou ze zajímavých proměnných pro nás byla proměnná 16x, při které se $F_{(1,46248)}$ rovnala číslu 0,29781.

Hodnota p pro nás byla zajímavá právě pro to, že se rovnala číslu 0,58526, což naznačuje mírně vyšší variabilitu. Proměnná 16y se projevila jako $F_{(2,4955)} = 0,000006$ s p-hodnotou přibližující se k celému číslu 1, tedy 0,99999. Celkové výsledky analýzy proměnných 15x, 15y, a 16y nenaznačují, že mezi skupinami, které prodělaly operace LCA a těmi, kteří ji neprodělaly existuje statisticky významný rozdíl.

V rámci výsledků Tukeyho testu byly výsledky opět použity pro zjištění, zda statisticky významný rozdíl existuje mezi skupinami probandů, kteří prodělali operaci předního zkříženého vazy a těmi, co operaci neprodělali. Výsledky byly prokazatelné na proměnných 15x, 15y, 16x a 16y. Proměnná 15x u probandů s operací LCA vs. probandů bez operace se p rovnalo 0,993168. Obdobně ukazovala také p-hodnota pro proměnnou 15y, tedy 0,985134. Stejně jako u ANOVA testu se u proměnné 16x mezi těmito dvěma skupinami projevila p-hodnota jako 0,585260, což opět naznačuje možnost vyšší variability, avšak stále ne statisticky významnou. Proměnná 16y se rovnala hodnotě p číslu 0,992831.

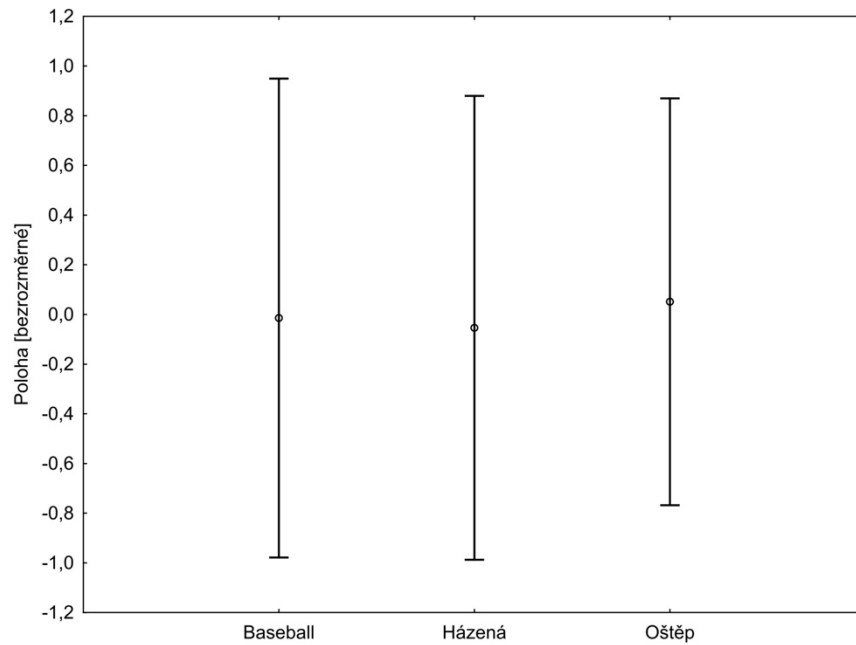
V rámci této hypotézy lze říci, že z kontextu sledovaných proměnných operace předního zkříženého vazy nevede k významným rozdílům v dynamické stabilizaci kolenního kloubu. Nevede ani k statisticky významnému posunu femuru vůči tibii v těchto osách. Můžeme předpokládat, že u proměnné 16x mohlo docházet k lehkému laterolaterálnímu posunu femuru vůči tibii. Obecně by však tyto poznatky naznačovaly, že po úspěšné rehabilitaci může být sportovec schopen navrátit se k předoperačním výkonnostním parametrům.

Hypotéza nebyla jednoznačně potvrzena.

6.5 Hypotéza 5

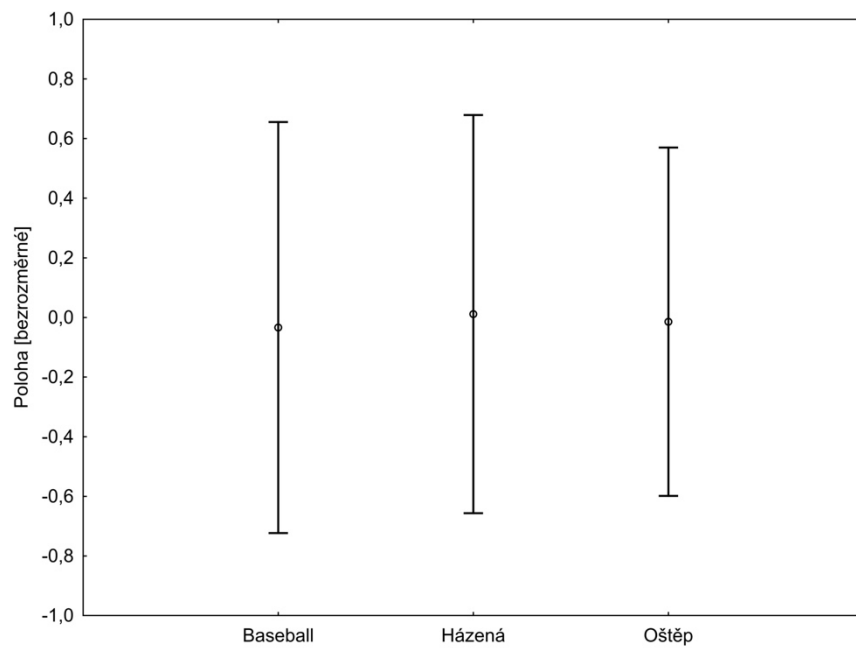
Předpokládá se, že není rozdíl v předozadním ani v laterolaterálním posunu femuru u těchto tří druhů sportů.

Graf 9: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 16x (laterolaterální směr femuru)



Zdroj: Vlastní

Graf 10: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 16y (předozadní směr femuru)



Zdroj: Vlastní

Mezi baseballisty, házenkáři a oštěpaři jsme posuzovali, zda je či není rozdíl v parametrech 16x a 16y mezi jednotlivými skupinami. Tyto proměnné demonstrovaly laterolaterální (x) a předozadní (y) posun femuru.

V rámci analýzy dat metodou ANOVA výsledky proměnné 16x ukázaly, že F-statistika dosáhla hodnot 0,01426 s p-hodnotou 0,98584. Pro proměnnou 16y se F-statistika rovnala číslu 0,00429 a p-hodnota se rovnala 0,099.

