

ZÁPADOČESKÁ UNIVERZITA V PLZNI
FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

2020

ZUZANA SLÁDKOVÁ

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH STUDIÍ

Studijní program: Specializace ve zdravotnictví (B5345)

Zuzana Sládková

Studijní obor: Fyzioterapie (5342R004)

**PRINCIP DYNAMICKÉ STABILIZACE KOLENNÍHO
KLOUBU U ŽEN**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

PLZEŇ 2020

Čestné prohlášení:

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

V Plzni dne 30.4. 2020

.....

ABSTRAKT

Příjmení a jméno: Sládková Zuzana

Katedra: Katedra rehabilitačních oborů

Název práce: Princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen

Vedoucí práce: Mgr. Lukáš Ryba

Počet stran – číslované: 36

Počet stran – nečíslované: 41

Počet příloh: 30

Počet titulů použité literatury: 42

Klíčová slova: kolenní kloub, dynamická stabilizace, ženy, Y Balance Test

Souhrn:

Bakalářská práce se zabývá hodnocením dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen pomocí Y Balance Testu a IM senzorů.

Pro měření bylo osloveno 20 žen ve věku od 20 do 25 let. Před testováním byl s testovanými vyplněn dotazník. Dále byly testovány na Y Balance Testu a současně probíhalo měření IM senzory. Naměřené hodnoty na Y Balance Testu byly využity pro vypočítání kompozitního skóre, které bylo dále zpracováváno a hodnoceno s ohledem na faktory jako je sport, antikoncepce, dominance dolní končetiny.

Bylo zjištěno, že sportující ženy mají lepší stabilizaci kolenního kloubu než ženy, které se sportu nevěnují. Dále vyplynulo z měření to, že míra rotace tibie může souviset s dynamickou stabilizací kolenního kloubu.

ABSTRAKT

Surname and name: Sládková Zuzana

Department: Department of Rehabilitation Science

Title of thesis: The principle of dynamic knee joint stabilization in women

Consultant: Mgr. Lukáš Ryba

Number of pages – numbered: 36

Number of pages – unnumbered: 41

Number of appendices: 30

Number of literature items used: 42

Key words: knee joint, dynamic stabilization, women, Y Balance Test

Summary:

The bachelor thesis deals with the evaluation of dynamic stabilization of the knee joint in women using the Y Balance Test and IM sensors.

20 women aged 20 to 25 years were contacted for the measurement. Prior to testing, a questionnaire was completed with the subjects. They were also tested on the Y Balance Test and measured by IM sensors. The measured values on the Y Balance Test were used to calculate the composite score, which was further processed and evaluated with respect to factors such as sports, contraception, lower limb dominance.

It had been found that athletic women have better knee stabilization than non-athletic women. Furthermore, the measurements showed that the degree of rotation of the tibia may be related to the dynamic stabilization of the knee joint.

Poděkování:

Děkuji Mgr. Lukášovi Rybovi za odborné vedení práce, poskytování rad a materiálních podkladů.

OBSAH

SEZNAM OBRÁZKŮ	12
SEZNAM TABULEK.....	13
SEZNAM ZKRATEK.....	14
ÚVOD	15
TEORETICKÁ ČÁST.....	16
1 KOLENÍ KLOUB	16
1.1 Funkční anatomie	16
1.2 Biomechanika kolenního kloubu	17
1.2.1 Kinematika kolenního kloubu	18
1.2.2 Stabilita kolenního kloubu	20
1.3 Rozdíly mezi ženami a muži	21
1.3.1 Anatomie a biomechanika.....	21
1.3.2 Vliv pohlavních hormonů na vazivo	21
1.3.3 Neuromuskulární rozdíly.....	22
2 STABILIZACE.....	23
2.1 Pasivní stabilizace kolenního kloubu	23
2.1.1 Vazy	23
2.1.2 Kontakt kloubních ploch	23
2.2 Dynamická stabilizace kolenního kloubu.....	24
2.2.1 Neuromuskulární systém.....	24
2.2.2 Propriocepce.....	25
2.2.3 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu.....	26
2.2.4 Časování aktivace stabilizačních svalů	27
3 MOŽNOSTI TESTOVÁNÍ DYNAMICKÉ STABILIZACE.....	28
3.1 Sigle Leg Hop Testy	28
3.2 Functional Movement Screen	29

3.3	Star Excursion Balance Test.....	29
3.4	Y Balance Test.....	30
3.4.1	Testovací zařízení.....	31
3.4.2	Průběh testování	31
3.4.3	Neplatné pokusy	32
3.4.4	Vyhodnocení Y Balance Testu.....	32
PRAKTICKÁ ČÁST		33
4	CÍLE PRÁCE	33
5	HYPOTÉZY	34
5.1	Hypotéza 1	34
5.2	Hypotéza 2	34
5.3	Hypotéza 3	34
5.4	Hypotéza 4	34
5.5	Hypotéza 5	34
5.6	Hypotéza 6	34
6	METODIKA PRÁCE.....	35
6.1	Charakteristika sledovaného souboru	35
6.2	Příprava měření.....	35
6.3	Průběh měření.....	36
6.4	Zpracování a vyhodnocení dat.....	37
7	VÝSLEDKY	38
7.1	Hypotéza 1	38
7.2	Hypotéza 2	39
7.3	Hypotéza 3	40
7.4	Hypotéza 4	41
7.5	Hypotéza 5	42
7.6	Hypotéza 6	43

8	DISKUZE.....	44
	ZÁVĚR.....	49
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	50
	SEZNAM PŘÍLOH.....	55
	PŘÍLOHY	57

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Kinematika kolenního kloubu	18
Obrázek 2 Stabilizační systém	23
Obrázek 3 Provedení Single Leg Hop Test for Distance	28
Obrázek 4 Provedení Single-Legged Drop-Jump Landing Testu.....	29
Obrázek 5 Směry při testování Star Excursion Balance Testu	30
Obrázek 6 Y Balance Test	31
Obrázek 7 Algoritmus pro měření v programu EMGworks Acquisition	35

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Průměrné kompozitní YBT skóre	38
Tabulka 2 Průměr kompozitního skóre YBT vzhledem k dominanci končetiny.....	39
Tabulka 3 Průměrné YBT skóre vzhledem ke sportu	40
Tabulka 4 Průměrné YBT skóre vzhledem k antikoncepci	41
Tabulka 5 Závislost rotace tibie na flektování a extendování kolenního kloubu	42
Tabulka 6 Míra rotace vzhledem k výsledkům YBT	43

SEZNAM ZKRATEK

atd. – tak dále

BP – bakalářská práce

cca – cirka

cm – centimetry

DK – dolní končetina

LA – levá anteriorně

LDK – levá dolní končetina

lig. – ligamentum

LPL – levá posterolaterálně

LPM – levá posteromediálně

m. – musculus

mm. – muscoli

např. – například

PA – pravá anteriorně

PDK – pravá dolní končetina

PPL – pravá posterolaterálně

PPM – pravá posteromediálně

tzn. – to znamená

YBT – Y Balance Test

ÚVOD

Kolenní kloub je během fyzické aktivity vystaven vysokým silám a velkým rozsahům pohybu. Schopnost odolat nefyziologickým pohybům se nazývá dynamická stabilita. K dynamické stabilitě kloubů také patří pasivní omezení měkkými strukturami a zatížení, které pochází ze svalů v okolí kloubů a z okolního prostředí. (Flaxman, a další, 2013)