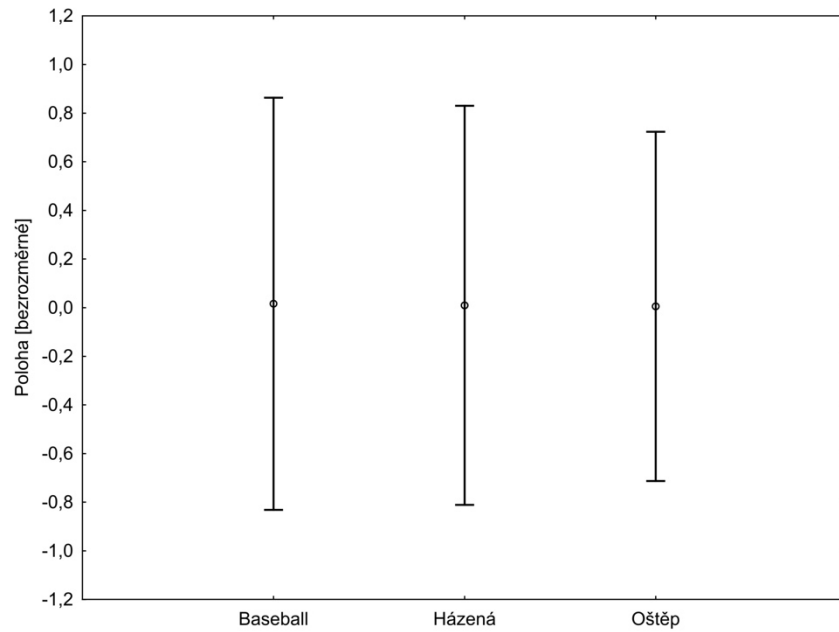
Tyto výsledky naznačují, že mezi zkoumanými skupinami nebyly nalezeny statisticky významné rozdíly v laterolaterálním i předozadním posunu femuru.

Hypotéza byla jednoznačně potvrzena.

6.6 Hypotéza 6

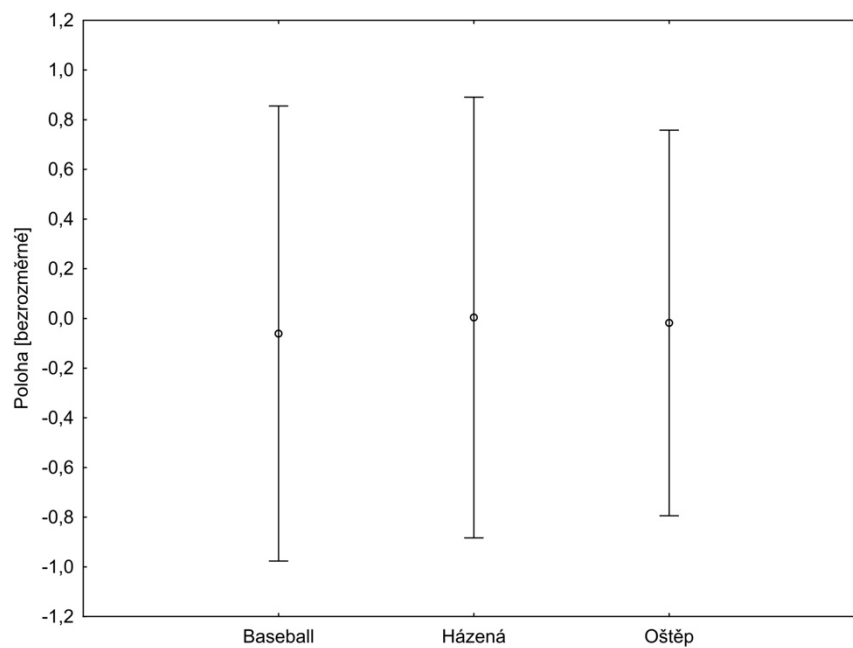
Předpokládá se, že není rozdíl v předozadním ani laterolaterálním posunu tibiae u těchto tří druhů sportů.

Graf 11: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 15x (laterolaterální směr tibiae)



Zdroj: Vlastní

Graf 12: Hodnoty testu ANOVA pro proměnou 15y (předozadní směr tibiae)



Zdroj: Vlastní

Posun tibie při dynamickém dopadu levé nohy byl posuzován u hráčů baseballu, házené a oštěpařů. Pro analýzu výsledků byl využit test ANOVA, který posuzoval statisticky významný rozdíl u os 15x a 15y s jejich možným rozdílem mezi skupinami. Pro proměnou 15x demonstrující laterolaterální posun tibie F-statistika dosáhla hodnot 0,00012 s p-hodnotou 0,99992. Pro tibií ve směru předozadním, která je označována jako 15y se F-statistika rovnala 0,00510 a hodnota $p=0,99491$.

Také v tomto případě lze tvrdit, že velmi vysoké p-hodnoty naznačují statisticky neexistující rozdíly posunu tibie v osách X a Y u těchto skupin.

Hypotéza byla jednoznačně potvrzena.

7 DISKUZE

Pro teoretickou část se na téma dynamické stabilizace kolenního kloubu hledaly zdroje velice obtížně. Odborná literatura je v této problematice neprozkoumaným místem a v české literatuře je velice těžko dohledatelná. Proto jsme v teoretické části používali především z publikací zahraničních autorů, kteří dynamické pohyby v kolenním kloubu více zkoumali ve sportovním prostředí. Pro praktickou část k vyhodnocení dat byl zvolen statistický test ANOVA a Tukeyho test. V rámci literatury jsme zdroje čerpali především z elektronických databází, ke kterým má přístup Západočeská univerzita v Plzni, nebo jsou volně dostupné. Mezi elektronické databáze, které jsme v práci využili, byly například PubMed či Science Direct. Články bylo možné najít také na síti ResearchGate. Tyto databáze nebo webové stránky byly využity i pro následnou diskuzi.

Pro výzkum byli vybráni probandi hrající baseball, házenou a oštěp. Důvodem bylo především to, že všechny zmíněné sporty mají podobné technické provedení hodů. I přes podobu provedení bylo zkoumáno, zda je mezi skupinou možné pozorovat rozdíl v dynamické stabilizaci kolene při dopadu v odhodovém postavení. Všichni z probandů měli dominantní levou dolní končetinu a hod byl proveden pravou horní končetinou. Pro další výzkum by bylo možné také zkoumat, zda existují asymetrie mezi dominantní a nedominantní končetinou. To by mohlo identifikovat, zda existují rozdíly v zátěži mezi dominantní či nedominantní nohou při dopadu. Také lze předpokládat, že vlivem lepší adaptace dominantní končetiny na zátěž a využívání specifických pohybových vzorů by mohlo vést k odlišnému riziku zranění.