Počet sportujících žen neustále stoupá. S tím stoupá také incidence poranění měkkého kolene u žen. Incidence traumatického poranění je 4-6 x větší u žen než u mužů. Nejčastějším mechanismem poranění měkkého kolene je doskok nebo prudká změna směru, kdy je koleno nejnáchylnější k poranění. Vliv na navyšující se počet poranění mohou mít také anatomické, hormonální a neuromuskulární rozdíly mezi pohlavími. Za nejvíce problematické označují autoři sníženou svalovou sílu m. quadriceps femoris, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Dalšími faktory jsou snížená propriocepce v kolenním kloubu u žen, zvýšená laxicity vaziva u žen, tendence kolenních kloubů do valgozity mnoho dalších. Vlivem snížené propriocepce pak dochází k nedostatečné dynamické stabilizaci kolenního kloubu. (Russell, a další, 2006) (Flaxman, a další, 2013) (Hewett, a další, 1999) Hewett ve svém článku dále uvádí, že někteří autoři se tímto tvrzením neztotožňují a jako hlavní rozdíl míry poranění kolenního kloubu vidí úroveň trénovanosti a coachingu, nikoliv anatomické a fyziologické rozdíly. (Hewett, a další, 1999)

Mayer a Smékal uvádějí, že poranění měkkého kolene a důsledky z toho vzniklé jsou stále narůstajícím problémem populace v produktivním věku. Zmiňují také, že jeden z klíčových faktorů, které podmiňují vznik poranění měkkého kolene je nedostatečná kontrola dynamické stabilizace kolenního kloubu. Tu zajišťuje neuromotorický systém, který je s dynamickou stabilizací úzce propojen. Pokud dojde k porušení měkkých struktur kolenního kloubu, promítne se to do kvality propriocepce. Na snížení kvality propriocepce dále reaguje dynamická stabilizace kloubu, která se zhorší. (Mayer, a další, 2004)

TEORETICKÁ ČÁST

1 KOLENÍ KLOUB

Kolenní kloub neboli *articulatio genus* řadíme mezi klouby složené. Je největším kloubem v lidském těle. Vzniká spojením tří kostí: tibia, femur a patella. (Dylevský, 2009) Do kolenního kloubu řadíme i spojení tibie s fibulou, a díky tomu kolenní kloub připodobňujeme funkčně kloubu loketnímu. Kolenní kloub má však menší možnost rotace než loketní kloub. (Véle, 2006)

1.1 Funkční anatomie

Na artikulaci v kolenním kloubu se podílejí již zmíněné kosti: tibia, femur a patella. Distální konec femuru je značně široký jak v předozadním, tak v příčném směru. Vybíhá ve dva kloubní hrboly – *condylus medialis et lateralis*. Na zadní straně kosti jsou kondyly odděleny *fossa intercondylaris*. Na přední straně jsou spojeny vyhloubenou kloubní plochou, která slouží pro kontakt patelly s femurem. Tibia je na proximálním konci mohutná a rozšířená. Rozšíření tvořené *condylus medialis et lateralis* je určené pro kontakt s kondyly femuru. Na přední ploše tibie těsně pod kondyly je *tuberositas tibie*. Čěšku neboli *patellu* řadíme mezi sezamské kosti. Leží v úponové šlaše čtyřhlavého stehenního svalu. V kontaktu je pouze se stehenní kostí a toto spojení nazýváme *femoropatellární skloubení*. Od kosti lýtkové ji dělí tukové polštářky kolenního kloubu. (Dylevský, 2009) (Kapandji, 1987)

Kondyly femuru jsou každý jinak velký. Zevní je menší. Kloubní plochy na tibií jsou téměř ploché. Kloubní plochy femuru a tibie si nedopovídají jak velikostí, tak ani tvarem. Z tohoto důvodu při pohybu dochází ke kontaktu jen na malé ploše. Inkongruence kontaktních ploch je vyřešena chrupavčitými menisky. Mediální a laterální se liší nejen velikostí, ale i tvarem a způsobem upevnění. Mediální meniskus je větší, má poloměsíčitý tvar. Ve střední části je pevně srostlý s mediální kolaterálním vazem. Z toho vyplývá, že cca o 80 % méně pohyblivý než meniskus laterální. Laterální meniskus má tvar kruhu. Svým způsobem je upevněn pouze v jednom místě, protože se přední a zadní cíp téměř dotýkají. Díky zvýšené pohyblivosti je snížené riziko poranění cca na 20 %. (Dungl, 2014) (Dylevský, 2009)

Pouzdro kolenního kloubu je tvořeno vazy. Na přední straně je tvořeno pouze *ligamentum patellae*, které vybíhá ze čtyřhlavého stehenního svalu. Přední strana pouzdra je tedy značně slabá. Silnější je pouzdro až v oblasti postranních vazů. Na zesílení pouzdra se podílí – *lig. collaterale laterale et mediale*. Vnitřní postranní vaz začíná na mediálním epikondylu femuru a upíná se na tibií. Vaz srůstá s kloubním pouzdrém a vnitřním meniskem. Při extenzi kolena je

zcela napjatý a tím ho stabilizuje. Zevní postranní vaz začíná na laterálním epikondylu femuru a upíná se v okolí hlavičky fibuly. Řadí se také mezi stabilizátory kolene. (Dylevský, 2009)

Mezi zvláštnosti kolenního kloubu patří dva zkřížené vazy – lig. cruciatum anterius et posterius. Klíčovou funkcí zkřížených vazů je redukce torzních pohybů, na které se podílejí i postranní vazy. Další funkcí je zabránění pohybu tibie vůči femuru, jak dopředu, tak dozadu. (Dylevský, 2009)

1.2 Biomechanika kolenního kloubu

Kolenní kloub, jakožto nejsložitější kloub v našem těle, snoubí dva odlišné požadavky – umožňuje stabilitu při současné mobilitě. Dále umožňuje pohyb mezi femurem a tibií a optimalizuje přenos tlakových sil, které vznikají během svalové činnosti a díky hmotnosti těla. (Véle, 2006) (Živčák, 2004)

Je důležité si uvědomit, z jakých jednotlivých struktur se kolenní kloub skládá a také to, jaké funkce jednotlivé struktury plní.