Hlavním cílem práce bylo především zjistit, zda je možné pomocí IMU senzorů zkoumat danou problematiku, tedy dynamickou stabilizaci kolenního kloubu ve sportovním prostředí. Dalším z důležitých cílů práce bylo zjistit, zda existuje odchylka v dynamické stabilizaci kolenního kloubu mezi oštěpaři, hráči baseballu a házené. Dalším úkolem práce bylo zjistit, zda by se mohla projevit statisticky významná data, která by se mohla lišit u výkonnostně nejlepších probandů vybraných z každého sportu. Statisticky významná hodnota se pozorovala také u probandů, kteří prodělali chirurgickou rekonstrukci LCA vazy a těmi kteří ji neprodělali. Následně bylo zkoumáno, jestli docházelo k výraznějším posunům femuru či tibie mezi jednotlivými skupinami probandů. Hlavní hypotéza, která předpokládala, že je možné senzory IMU využívat pro testování dynamické stability kolenního

kloubu, byla potvrzena, a právě proto jsme pokračovali v dalších cílech práce, které jsme stanovili. Pro zbylé cíle a hypotézy nám data vycházela z F-hodnoty a p-hodnoty statistické významnosti. Tato data byla použita pro následný výstup pro každou z hypotéz. Můžeme říci, že všechna data naznačovala statisticky nevýznamnou p-hodnotu. To znamená, že hypotézy vzniklé na základě výzkumu nebyly zcela potvrzeny. Proto by bylo vhodné, testování do budoucna opakovat, a to nejen s širším zastoupením probandů. Právě to by mohlo na kvalitě práce mnohé zlepšit.

Výsledky Hypotézy č.2, jak již bylo zmíněno, neprokázali statisticky významné rozdíly mezi skupinami v jejich dynamické stabilitě kolenního kloubu. To může naznačovat, že specifické charakteristiky a pohybové požadavky jednotlivých sportů nemusí významně ovlivňovat schopnost udržení dynamické stability kolena v pozici odhodu. Pro Výsledky hypotézy č.3 data také nevypovídala statistickou významnost, avšak tento výsledek může ukázat na to že, vysoká úroveň sportovního výkonu je spojená s efektivními kompenzačními mechanismy. Tyto mechanismy umožňují sportovcům udržovat optimální dynamickou stabilitu kolena, bez ohledu na specifiku jejich disciplíny. Výsledky hypotéz č. 5. a č. 6. stejně jako u předchozích hypotéz neukázali významnou p-hodnotu. Je tedy možné říci, že u femuru ani tibie nedochází k významným posunům během odhodu. Výsledek tedy naznačuje, že pohybové vzorce v kolenním kloubu u těchto skupin sportovců jsou si podobnější, než se původně předpokládalo.

Při hypotéze č.4, kde byli testováni probandi, kteří prodělali rekonstrukci LCA vazy i ti, kteří ji neprodělali, se však ukázala snížená hodnota p k její statisticky významné rovině. Proto můžeme tvrdit, že pro případný další výzkum lze do testování zařadit takové jedince, kteří budou po prodělání operace například půl roku a ty, kteří tuto operaci neprodělali. Také zde existuje otázka, jestli je stabilita kolenního kloubu po úrazu a operaci LCA jiná proto, že došlo k nahrazení tohoto vazy, nebo proto, že dynamické stabilizátory budou v jiné kondici než u probanda bez prodělání LCA. V rámci vyhodnocení však vyšla jediná osa 16x, tedy laterolaterální posun femuru odlišný od neoperovaných jedinců. V studii Fan et al. (2021) se pomocí IMU senzorů sledoval algoritmus pro odhad flexe, abdukce a vnitřní rotace kolenního kloubu při testech hodnotící rizika poranění LCA při přistání. Tento algoritmus byl dle výsledku dost přesný, proto by mohl sloužit jako prvek usnadňující hodnocení rizika poranění LCA. V rámci našeho výzkumu lze do budoucna pro testování probandů

s LCA zhodnotit, jaká jsou stanoviska pro vznik tohoto poranění pro daného probanda, a tím například předejít zranění na druhém koleni.

Jelikož je hod velice komplexní pohyb, při kterém probíhá fáze odrazu, letové fáze a fáze dopadu je v určitých situacích podobný cyklu chůze či běhu. Tyto prvky se vyskytují v každé ze zmíněných disciplín, ale pro testování bylo adekvátní zvolit právě fázi dopadu dolní končetiny při konečném odhodu. Výzkum Jiang et al. (2022), který se ve své studii zajímal o chyby dynamického vychýlení IMU senzorů vůči segmentu pro odhad úhlu kolene při chůzi a běhu, také pro statistickou analýzu využíval test ANOVA. Statisticky významná hodnota p se projevila u odhadu úhlu kolene během chůze a běhu. Lze tedy říci, že prozkoumání kinematiky kolenního kloubu během přechodu z chůze do běhu by bylo vhodné zařadit do dalšího testování. Právě to by se dále mohlo zužitkovat pro případné testování přechodu z chůze do běhu u námi sledovaných skupin.

V praktické části jsme zvolili vytvoření metodiky, která nebyla již dříve standardizována. Důvodem bylo především to, že jsme nedokázali dohledat metodiku, podle které již dříve někdo postupoval. Pro vyzkoušení reliability metodiky bylo provedeno pilotní měření, které nám poskytlo jistotu, že je metodika funkční. Ve výzkumné části jsme se tedy zaměřili na dynamickou stabilitu kolenního kloubu v odhodovém postavení. Pro následné zkoumání by bylo možné zvážit, zda by případný rozdíl v dynamické stabilizaci mohl být měřen pomocí jiných testů či jiného přístroje. Dynamická stabilita kolene byla již v některých studiích testována, avšak většinou při testování a sledování odlišných parametrů nebo pomocí jiného paraklinického testování jako například ve studii Favre et al. (2008). Jedno z více se objevujících testování probíhalo například pro chůzi, či běh (Jiang et al. 2022). Pro analýzu dat nebyli použity jen IMU senzory, ale například EMG či další přístroje, které fungují podobně na principu akcelerometru a gyroskopu.

Pro připevnění senzorů jsme zvolili na oblast Tuberositas tibie a 10 centimetrů nad patelu. Dle studie Niswander et al. (2020), kde bylo zkoumáno, adekvátní připevnění IMU senzorů, byla jedním z míst právě také Tuberositas tibie a přední strana stehna v blízkosti kolenního kloubu. Tato studie také předpokládá, že měření není příliš přesné a že existují odchylky v možném měření. IMU nemohou ze své podstaty měřit absolutní hodnotu, a to především kvůli anatomickým orientačním bodům. Pro klinický výzkum jsou tedy dle Niswander et al. (2020) technologie IMU senzorů je spolehlivější pro měření kinematiky chůze. To potvrzuje také studie Ekdahl et al. (2023), kde se uvádí, že se metoda kalibrace

mezi senzory a segmenty při analýze chůze či kinematiky horních končetin se běžně využívá. Není však již tolik známo, že by použití IMU senzorů bylo validováno pro odhad kloubních úhlů u dynamických sportovních aktivit.

Jsme si vědomi, že během testování mohlo docházet ke mnoha zkreslení výsledků, a to například vlivem rychlého kontaktu nohy a kůže, na které je ve studii Ekdahl et al. (2023) také upozorňováno. K dalšímu zkreslení mohlo dojít vlivem rozdílné výšky probandů a také kvůli jejich nesouměrné svalové hmotě. Právě díky tomu byl jako první při vyhodnocování a analýze použitý systém k přefiltrování dat, který eliminoval vyšší frekvenční složky představující šum či zbytečné složky generalizované organismem. Následně se pro každého z probandů vyexportovala data do excelu, kde pro každého z třiceti probandů vzešlo výsledných dvanáct souborů dat. Celkový počet činilo 360 otevřených excelů tedy a pro výslednou analýzu bylo zpracováno okolo 250 000 dat.

V rámci testování stability u vybraných skupin byla dle mého názoru jednou z nevýhod variabilita sezóny v jednotlivých sportech. U baseballových hráčů i oštěpařů v době testování probíhalo období příprav na sezónu. Hráči házené však měli naopak období sezóny. Právě to by mohlo mít za následek změny v testovaných hodnotách, a to například vlivem menších počtů tréninků v období sezóny či naopak těžších tréninků v období přípravy. Nejen sezóna, ale také denní doba, ve které byl jedinec testován, mohla být jedním z možných limitů ovlivňující výsledné hodnoty. Někteří probandi byli testováni hned ráno, někteří až pozdě k večeru, to mohlo mít za následek například to, že proband mohl být více či méně unaven, a hodnoty naměřené v tu chvíli nemusely být plně relevantní. Pro další výzkum by tedy mohlo být přínosné lépe zvolit přesný čas a období, kdy testování proběhne. Také si plně uvědomujeme, že testování probandů probíhalo bez konkrétního zaměření na určitou herní pozici, jelikož například brankář v házené nebude mít stabilitu kolena obdobnou jako hráč v poli. Z podstaty výše zmíněných výzkumů a studií také vyplývá fakt, že pro měření kinematiky dolní končetiny je adekvátní využívat více senzorů pro měření aktivity a možnost širšího pojetí dynamického pohybu. Každý z probandů byl během testování nahráván na videozáznam, který byl následovně použit pro vytvoření obrázku v pozici odhodu a došlapu levé nohy. Dle naší metodiky se nahrávka tvořila z laterálního levého pohledu a předního pohledu. Při testování baseballistů v areálu Tempo Praha však byla nahrávka pořízena z anteriorní, tedy pravé strany. Je tedy důležité se této chybě v budoucím opakování výzkumu vyhnout. Důvodem přehlédnutí této okolnosti byl nejspíše fakt, že při testování byly potřeba více než jedny ruce.

Dále bylo také zjištěno, že mnoho studií a literatura se měřením dynamické stabilizace kolenního kloubu tolik nezabývá a jako prioritní problematikou u overhead sportovců je poranění ramenního kloubu, jako například ve studii Taborri et al. (2020). Kolenní kloub je ve většině případů zkoumán až jako sekundární s tím, že nejčastějším zraněním je ruptura předního zkříženého vazů.

Ve stručném shrnutí můžeme říct, že součástí pohybu v kolenním kloubu při dynamických aktivitách je potřeba sledovat nejen předozadní pohyb, ale také posun laterolaterální a rotační. Je tedy vhodné pohlížet na kolenní kloub více komplexně.

ZÁVĚR

Tato bakalářská práce se věnovala využití dynamické stabilizace kolenního kloubu ve sportovní fyzioterapii, přičemž byla zvláštní pozornost byla věnována paraklinickému testování, konkrétně inerciálním měřicím sensorům. Cílem bylo posoudit jejich efektivitu a aplikovatelnost při hodnocení dynamické stability kolenního kloubu u hráčů baseballu, házené a oštěpařů.

Skrze teoretické rozpravy byla popsána kineziologie kolenního kloubu, ale také jeho zapojení do dynamických aktivit, kterými jsou například chůze či běh. Shrnuta byla i problematika sportovní fyzioterapie a zapojení klinického a paraklinického testování v rámci dynamické stability kolenního kloubu. Vzhledem ke zkoumanému souboru byly také zahrnuty kapitoly věnující se hodu oštěpem, házené a baseballu. Jednou z konečných kapitol tvořil stručný popis biomechaniky hodu.

V praktické části se na testované probandy připevnily IMU senzory, přičemž cílem bylo prozkoumat dynamickou stabilitu kolenního kloubu během dopadu v odhodové fázi, vycházející z předpokladu, že všechny tyto sporty sdílejí podobnou techniku odhodu. Zvláštní pozornost byla věnována možnému rozdílu v dynamické stabilitě kolene mezi probandy. Primárním cílem bylo ověřit aplikovatelnost IMU sensorů v kontextu sportovního prostředí pro další studii dynamické stability kolenního kloubu. Dalšími cíli bylo zjistit, zda mezi sportovci existují odchylky v této stabilizaci, a zda se mohou objevit statisticky významné rozdíly mezi nejlepšími sportovci v každé kategorii, včetně těch, kteří prošli chirurgickou rekonstrukcí LCA vazy. Hlavní hypotéza potvrzující použitelnost IMU sensorů pro testování byla potvrzena. Avšak data ukázala statisticky nevýznamné rozdíly mezi skupinami, což naznačuje, že další výzkum s rozšířeným vzorkem probandů by mohl přinést další poznatky a případně potvrdit či vyvrátit původní hypotézy.

Přínosem této práce je především úspěšné využití IMU sensorů k hodnocení dynamické stabilizace kolenního kloubu ve sportovním prostředí a může sloužit jako podklad pro další práce. Jedním z možných směrů navazujících na práci je výzkum zaměřený na rozvoj a validaci nových paraklinických testů, které by mohly zlepšit diagnostiku a léčebné strategie.