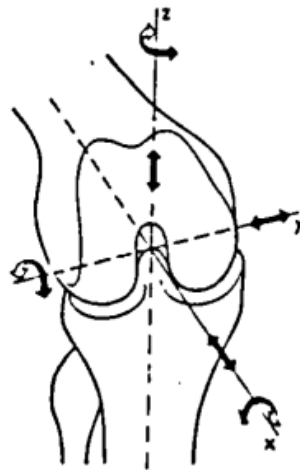
Kost a kloubní chrupavka tvoří skelet kolenního kloubu. Tvar kloubních ploch má rozhodující vliv na kinematiku a tím i a druh pohybu v kloubu. Vazy svým průběhem a tvarem společně s tvarem kloubních ploch také rozhodují o kinematice kolene a současně zajišťují pasivní stabilitu kloubu. Menisky, které jsou schopné elastické deformace, vyrovnávají nerovnost kloubních ploch artikulujících v kolenním kloubu. Společně s chrupavkou působí jako pružící systém, který napomáhá tlumit nárazy. Podílejí se také na tonizaci kapsulárních vazů a v určitých fázích fungují jako stabilizátory kolenního kloubu. O aktivní pohyb v kloubu se starají okolní svaly. Svým tonusem se podílejí na aktivní stabilizaci. Nervové receptory a vlákna jsou informačním systémem, který podává informace do centrálního nervového systému o poloze kloubu, napětí vazů a reagují na bolestivé podmínky. Synoviální tekutina podporuje pružnost hyalinní chrupavky a tím nedochází k takovému opotřebení a chrupavka vydrží pracovat déle. Díky viskózně-elastickým vlastnostem je chrupavka schopná zachytit určité hodnoty tlakové síly. Při zatížení kloubu dochází k vytlačování synoviální tekutiny ze všech vrstev chrupavky do kloubní dutiny. Když dojde k dekompresi, začne se synoviální tekutina nasávat zpět do kloubní chrupavky. Kloubní chrupavka není zásobená cévami, proto existuje tento mechanismus a slouží k látkové výměně. (Živčák, 2004)

1.2.1 Kinematika kolenního kloubu

Kinematika kolenního kloubu slouží k objasnění relativních pohybů v kloubu jak z hlediska kvantitativního, tak kvalitativního. Když středem kolenního kloubu proložíme tři základní fiktivní roviny v rovině frontální, transversální a sagitální, výsledkem jsou tři přímky X, Y a Z, které se protnou v určitém místě kloubu. Kolem těchto přímek lze teoreticky vykonávat celkem 6 pohybů v kolenním kloubu. Pohyby kolem osy Y označujeme jako flexe a extenze, kolem osy Z jako vnitřní a vnější rotace a kolem osy X jako abdukci a addukci. (Živčák, 2004)

Z hlediska kinematiky jsou nejvíce zajímavé pohyby aktivní, které lze provést pomocí svalů. Aktivně zvládneme udělat flexi, extenzi a rotační pohyby. Zbytek pohybů je možno provést pouze pasivně, například při vyšetření kolene. (Živčák, 2004)

Obrázek 1 Kinematika kolenního kloubu



X – osa abdukce a addukce

Y – osa flexe a extenze

Z – osa vnitřní a zevní rotace

zdroj: (Živčák, 2004)

Flexe – extenze

Rozsah pohybu do flexe u kolene je podle Živčáka (2004) aktivně 140° a pasivně 160°, kdy rozdílových 20° lze získat např. hmotností těla. Rozdíl mezi aktivní a pasivní flexí je proto, že při dosažení 140° flexe na sebe nalehne svalová hmota stehna a lýtka a zamezí tak dalšímu aktivnímu pohybu. Kolář (2012) uvádí stejný mechanismus dosáhnutí maximální flexe, ale pro něj je maximální pasivně dosáhnutý rozsah 150°. Extenze je nulové postavení kolenního

kloubu. Rozsah pohybu je 0-5°, pohyb nad 5° se označuje jako hyperextenze, která se obvykle vyskytuje u jedinců s větší kloubní laxitou. Maximální hyperextenze je 15°. (Kolář, 2012)

V extenzi, jakožto základní postavení kolenního kloubu, nelze provádět rotační pohyby ve femurotibialním skloubení. Rotace jsou nemožné kvůli napětí všech vazů kolene. To znamená, že koleno je „uzamčeno“. Pro „odemknutí kolene“ je důležitých prvních 5° flexe, kdy už je umožněna mírná rotace tibie směrem dovnitř a tím dojde k uvolnění lig. cruciatum anterius. Následuje valivý pohyb, kdy se femur valí po tibií a obou meniscích. V závěrečné fázi dochází ke zmenšení kontaktu femuru s tibií a menisky se posouvají po tibií dozadu. Závěrečná fáze flexe se tedy realizuje posuvným pohybem. Pohyb z flexe do extenze probíhá přesně naopak. Nejprve dochází k posuvnému pohybu dopředu, následuje valivý pohyb femuru po tibií a poslední fází je rotace tibie zevně, která kolenní kloub „uzamkne“. Při flexi brání nežádoucím posuvným pohybům zkřížené vazy, konkrétně přední a zadní zkřížený vaz. Hyperextenze je omezena napětím vazů na dorzální straně vazivového pouzdra, předního zkříženého vazy, posteromediální částí zadního zkříženého vazy. Dále se na omezení podílí nalehnutí kondylů femuru na přední rohy menisků. Vliv má i napětí flexorů kolenního kloubu – m. biceps femoris, m. semitendinosus, m. semimembranosus. (Dylevský, 2007) (Kolář, 2012)

Svaly podílející se na flexi v kolenním kloubu jsou m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Mezi pomocné flexory řadíme m. gracilis, m. sartorius, m. gastrocnemius a m. popliteus. Stabilizujícími svaly jsou m. iliopsoas, m. pectineus a m. rectus femoris. Neutralizujícími svaly jsou m. biceps jedné strany a m. semitendinosus a m. semimembranosus druhé strany. Hlavním extenzorem kolenního kloubu je m. quadriceps femoris. Pomocné svaly jsou m. tensor fasciae latae a m. gluteus maximus. Stabilizujícími svaly jsou svaly břišní, m. erector trunci s m. quadratus lumborum. Mezi neutralizační svaly řadíme m. gluteus maximus, m. biceps femoris (caput longum), m. semitendinosus a m. semimembranosus. (Dylevský, 2009) (Véle, 2006)

Rotace v kolenním kloubu

U rozsahu pohybu rotace kolenního kloubu se autoři značně odlišují. Kolář (2012) udává rozsahy pro vnitřní rotaci 10° a pro zevní 30-40°. Dylevský (2009) udává vnitřní rotaci 17° a zevní 21°. Živčák (2004) ve své publikaci udává, že rozsah rotací je závislý na stupni flexe. Na tom se všichni tři shodují. Rotace se zvětšují s rostoucí flexí. Největší rozsah je při flexi 45-90°. Na rotace nemá moc velký vliv tvar kloubních ploch artikulujících v kolenním kloubu. Rotace ovlivňuje tlak vzniknutý ze zatížení kloubů a přilehlé vazivové struktury. Na rotace má

vliv průběh zkřížených vazů, lig. laterale et mediale collaterale. (Dylevský, 2009) (Živčák, 2004)

Rotace probíhají hlavně v meniskotibiálním skloubení za současného posunu menisků. Větší rozsah pohybu je u laterálního menisku, tím pádem při násilné rotaci (např. poranění při sportovní aktivitě) je více v ohrožení meniskus mediální. (Kolář, 2012)

Na vnitřní rotaci se podílejí m. biceps femoris a m. tensor fasciae latae. Podmínkou je však flexe v kolenním kloubu. Na zevní rotaci spolupracují m. semitendinosus a m. semimembranosus, opět však za podmínky flexe. (Dylevský, 2009)

1.2.2 Stabilita kolenního kloubu

„Stabilita kloubu je dynamický stav, kterého kloub dosahuje v určité poloze a který je dán různými faktory“ (Dylevský, 2007 str. 134) Jinými slovy, síly zajišťující stabilitu kloubu musí mít restriktivní charakter vůči silám vnějšího prostředí. Na tom se podílejí tři stabilizační systémy – systém pasivních stabilizátorů, systém aktivních stabilizátorů a dále kontakt kloubních ploch a tlaková síla působící v kloubu. (Živčák, 2004)

Systém pasivních stabilizátorů

Dylevský (2009) uvádí jako pasivní neboli statické stabilizátory tvar kloubních ploch, vazy, kloubní pouzdro a menisky. Vazy stabilizující kolenní kloub je možné z funkčního hlediska rozdělit na primární a sekundární vazivové stabilizátory. Pro každý možný druh pohybu v kloubu existuje jeden až dva primární vazivové stabilizátory a několik stabilizátorů sekundárních. Primární stabilizátor má rozhodující stabilizační účinek. Další funkcí primárního stabilizátoru je chránit stabilizátor sekundární před poškozením. Sekundární stabilizátor má mnohem menší stabilizační účinek, ale určitým podílem se účastní na celkové stabilitě kloubu. Stabilizační schopnost vaziva je dána pouze pevností vazů. Vazivový systém není schopný se přizpůsobit zvýšeným nárokům jako např. svalový systém. Mezi hlavní pasivní stabilizátory řadíme lig. cruciatum anterior et posterior a lig. collaterale lateral et mediale. (Williams, a další, 2001) (Živčák, 2004)

Systém aktivních stabilizátorů

Mezi aktivní stabilizátory řadíme svaly kolem kolenního kloubu. Mají dvě funkce – umožňují aktivní pohyb v kloubu a během pohybu i v klidu zajišťují stabilitu. Projevem stabilizačního účinku při pohybu dělíme na přímý a nepřímý. Přímým projevem je aktivita antagonistických svalů určitého pohybu. Nepřímým projevem je zvýšení velikosti tlakových sil

působících na kloubní plochy. Během pohybu v kloubu dochází i ke změně napětí jednotlivých vazů a tím k jejich lepšímu stabilizačnímu účinku. (Živčák, 2004)

1.3 Rozdíly mezi ženami a muži

Placzek (2006) tvrdí, že žádné větší rozdíly, co se týče anatomie a biomechaniky, mezi ženským a mužským kolenním kloubem nejsou. Dále uvádí, že ženy mají tendenci mít širší pánev, větší femorální antevertzi, častěji se u nich vyskytuje varózní kyčelní kloub, tím pádem i valgózní kolenní kloub. Dolní končetiny mají některé ženy postaveny tak, že kolenní kloub a kyčelní kloub jsou v jedné rovině, ale dochází k laterální tibiální torsi. Vlivem hormonů mají ženy pružnější kloubní pouzdro a přilehlé vazy, a zkřížené vazy mají menší průměr, než je tomu u mužů. (Placzek, a další, 2006)

Mayer a Smékal (2004) dělí odlišnosti kolenního kloubu u žen od mužského na anatomické a biomechanické, hormonální a neuromotorické.

1.3.1 Anatomie a biomechanika

Žena oproti muži má větší antevertzi krčku femuru, větší Q úhel. Co se Q síly týče, dochází k asymetrii, která je podmíněná hypoaktivitou m. vastus medialis. Na zvětšený Q úhel nasedá i větší predispozice valgosity kolenního kloubu. Tím pádem dochází ke zvýšenému namáhání lig. collaterale laterale. Anatomickou odlišností je i redukce interkondylárního prostoru a tím vzniká riziko traumatizace zkřížených vazů. Tibie má tendenci k zevní rotaci a noha se uchyluje do pronačního postavení. Kloubní pouzdro a přilehlá ligamnta jsou více rozvolněné vlivem pohlavních hormonů. Paradoxem je, že ženský kolenní kloub více spoléhá na ligamnta než na svaly. (Mayer, a další, 2004)

1.3.2 Vliv pohlavních hormonů na vazivo

Ženy jsou vystavené pravidelnému kolísání endogenních hormonů v průběhu jejich periody neboli menstruačního cyklu. Během cyklu se hladiny hormonů estrogenu a progesteronu výrazně mění. K mírnému kolísání dochází i u testosteronu, ale není tak výrazné jako u předešlých dvou. (Schultz, a další, 2007) Podle Heitze (1999) mají tyto výkyvy vliv na stav ligament a kloubních pouzder.

Receptory pohlavních hormonů estrogenů a progesteronu jsou uloženy v lig. cruciatum anterius, konkrétně v jeho fibroblastech. (Heitz, a další, 1999) Výše zmíněné hormony přímo ovlivňují skladbu a strukturu lig. cruciatum anterius. Pokud se hladina estrogenu zvyšuje, klesá proliferace fibroblastů a syntéza prokolagenu. U normálně fungujícího menstruačního cyklu ženy dochází k nárůstu laxicity kolenního kloubu během ovulace a střední luteální fáze cyklu.

V tomto časovém rozpětí je zvýšená možnost výskytu poranění kolenního kloubu u žen. (Schultz, a další, 2007)

Dle Heitze (1999) dochází k proměnám hladiny estrogenu a progesteronu v cyklu, mající 28 dní, následovně:

- 1. den cyklu = nejnižší hladina progesteronu a estrogenu
- 10. – 13. den cyklu = nejvyšší vrchol estrogenu
- 20. – 23. den cyklu = nejvyšší vrchol progesteronu

Pojem laxicita kolene kombinuje kloubní hypomobilitu a svalošlachovou poddajnost. Zvýšenou laxicitou vaziva se dá také vysvětlit to, proč ženy mají povětšinou valgózní postavení kolenních kloubů. Dále nesmíme zapomenout na důležitost porozumění, jakým způsobem mohou mít hormony, které zvyšují laxicitu, vliv na kloubní biomechaniku a konečnou neuromuskulární kontrolu. Tím může být také objasněna role, jakou laxicita kolene a ženské pohlavní hormony hrají v riziku poranění LCA. (Schultz, a další, 2007)