Za nedostatek v této práci je možné považovat fakt, že měření dynamické stabilizace kolenního kloubu bylo prováděno pouze za aktivního měření dvou IMU sensorů. V závěru

práce lze říci, že na kolenní kloub je třeba nahlížet komplexně a při testování je vhodné pozorovat všechny tři zúčastněné pohyby. Právě takové testování nám může poskytnou nejcennější data pro využití v praxi.

CITOVANÁ LITERATURA

- [1] AGEBERG, Eva a Anna CRONSTRÖM, 2018. Agreement between test procedures for the single-leg hop for distance and the single-leg mini squat as measures of lower extremity function. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. 2018, 10(1), 15. ISSN 2052-1847. Dostupné také z: doi:10.1186/s13102-018-0104-6
- [2] ANGIN, Salih a Ibrahim Engin ŞİMŞEK, ed. 2020. *Comparative kinesiology of the human body: normal and pathological conditions*. London; San Diego, CA: Academic Press, an imprint of Elsevier. ISBN 978-0-12-812162-7.
- [3] FAVRE, J., JOLLES, B. M., AISSAOUI, R. a AMINIAN, K. Ambulatory measurement of 3D knee joint angle. *Journal of Biomechanics*. 2008, 41(5), 1029–1035. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbiomech.2007.12.003
- [4] FYZIOTERAPIE-ONLINE. Stabilita kolene a jak na ni správně kouknout. *Fyzioterapie online* [online]. [cit. 2024-03-04]. Dostupné z: <https://fyzioterapie-online.cz/stabilita-kolene-a-jak-na-ni-spravne-kouknout/>
- [5] ČAPEK, Lukáš, HÁJEK, Petr a HENYŠ, Petr. *Biomechanika člověka*. 1. vydání. Praha: Grada Publishing, a.s., 2018. ISBN 978-80-271-2144-1.
- [6] ČILNÍK, Ivan, KRŠKA, Petr, PUPIŠ, Martin, ROŠKOVÁ, Miroslava a ROZIM, Robert. *Atletika*. 1. vyd. Banská Bystrica: Univerzita Mateja Bela, Fakulta humanitných vied, 2009. ISBN 978-80-8083-892-8.
- [7] DYLEVSKÝ, Ivan. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, a.s., 2009. ISBN 978-80-247-6768-0.
- [8] EKDAHL, Mitchell, LOEWEN, Alex, ERDMAN, Ashley, SAHIN, Sarp a ULMAN, Sophia, 2023. Inertial Measurement Unit Sensor-to-Segment Calibration Comparison for Sport-Specific Motion Analysis. *Sensors* [online]. 2023, 23(18), 7987. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s23187987>
- [9] ENOKA, Roger M. *Neuromechanics of human movement*. 5th ed. Champaign, IL: Human Kinetics, 2015. ISBN 978-1-4504-5880-1.

- [10] FAN, Bingfei, XIA, Haisheng, XU, Junkai, LI, Qingguo a SHULL, Peter B., 2021. IMU-based knee flexion, abduction and internal rotation estimation during drop landing and cutting tasks. *Journal of Biomechanics* [online]. 2021, 124, 110549. ISSN 0021-9290. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.jbio-mech.2021.110549>
- [11] FITZGERALD, G. Kelley, LEPHART, Scott M., HWANG, Ji Hye a WAINNER, Robert S., 2001. Hop Tests as Predictors of Dynamic Knee Stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, 31(10), 588–597. ISSN 0190-6011, 1938-1344. Dostupné z: <https://doi.org/10.2519/jospt.2001.31.10.588>
- [12] FLEISIG, Glenn Schuyler. The Biomechanics of baseball pitching. Birmingham: The University of Alabama at Birmingham, 1994.
- [13] FRANSZ, Duncan P., HUURNINK, Arnold, KINGMA, Idsart, DE BOODE, Vosse A., HEYLIGERS, Ide C. a VAN DIEËN, Jaap H., 2018. Performance on a Single-Legged Drop-Jump Landing Test Is Related to Increased Risk of Lateral Ankle Sprains Among Male Elite Soccer Players: A 3-Year Prospective Cohort Study. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2018, 46(14), 3454–3462. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <https://doi.org/10.1177/0363546518808027>
- [14] GRIBBLE, Phillip A., HERTEL, Jay a PLISKY, Phil, 2012. 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. ISSN 1062-6050. Dostupné z: <https://doi.org/10.4085/1062-6050-47.3.08>
- [15] HOGG, Robert V. a TANIS, Elliot A., 2010. Probability and statistics, explorations with maple. 8th ed. London: Prentice-Hall International (UK). ISBN 978-0-13-021536-9.
- [16] CHU, Samuel K., JAYABALAN, Prakash, KIBLER, W. Ben a PRESS, Joel, 2016. The Kinetic Chain Revisited: New Concepts on Throwing Mechanics and Injury. *PM&R* [online]. 2016, 8(3S). ISSN 1934-1482, 1934-1563. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2015.11.015>

- [17] CHUMANOV, Elizabeth S., WILLE, Christa M., MICHALSKI, Max P. a HEIDERSCHEIT, Bryan C., 2012. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait & Posture* [online]. 2012, 36(2), 231–235. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.02.023>
- [18] IMOTIONS, 2023. EMG Sensors: Everything You Need to Know - iMotions. [online]. [cit. 2024-03-23]. Dostupné z: <https://imotions.com/blog/learning/research-fundamentals/emg-sensors-everything-you-need-to-know/>
- [19] JIANG, Chao, YANG, Yan, MAO, Huayun, YANG, Dewei a WANG, Wei, 2022. Effects of Dynamic IMU-to-Segment Misalignment Error on 3-DOF Knee Angle Estimation in Walking and Running. *Sensors (Basel, Switzerland)* [online]. 2022, 22(22), 9009. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s22229009>
- [20] KARDOŠ, Slavomír a Olejár, J. Snímanie dynamiky pohybu na báze MEMS IMU. In: *Katedra technológií a elektronike, Fakulta elektrotechniky a informatiky, Technická univerzita v Košiciach* [online]. Košice: Technická univerzita v Košiciach, 2016 [cit. 2024-03-25]. Dostupné z: <https://dspace5.zcu.cz/bitstream/11025/22027/1/Kardos.pdf>
- [21] KNUDSON, Duane V., 2007. Fundamentals of biomechanics. 2nd ed. New York: Springer. ISBN 978-0-387-49312-1.
- [22] MOC KRÁLOVÁ, Dagmar, LABOUNKOVÁ, Romana a ŘEZANINOVÁ, Jana. 2015. Význam rehabilitace ve sportu - ukázka pro konec přípravného období v disciplíně enduro (Importance of rehabilitation in sport - an example for the end of preparative period in enduro discipline). *Rehabilitácia*. Bratislava: LIEČREH, vol. 52, No 4, s. 236-248. ISSN 0375-0922.
- [23] LAVER, Lior, LANDREAU, Philippe, SEIL, Romain a POPOVIC, Nebojsa, ed., 2018. *Handball Sports Medicine* [online]. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg. [cit. 2024-02-27]. ISBN 978-3-662-55891-1. Dostupné z: <https://doi.org/10.1007/978-3-662-55892-8>