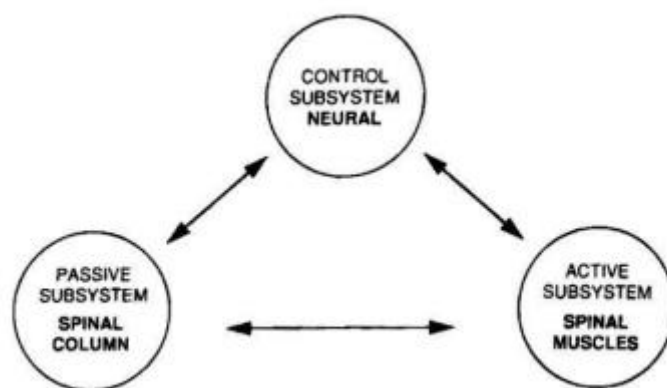
1.3.3 Neuromuskulární rozdíly

Neuromuskulární rozdíly nejlépe vyniknou při srovnání mužského kolenního kloubu s kolenním kloubem ženským při jeho funkci. „Rizikové“ mužské koleno funkčně podobá ženskému kolennímu kloubu. Mužské koleno se spoléhá na hamstringy a m. quadriceps femoris. U těchto svalů dochází k dobré preaktivaci a jejich reakční časy jsou velmi rychlé. Při zátěži udrží mužské koleno lépe relativně flektovanou pozici. Tato výhoda má podklad v dobrém stabilizačním vzorci hamstringy – mm. vasti. Typický mechanismus poranění je pro mužský kolenní kloub kontaktní. Ženský kolenní kloub se více spoléhá na ligamenta a při zátěži má tendenci k hyperextenzi. U preaktivace a reakčních časů je viditelné zhoršení oproti mužskému kolenu. Typickým mechanismem poranění bývá více kontaktní. (Mayer, a další, 2004)

2 STABILIZACE

Panjabi (1992) ve své studii popisuje stabilizační systém páteře. Uvádí, že stabilizační systém je složený ze tří subsystémů – pasivní muskuloskeletální, aktivní muskuloskeletální a neurální a feedback subsystém. Pasivní muskuloskeletální subsystém obsahuje ligamenta a kloubní pouzdra a také pasivní mechanické vlastnosti svalů. Aktivní muskuloskeletální subsystém se skládá ze svalů a jejich šlach. Neurální a feedback subsystém zahrnuje různé detektory síly a pohybu, které jsou lokalizované v ligamentech, šlachách, svalech a v centrální nervové soustavě. Tyto tři subsystémy jsou oddělené, ale jeden bez druhého nemůže fungovat. (Panjabi, 1992)

Obrázek 2 Stabilizační systém



zdroj: (Panjabi, 1992)

2.1 Pasivní stabilizace kolenního kloubu

Pasivní stabilizace je zajišťována vazivovým aparátem a kontaktem kloubních ploch, jejichž nerovnosti kompenzují menisky. (Živčák, 2004)

2.1.1 Vazy

Vazy stabilizující kolenní kloub lze rozdělit z funkčního hlediska na primární a sekundární. Pro každá možný pohyb, který lze v kolenním kloubu vykonat, existuje vždy jeden až dva primární vazivové stabilizátory doplněné o řadu stabilizátorů sekundárních. Zda je vaz primárním nebo sekundárním stabilizátorem vyplývá z polohy kloubu a druhu pohybu. Primární vazivový stabilizátor má hlavní roli při stabilizaci a také ochraňuje stabilizátory sekundární. Sekundární stabilizátory se účastní na stabilizaci méně. (Živčák, 2004)

2.1.2 Kontakt kloubních ploch

V kloubu bez zátěže jsou kloubní plochy inkongruentní, což se snaží vyrovnat přítomné menisky. Stabilizaci kolenního kloubu ploch zajišťuje samotný tvar nezátížených kloubních

ploch a schopnost elastické deformace kloubních ploch vlivem tlakových sil. Bez zatížení se tvar kloubních ploch nijak významně na stabilizaci nepodílí. Pokud je kloub v zatížení, projevuje se schopnost elastické deformace kloubních ploch. Dochází k deformaci menisků, kloubní chrupavky a subchondrální spongiózní kosti. Díky tomu se mění tvar kloubních ploch a zvyšuje se jejich kontakt, čímž se snižuje kloubní laxicita a rozsah pohybů. Z toho vyplývá i lepší kloubní stabilita. (Živčák, 2004)

2.2 Dynamická stabilizace kolenního kloubu

Anatomický tvar kolene poskytuje málo stability kvůli inkongruenci styčných ploch femuru a tibie. Ačkoliv tvar, orientaci a funkčnost zlepšují oba menisky, stabilita jimi vzniklá je vzhledem k nárokům na koleno stále nedostačující. (Williams, a další, 2001) Během sportovní aktivity je koleno vystavováno silám, které překračují fyziologické limity primárních statických stabilizátorů (lig. anterior cruciatum, menisky atd.), které mají za úkol udržet statickou stabilitu kloubu. Kvůli nedostatečné kongruenci kloubních ploch a nedostatečnému zajištění statickými stabilizátory je kolenní kloub závislý během plnění funkčních úkolů na dynamických stabilizátorech. Dynamické stabilizátory zajišťují dynamickou stabilitu, což může být definováno jako schopnost provést pohyb bez nechtěných deviací. (Wikstrom, a další, 2006)

Dynamická stabilizace je podmíněna neuromuskulární kontrolou. Na neuromuskulární kontrole se podílí perceptivní stimuly, které dávají informace o poloze a pohybu končetiny nebo kloubu v prostoru. Dalšími složkami jsou svalová činnost a pasivní stabilizátory jako ligamenta a kloubní pouzdra. (Knoop, a další, 2013)

2.2.1 Neuromuskulární systém

Neuromuskulární systém spojuje centrální nervový systém s periferním a je složen z motorických neuronů v míše, smyslových neuronů v zadních kořenových gangliích a svalových vláken. Neuromuskulární systém je nebytný pro pohyby těla, kontrolu držení těla a dýchání. (Kolektiv autorů, 2001)

Schopnost provést kontrolovaný pohyb díky koordinované svalové aktivitě se nazývá neuromuskulární kontrola. Velmi zjednodušeně můžeme neuromuskulární systém rozdělit na tři části, a to na smyslové orgány, svaly a nervové dráhy. Ke kontrole systém využívá „feed – forward“ a „feed – back“ kontroly. (Williams, a další, 2001) Jako „feed – back“ označujeme všechny údaje získané z proprioreceptorů uložených ve svalech, šlachách a kloubech. Tyto údaje průběžně informují o stavu jednotlivých částí těla a jsou důležité pro řízení průběhu

pohybu. Zároveň slouží k přednastavení dráždivosti, a to označujeme jako „feed – forward“.
(Véle, 2006)

Za základní komponentu hybnosti považujeme svalový tonus. Svalový tonus je popisován jako lehká, trvalá kontrakce všech kosterních svalů. Na svalový tonus superponují dvě komponenty svalové činnosti – postojová a pohybová složka.

- postojová složka – úkolem je udržet tělo v určité žádoucí pozici, popřípadě jen jeho část v prostoru.
- pohybová složka – jinak označována také jako cílená motorika, její podmínkou je postojová složka.

(Králíček, 2011)

2.2.2 Propriocepce

Propriocepce je součástí somatosenzorického systému. Můžeme ji rozdělit na statickou a dynamickou. Statickou propriopecí rozumíme tzv. statestézii, která zajišťuje vnímání vzájemné polohy částí lidského těla. Dynamická propriocepce, tzv. kinestezie, napomáhá vnímat pohyb částí těla. Propriocepce funguje pomocí propioceptivního míšního reflexu, který zajišťuje a řídí svalový tonus. Svalový tonus je nezbytným předpokladem pro realizaci každého pohybu, pro fixace částí těla a pro udržení vzpřímené polohy těla. Jako receptory fungují nervosvalová vřeténka a Golgiho šlachová tělíska. (Králíček, 2011)

Propriocepce je v přímé souvislosti s kondicí měkkých struktur kolenního kloubu. Pokud dojde k poranění měkkých struktur kolene, projeví se to jako porucha propriocepce a tím dojde k zhoršení kontroly dynamické stabilizace kloubu. (Mayer, a další, 2004)

Pokud dojde ke změnám v senzomotrickém systému, zhorší se kloubní stabilita. Důsledkem je nekoordinovaná souhra mezi statickými a dynamickými stabilizátory. Mozek přestane dostávat „feed – back“ a tím pádem nemůže tělo připravit pomocí „feed – forward“. Nastává „kloubní slepota“ díky změněnému propioceptivnímu vnímání. (Honová, 2013)

2.2.2.1 Proprioceptory

Jako proprioceptor označujeme receptor, který je uložený v kloubním pouzdru, ve šlaše svalu nebo v břišku svalu. Jeho funkcí je detekovat vzájemnou polohu jednotlivých částí těla a svalové napětí. (Kott, 2013) (Králíček, 2011)

Nervosvalové vřeténko

Základem nervosvalového vřeténka jsou intrafusální svalová vlákna, která jsou obklopená vlákny extrafusálními. Vřeténko je protáhlého tvaru a je uloženo souběžně s vlákny extrasufálními, tzn. s bříškem svalu. Skládá se ze dvou polárních částí, a z části myotubální a ekvatoriální. V polární části je zachovaná kontraktilita, končí zde slabá motorická δ vlákna, která řídí napětí svalového vřeténka a tím i jeho citlivost. Myotubální část nasedá na část polární, vychází z ní slabá senzitivní nervová vlákna II. V ekvatoriální části zaniká příčné pruhování a vychází z ní silná senzitivní vlákna Ia. Tato část vřeténka je nekontraktilní a je citlivá na protažení svalu. (Kott, 2013) Uložení vřeténka je na přechodu šlachy do svalu. Z vřeténka získává mozek informace pomocí dvou typů aferentních, senzitivních nervových vláken, které zde vznikají. Aferentní vlákna se obtácejí kolem vláken intrafusálních. K dráždění vřeténka dochází při protažení svalu. Díky paralelnímu průběhu svalových vláken a vláken vřeténka jsou natažena tyto vlákna stejnoměrně a zpětnovazebný proud vzruchů dráždí α -motoneurony a ty vytvoří svalovou kontrakci. K dráždění vřeténka dochází i hmotností končetiny a tahu antagonistů. Pomocí vřeténka dochází k neustálému srovnávání napětí intrafusálních a extrafusálních vláken. Tento systém nazýváme gama klíčkou. (Dylevský, 2009) Vřeténko se aktivuje na začátku pohybu, má nižší práh dráždivosti, facilituje agonisty a inhibuje antagonisty. (Kott, 2013)

Golgiho šlachové tělísko

Golgiho šlachové tělísko je uloženo ve šlachách svalů, vazech a kloubních pouzdrech a jsou obalena jemným vazivovým pouzdrem. (Dylevský, 2009) Golgiho šlachová tělíska na rozdíl od nervosvalových vřetének, která jsou uložena paralelně, jsou uložena sériově. K dráždění tělíska dochází na konci každého pohybu. (Kott, 2013) K aktivaci dojde při protažení svalu, tedy v situaci, kdy dochází k natažení šlachy, a i při svalové kontrakci, opět při natažení šlachy. (Dylevský, 2009) Funkcí tělíska je facilitace antagonisty, inhibice agonisty a tím zabraňuje přetížení svalů a poškození kloubu. (Kott, 2013)

2.2.3 Dynamické stabilizátory kolenního kloubu

Svaly, které svojí činností vyvolávají změnu postavení kloubu, musí současně zajišťovat i stabilizaci kloubu. Stabilizační účinek svalů se při určitém pohybu projevuje přímo nebo nepřímo. Přímo působí aktivní kontrakcí antagonistických svalů daného pohybu. Za nepřímý účinek se popisuje změna napětí jednotlivých vazů, která vede ke zvýšení jejich stabilizačního účinku. Při pohybech v kolenním kloubu je stabilizace zajištěna dvěma antagonistickými skupinami svalů, které pracují v určité rovnováze. (Živčák, 2004)

Antagonisty v kolenním kloubu jsou skupina flexorů a extenzorů. Mezi flexory kolenního kloubu řadíme m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Tyto svaly nedělají pouze flexi, ale umožňují zároveň i rotaci v kolenním kloubu (zevní rotace – m. semitendinosus, m. semimembranosus, vnitřní rotace – m. biceps femoris). Flexory jsou synergisty předního zkříženého vazy a přední části kloubního pouzdra kolene. Společně zabraňují ventrálnímu posunu tibie, tzn. že tibii tahají vzad. (Dylevský, 2009) (Živčák, 2004)

Extenzorová skupina je zastoupena svalem m. quadriceps femoris. Je složen ze 4 hlav – m. vastus medialis, m. vastus intermedialis, m. vastus lateralis a m. rectus femoris. M. vastus lateralis a medialis se svojí distální částí podílejí na stabilizaci polohy patelly a zabraňují tak její lateralizaci. Proximální část těchto svalů se podílí na extenzi kolenního kloubu. M. quadriceps femoris je jako celek synergistou zadního zkříženého vazy a zadní části kloubního pouzdra kolene. Při jejich kooperaci dochází k tahu tibie vpřed, tím zabraňují jejímu posunu vzad. (Dylevský, 2009) (Živčák, 2004)

Mezi dynamické stabilizátory kolenního kloubu patří také mm. gastrocnemii, svalová skupina skládající se z m. gastrocnemius lateralis a m. gastrocnemius medialis. Tato svalová skupina vykonává tah femuru oproti tibii dorzálně za současné komprese kloubu. (Mayer, a další, 2004)

2.2.4 Časování aktivace stabilizačních svalů

Dynamické stabilizátory kolenního kloubu se zapojují v následující posloupnosti – flexory kolenního kloubu (m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus) – mm. vasti – mm. gastrocnemii. Flexory kolene, jak je výše zmíněno, jsou agonisty předního zkříženého vazy. Toto platí pouze tehdy, když jsou dynamické stabilizátory kolene zapojeny v daném pořadí a jejich aktivace je optimálně načasovaná. Dobrá stabilizace je dále závislá na vyvážené aktivitě m. biceps femoris a semi svalů. Dřív a výrazněji by měly být aktivovány semisvaly. Pokud je tomu naopak, a je více aktivován m. biceps femoris, dochází k destabilizaci kolene kvůli vnitřně rotovanému femuru vůči tibii. Dalším důležitým prvkem je vyváženost mezi m. vastus medialis a lateralis. Pro optimální stabilizační funkci mm. gastrocnemii je klíčová vyváženost s mm. vasti. Při předčasné a nadměrné aktivaci mm. vasti oproti mm. gastrocnemii může dojít k traumatizaci předního zkříženého vazy. (Mayer, a další, 2004)