- [24] LEE, Dong-Kyu, KANG, Min-Hyeok, LEE, Tae-Sik a OH, Jae-Seop, 2015. Relationships among the Y balance test, Berg Balance Scale, and lower limb strength in middle-aged and older females. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 2015, 19(3), 227–234. ISSN 1413-3555. Dostupné z: <https://doi.org/10.1590/bjpt-rbf.2014.0096>
- [25] MCGARRY, Tim, O'DONOGHUE, Peter a SAMPAIO, António Jaime de Eira, ed., 2013. *Routledge Handbook of Sports Performance Analysis*. New York: Routledge. ISBN 978-0-415-67361-7.
- [26] MENG, Long, ZHANG, Anjing, CHEN, Chen, WANG, Xingwei, JIANG, Xinyu, TAO, Linkai, FAN, Jiahao, WU, Xuejiao, DAI, Chenyun, ZHANG, Yiyuan, VANRUMSTE, Bart, TAMURA, Toshiyo a CHEN, Wei, 2021. Exploration of Human Activity Recognition Using a Single Sensor for Stroke Survivors and Able-Bodied People. *Sensors* [online]. 2021, 21(3), 799. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s21030799>
- [27] MERON, Adele a SAINT-PHARD, Deborah, 2017. Track and Field Throwing Sports: Injuries and Prevention. *Current Sports Medicine Reports* [online]. 2017, 16(6), 391–396. ISSN 1537-8918, 1537-890X. Dostupné z: <https://doi.org/10.1249/JSR.00000000000000416>
- [28] MITTERNACHT, Jürgen, HERMANN, Aljoscha a CARQUEVILLE, Patrick, 2022. Acquisition of Lower-Limb Motion Characteristics with a Single Inertial Measurement Unit-Validation for Use in Physiotherapy. *Diagnostics (Basel, Switzerland)* [online]. 2022, 12(7), 1640. ISSN 2075-4418. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/diagnostics12071640>
- [29] NEUMANN, Donald A., 2016. *Kinesiology of the musculoskeletal system: Foundations for Rehabilitation*. 3rd ed. October 28, 2016. Mosby. ISBN 978-0-323-28753-1.
- [30] NISWANDER, Wesley, WANG, Wei a KONTSON, Kimberly, 2020. Optimization of IMU Sensor Placement for the Measurement of Lower Limb Joint Kinematics. *Sensors* [online]. 2020, 20(21), 5993. ISSN 1424-8220. Dostupné z: <https://doi.org/10.3390/s20215993>

- [31] NOVOSAD, J., 2007. Kondiční schopnosti. In: MĚKOTA, K., NOVOSAD, J., eds. Motorické schopnosti. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, s. 11-39.
- [32] OATIS, Carol A., 2009. Kinesiology: the mechanics and pathomechanics of human movement. 2nd ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0-7817-7422-2.
- [33] PORTNEY, Leslie Gross a WATKINS, Mary P., 2014. Foundations of clinical research: applications to practice. 3rd ed., Pearson new international ed. Harlow: Pearson. ISBN 978-1-292-02036-5.
- [34] RICHARDS, Jim, 2008. Biomechanics in clinic and research: an interactive teaching and learning course. Edinburgh; New York: Elsevier Churchill Livingstone. ISBN 978-0-443-10170-0.
- [35] RŮŽIČKA, Ivan, RŮŽIČKOVÁ, Kamila a ŠMÍD, Pavel, 2013. Netradiční sportovní hry. 1. vyd. Praha: Portál. ISBN 978-80-262-0337-7.
- [36] RYBA, Lukáš a SLÁDOVÁ, Zuzana, 2020. Hodnocení dynamické stabilizace kolenního kloubu žen pomocí Y balance testu. *Studia Kinanthropologica*. 2020, XXI., s. 261–265. ISSN 1213-2101.
- [37] SPORTCLINIC. Kolenný klb [online]. Bratislava: Sportclinic, 2016 [cit. 2024-03-25]. Dostupné z: <https://www.sportclinic.sk/kolenny-klb>
- [38] ŠIMON, Jiří, HRADEČNÁ, Eva, KRAČMAR, Bronislav a MARVANOVÁ, Zdeňka, 2004. Atletické vrhy a hody. 1. vyd. Praha: Olympia; Český atletický svaz. ISBN 80-7033-815-6.
- [39] TABORRI, Juri, KEOGH, Justin, KOS, Anton, SANTUZ, Alessandro, UMEK, Anton, URBANCZYK, Caryn, VAN DER KRUK, Eline a ROSSI, Stefano, 2020. Sport Biomechanics Applications Using Inertial, Force, and EMG Sensors: A Literature Overview. *Applied Bionics and Biomechanics* [online]. 2020, e2041549. ISSN 1176-2322. Dostupné z: <https://doi.org/10.1155/2020/2041549>
- [40] TEKSCAN-DELSYS. TrignoLab [online]. Dostupné z: <http://www.tekscan-delsys.pl/delsys/trignolab> [cit. 2024-03-4].
- [41] TROJAN, S. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. 3., přeprac. a dopl. vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80-247-1296-2.