3 MOŽNOSTI TESTOVÁNÍ DYNAMICKÉ STABILIZACE

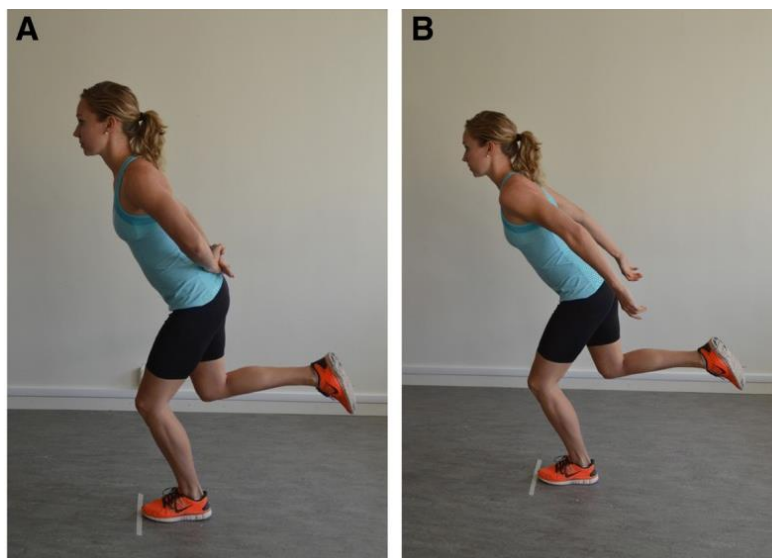
3.1 Sigle Leg Hop Testy

Single Leg Hop Testy jsou běžně užívány jako měřítko fyzického výkonu zejména u jedinců zotavujících se z poranění předního zkříženého vazů nebo jeho rekonstrukci. Testy hodnotí svalovou sílu a stabilitu kolenního kloubu testované dolní končetiny. Dalším využitím je zhodnocení pokroku v rehabilitačním programu po zranění nebo operaci kolene. Studie prokazují spolehlivost měření a vztah mezi měřením Single Leg Hop Testů a měřením svalové slabosti, kloubní hybnosti a proprioceptivních deficitů kolenního kloubu. (Fitzgerald, a další, 2001)

Single Leg Hop Test for Distance

Single Leg Hop Test for Distance se provádí s horními končetinami za zády nebo volnými horními končetinami. (viz obrázek 3) Testovaná dolní končetina je postavená za vyznačenou linií a druhá dolní končetina je ohnuta v koleni. Instrukce pro testovaného jsou, aby se snažil doskočit co nejdále a po doskoku se snažil udržet rovnováhu po dobu asi 2-3 sekund. Vzdálenost skoku se měří od prstů nohy v počáteční poloze k patě v konečné poloze pomocí krejčovského metru. (Ageberg, a další, 2018)

Obrázek 3 Provedení Single Leg Hop Test for Distance



A – s horními končetinami za zády

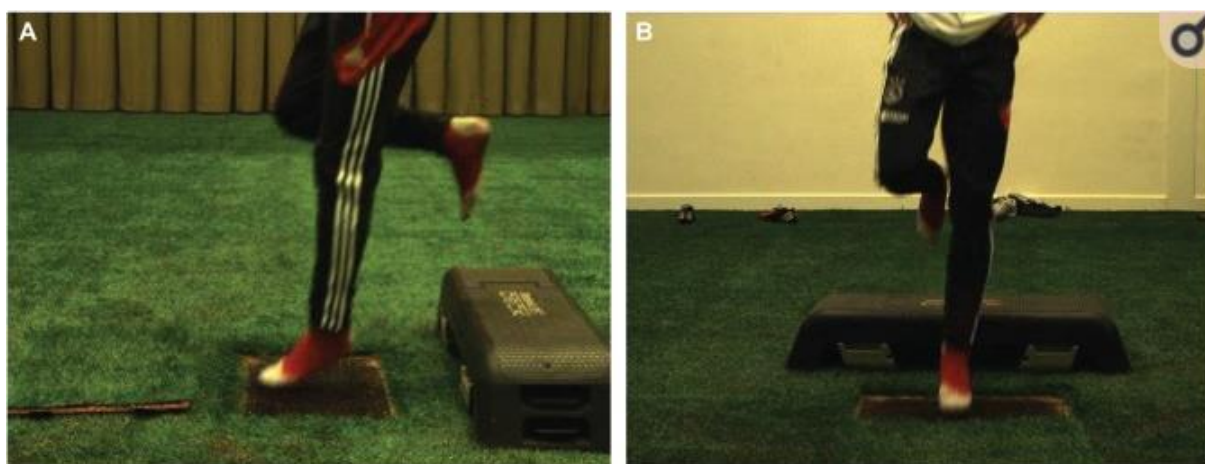
B – s horními končetinami volně

zdroj: (Ageberg, a další, 2018)

Single-Legged Drop-Jump Landing Test

Single-Legged Drop-Jump Landing Test se provádí skokem ze stepu používaného na aerobic, který je vysoký 20 cm. Testovaný se odrazí z obou dolních končetin ze stepu a dopadne na testovanou DK. Při dopadu se snaží co nejrychleji stabilizovat a udržet rovnováhu po dobu 15 sekund. Během celého testování má proband ruce v bok. Na testované dolní končetině se sleduje valgózní nebo varózní postavení kolenního kloubu těsně při dopadu. Další hodnotícím kritériem je, jakým mechanismem proband dosáhne stabilizované polohy v kolenním kloubu. (Fransz, a další, 2018)

Obrázek 4 Provedení Single-Legged Drop-Jump Landing Testu



A – pohled z boku

B – pohled zepředu

zdroj: (Fransz, a další, 2018)

3.2 Functional Movement Screen

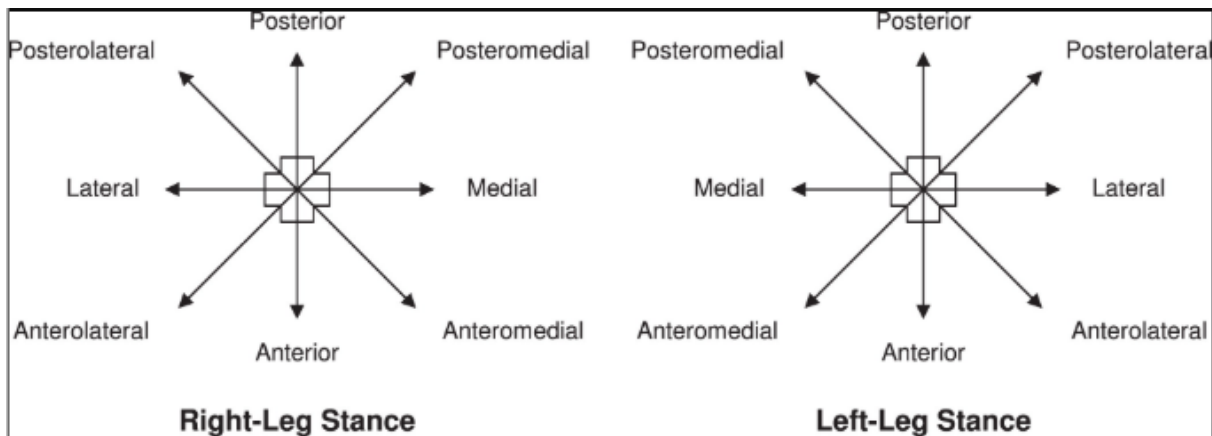
Functional Movement Screen má za úkol zachytit kvalitu pohybových vzorů a pohybovou kompetenci u nezraněných jedinců. Využívá se jednoduchý hodnotící systém. Tento screening není určen pro testování nebo hodnocení, ale spíše k prokázání omezení nebo asymetrie s ohledem na běžné základní vzorce pohybu člověka. Napomáhá k vyhodnocení poruch funkčních pohybů. Dokáže zhodnotit mobilitu, stabilitu, svalovou sílu nebo odhalí nedostatečnost neuromuskulární kontroly. Screening se skládá ze sedmi testů – hluboký dřep, krok přes překážku, výpad v jedné rovině, mobilita ramene, aktivní přímé zvednutí dolní končetiny, stabilita trupu při kliku, rotační stabilita. (Cook, a další, 2014)