- [42] TUKEY, John W., 1949. Comparing Individual Means in the Analysis of Variance. *Biometrics* [online]. 5(2), s. 99. ISSN 0006-341X. Dostupné z: doi:10.2307/3001913.
- [43] VECTORNAV. Inertial Navigation articles [online]. 2024 [cit. 2024-03-26]. Dostupné z: https://www.vectornav.com/resources/inertial-navigation-articles/what-is-an-inertial-measurement-unit-imu?fbclid=IwAR3rFheijjMmxNyOHido-htM380LC_gGuWB0RJeTedliDODLArT66QPyhcVo.
- [44] WALKER, Owen. 2016. Y Balance Test™. Science for Sport [online]. [cit. 2024-03-04]. Dostupné z: <https://www.scienceforsport.com/y-balance-test/>.
- [45] YAGHOUBI, Mostafa; LARK, Sally D.; PAGE, Wyatt H.; FINK, Philip W.; SHULTZ, Sarah P. 2019. Lower extremity muscle function of front row rugby union scrummaging. *Sports Biomechanics* [online]. 2019, roč. 18, č. 6, s. 636–648. ISSN 1476-3141, 1752-6116. DOI: 10.1080/14763141.2018.1452972.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha A: Souhlas s výzkumným šetřením na FZS ZČU v Plzni

Příloha B: Souhlas s výzkumným šetřením v Areálu Tempo Praha

Příloha C: Antropometrické měření LDK

Příloha D: Informovaný souhlas

Příloha E: Proband (oštěp) laterální pohled

Příloha F: Proband (oštěp) anteriorní pohled

Příloha G: Proband (házená) laterální pohled


Příloha H: Proband (házená) anteriorní pohled

Příloha I: Proband (baseball) laterální pohled

Příloha J: Proband (baseball) anteriorní pohled

PŘÍLOHY

Příloha A: Souhlas s výzkumným šetřením na FZS ZČU v Plzni

 FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI

Jméno a příjmení studenta: Andrea Balíková
Studijní program/ročník: Fyzioterapie, 3. ročník
Akademický rok: 2023/2024


Věc: Žádost o povolení výzkumného šetření na Fakultě Zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni.

Odůvodnění žádosti:
Souhlas s výzkumným šetřením je požadován aktuálně platnou Metodikou zpracování kvalifikačních prací Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni. Metodika ukládá studentům povinnost přiložit do své kvalifikační práce souhlas s výzkumným šetřením, realizovaným v rámci instituce.

¹ BERÁNEK, V., MARTINEK, L., PFEFFEROVÁ, E., KROCOVÁ, J., FIRÝTOVÁ, R. Metodika zpracování kvalifikačních prací. 2. vyd. Plzeň : Fakulta zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni, 2019, 113 s. ISBN: 978-80-261-0760-6

Vyjádření vedoucího práce k žádosti pro oslovenou instituci:

Souhlasím
 Nesouhlasím

Datum: 28.11.2023 Podpis: 

1/2



Žádost pro oslovenou instituci

Vážená paní prodávka,

Dovolujeme si Vás požádat o povolení výzkumného šetření na Fakultě zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni, jež je součástí závěrečné bakalářské práce studentky Andrei Balíkové, posluchačky bakalářského studijního programu Fyzioterapie, Fakulty zdravotnických studií, Západočeské univerzity v Plzni.

Hlavním cílem této práce je pomocí IM senzorů stanovit, zda existuje odchylka v předozadní stabilizaci kolenního kloubu mezi skupinou hráčů házené, baseballu a oštěpařů. Následně tuto odchylku využít pro určení adekvátní tréninkové intervence, případně jako prevenci zranění.

Sledovaný soubor tvoří poloprofesionální a profesionální hráči házené, baseballu a oštěpaři

Sběr dat bude proveden pomocí pozorování s využitím technických prostředků (IM senzorů).

Výzkumné šetření bude provedeno s použitím postupů **anonymizace dat**, plně v souladu s etickými zásadami, aktuálně platnou *Metodikou zpracování kvalifikačních prací* fakulty a standardy akademického psaní.

Závěrečná práce je zpracována pod odborným vedením Mgr. Lukáše Ryby.

Výsledky šetření Vám po dokončení práce rádi poskytneme.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí:

Souhlasím

Nesouhlasím

v Plzni dne 14.11.23

Západočeská univerzita v Plzni
Fakulta zdravotnických studií
prodávka pro pedagogickou činnost
Razítko a podpis zástupce instituce

Příloha B: Souhlas s výzkumným šetřením v Areálu Tempo Praha



FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ
ZÁPADOČESKÉ UNIVERZITY
V PLZNI

Žádost pro oslovenou instituci

Vážený pane správce,

Dovolujeme si Vás požádat o povolení výzkumného šetření v Areálu Tempo Praha, jež je součástí závěrečné bakalářské práce studentky Andrei Balíkové, posluchačky bakalářského studijního programu Fyzioterapie, Fakulty zdravotnických studií, Západočeské univerzity v Plzni.

Hlavním cílem této práce je pomocí IM senzorů stanovit, zda existuje odchylka v předozadní stabilizaci kolenního kloubu mezi skupinou hráčů házené, baseballu a oštěpařů. Následně tuto odchylku využít pro určení adekvátní tréninkové intervence, případně jako prevenci zranění.

Sledovaný soubor tvoří poloprofesionální a profesionální hráči házené, baseballu a oštěpaři

Sběr dat bude proveden pomocí pozorování s využitím technických prostředků (IM senzorů), které budou připevněny na tibii a femuru probanda.

Výzkumné šetření bude provedeno s použitím postupů anonymizace dat, plně v souladu s etickými zásadami, aktuálně platnou *Metodikou zpracování kvalifikačních prací* fakulty a standardy akademického psaní.

Závěrečná práce je zpracována pod odborným vedením Mgr. Lukáše Ryby.

Výsledky šetření Vám po dokončení práce rádi poskytneme.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí:

- Souhlasím
 Nesouhlasím

V PLZEŇ dne 19. 8. 2024


Razítko a podpis zástupce instituce



Žádost pro oslovenou instituci

Vážený pane správce,

Dovolujeme si Vás požádat o povolení výzkumného šetření v Areálu Tempo Praha, jež je součástí závěrečné bakalářské práce studentky Andrei Balíkové, posluchačky bakalářského studijního programu Fyzioterapie, Fakulty zdravotnických studií, Západočeské univerzity v Plzni.

Hlavním cílem této práce je pomocí IM senzorů stanovit, zda existuje odchylka v předozadní stabilizaci kolenního kloubu mezi skupinou hráčů házené, baseballu a oštěpařů. Následně tuto odchylku využít pro určení adekvátní tréninkové intervence, případně jako prevenci zranění.

Sledovaný soubor tvoří poloprofesionální a profesionální hráči házené, baseballu a oštěpaři

Sběr dat bude proveden pomocí pozorování s využitím technických prostředků (IM senzorů), které budou připevněny na tibii a femuru probanda.

Výzkumné šetření bude provedeno s použitím postupů anonymizace dat, plně v souladu s etickými zásadami, aktuálně platnou Metodikou zpracování kvalifikačních prací fakulty a standardy akademického psaní.

Závěrečná práce je zpracována pod odborným vedením Mgr. Lukáše Ryby.

Výsledky šetření Vám po dokončení práce rádi poskytneme.

Prosíme o sdělení Vašeho rozhodnutí:

- Souhlasím
 Nesouhlasím

V Plzeň dne 19. 8. 2024


.....
Razítko a podpis zástupce instituce

Příloha C: Antropometrické měření LDK

Tabulka 1: Antropometrické měření LDK

Jméno	Funkční délka DK [SIAS - Mall.med]	Délka stehna [Troch.major - šerbina kol.]	Délka bérce. [Šterbina kol. - Mall. laterális]
Proband - 1	90	43	42
Proband - 2	101	48	47
Proband - 3	95	46	47
Proband - 4	94	50	45
Proband - 5	95	46	45
Proband - 6	96	43	46
Proband - 7	95	48	46
Proband - 8	93	45	47
Proband - 9	93	43	43
Proband - 10	98	43	46
Proband - 11	99	46	48
Proband - 12	96	44	45
Proband - 13	104	48	47
Proband - 14	97	50	43
Proband - 15	93	45	42
Proband - 16	92	44	42
Proband - 17	93	45	43
Proband - 18	95	46	43
Proband - 19	105	45	47
Proband - 20	96	43	46
Proband - 21	97	48	44
Proband - 22	93	49	40
Proband - 23	89	44	40
Proband - 24	103	51	46
Proband - 25	102	52	45
Proband - 26	93	44	42
Proband - 27	100	49	46
Proband - 28	99	45	44
Proband - 29	106	53	46
Proband - 30	100	48	47

Měřeno v cm

Zdroj: Vlastní

Příloha D: Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Téma výzkumu: Využití testů dynamické stabilizace kolenního kloubu

Student: Andrea Balíková

Katedra Rehabilitační

Fakulta Zdravotnických studií ZČU v Plzni

ÚVOD

Jmenuji se Andrea Balíková a jsem studentkou 3. ročníku v oboru fyzioterapie na ZČU FZS v Plzni. V rámci své bakalářské práce na téma „Využití testů dynamické stabilizace kolenního kloubu“ Vás žádám o účast ve výzkumu.

Cíl výzkumu: Cílem tohoto výzkumu je zjistit, odchylku v dynamickém pohybu kolenního kloubu u hráčů házené, baseballu a oštěpařů

Popis výzkumu: Výzkum bude probíhat na Fakultě Zdravotnických studií v Plzni. Bude trvat přibližně 30 minut. V rámci výzkumu Vám budou na levou dolní končetinu připevněny dva senzory snímající Váš dynamický pohyb v kolenním kloubu. Tento test bude prováděn studentkou fyzioterapie.

Možné rizika: Výzkum je považován za bezpečný.

MOŽNOSTI ODVOLÁNÍ SOUHLASU

Své souhlas můžete kdykoli odvolat. Pokud svůj souhlas odvoláte, nebudete již součástí výzkumu a Vaše data budou z výzkumu vyřazena.

ZPRACOVÁNÍ OSOBNÍCH ÚDAJŮ

Vaše osobní údaje budou zpracovány pouze pro účely tohoto výzkumu. Budou uloženy v zabezpečené databázi a nebudou poskytnuty žádné třetí straně. Všechna data budou zpracována anonymně. Vaše jméno a další osobní údaje budou uvedeny pouze v souhrnných výsledcích výzkumu.

SOUHLAS

Souhlasím s účastí ve výzkumu „Využití testů dynamické stabilizace kolenního kloubu“. Byl jsem poučen o cílech, popisu, možných rizicích a možnostech odvolání souhlasu.

Podpis účastníka výzkumu:

Podpis studenta:

Datum:

Datum:

Příloha E: Proband (oštěp) laterální pohled

Obrázek 7: Proband (oštěp) laterální pohled



Zdroj: Vlastní

Příloha F: Proband (oštěp) anteriorní pohled

Obrázek 8: Proband (oštěp) anteriorní pohled



Zdroj: Vlastní

Příloha G: Proband (házená) laterální pohled

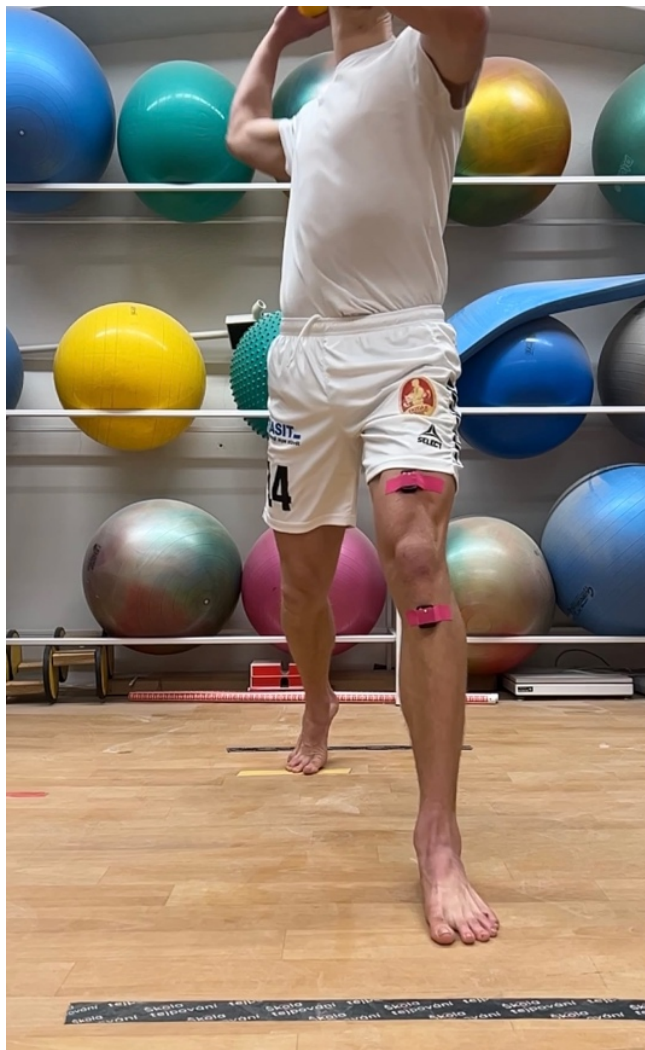
Obrázek 9: Proband (házená) laterální pohled



Zdroj: Vlastní

Příloha H: Proband (házená) anteriorní pohled

Obrázek 10: Proband (házená) anteriorní pohled



Zdroj: Vlastní

Příloha I: Proband (baseball) laterální pohled

Obrázek 11: Proband (baseball) laterální pohled



Zdroj: Vlastní

Příloha J: Proband (baseball) anteriorní pohled

Obrázek 12: Proband (baseball) anteriorní pohled



Zdroj: Vlastní