3.3 Star Excursion Balance Test

Star Excursion Balance Test je dynamický test, který vyžaduje sílu, flexibilitu a dobrou propriocepci. Využívá se k posouzení fyzického výkonu, k identifikaci nestability kloubů a

dokáže predikovat zranění jak u sportovců, tak u běžné populace. Proband si stoupne testovanou končetinou do středu hvězdy a v každém směru se snaží dosáhnout co nejdál netestovanou dolní končetinou. Testuje se celkem šest směrů – anteriorní, mediální, posteriorní, laterální, anteromediální, posteromediální, posterolaterální a anterolaterální. Test se používá k hodnocení horních i dolních končetin. (Plisky, a další, 2009)

Obrázek 5 Směry při testování Star Excursion Balance Testu



zdroj: (Plisky, a další, 2009)

3.4 Y Balance Test

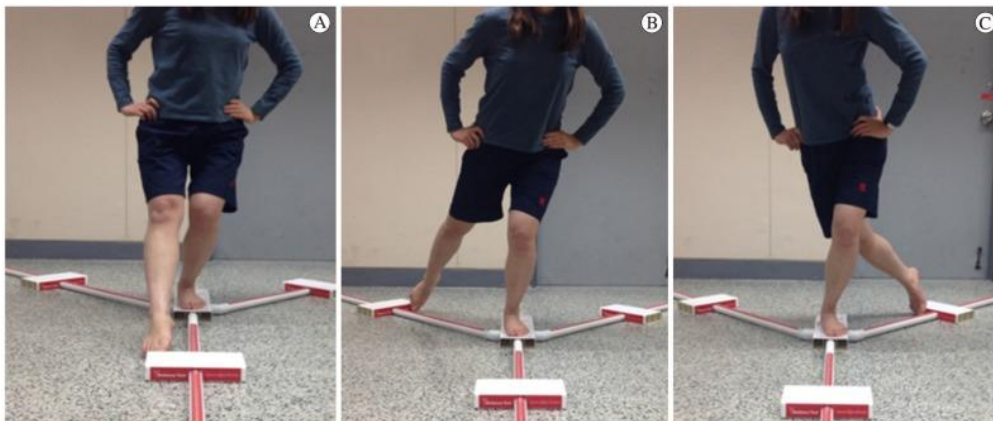
Y Balance Test je jednoduchý, ale spolehlivý test používaný k měření dynamické rovnováhy. Je součástí Functional Movement System. Byl vyvinut za účelem standardizace modifikovaného Star Excursion Balance Test. Y balance Test vyžaduje, aby testovaný balancoval na jedné dolní končetině a současně se snažil druhou dolní končetinou dosáhnout, pokud možno, co nejdále ve třech různých směrech – anteriorní, posterolaterálním a posteromediálním. Tento test měří sílu, stabilitu a rovnováhu v těchto směrech. Kompozitní skóre YBT se vypočítá součtem tří směrů dosahu a normalizací výsledků na délku dolní končetiny. Nejen že se YBT prokázal jako spolehlivý test, ale také je to citlivý ukazatel rizika zranění. (Chimera, a další, 2015) (Lee, a další, 2015)

Rovnováha, jinak nazývaná také jako posturální kontrola, může být definována ze statického hlediska jako schopnost udržovat vzpřímenou polohu těla s minimálním pohybem. Z dynamického hlediska je definována jako schopnost provádět izolovaný pohyb při zachování stabilní polohy. Ve sportu, ale i v každodenním životě, je schopnost udržet stabilní pozici nezbytná nejen pro úspěšné vykonání daného pohybu, ale také pro snížení pravděpodobnosti zranění. (Plisky, a další, 2006)

3.4.1 Testovací zařízení

Y Balance Test se skládá z platformy, ke které jsou připojeny tři kusy trubek PVC v anteriorním, posteromediálním a posterolaterálním směru. Přední trubka svírá s každou ze zadních trubek úhel 135°. Mezi zadními trubkami je úhel o velikosti 45°. Na každé trubce je měřítko, kdy nejmenší díl měří 0,5 centimetru. Testovaný tlačí dolní končetinou blok, který je připevněný na trubce v každém směru. Díky tomuto bloku můžeme standardizovat, jak vysoko od země je končetina testovaného. Po dokončení pohybu zůstává blok na naměřené hodnotě. (Plisky, a další, 2009)

Obrázek 6 Y Balance Test



A – směr anteriorní

B – směr posterolaterální

C – směr posteromediální

zdroj: (Lee, a další, 2015)

3.4.2 Průběh testování

Testované osoby je na začátku nutné seznámit s testem a s podmínkami k jeho plnění. Celé testování probíhá na boso, kdy jednou dolní končetinou stojí testovaný na centrálním bloku testu a druhou zkouší v každém směru dosáhnout co nejdále. Noha testovaného nesmí přesáhnout červenou čáru, která je znázorněna na centrálním bloku. Subjekty mají možnost si test vyzkoušet do každého směru šestkrát. Po vyzkoušení dochází k samotnému testování. Do každého směru má testovaný tři pokusy „naostro“. Pořadí směrů je určeno takto – anteriorní, posteromediální, posterolaterální. V každém směru se střídají dolní končetiny a to tak, že nejdříve se testuje levá dolní končetina do např. anteriorního směru, ve kterém má testovaný tři pokusy. Po dokončení se testuje na třikrát pravá dolní končetina do totožného směru jako levá. Pokud zvládne 3 pokus každou nohou v daném směru, může se posunout do dalšího směru. Každý úspěšný pokus je zapsán do protokolu a zaokrouhlen na 0,5 cm. Dalším krokem testování je změření délky končetin subjektu. Měří se od spina illiaca anterior superior ke

stejnostrannému vnitřnímu kotníku. Měření dolních končetin je realizováno v poloze vleže na zádech pomocí krejčovského metru. (Plisky, a další, 2009) (Alnahdi, a další, 2015)

3.4.3 Neplatné pokusy

Za neplatný pokus se považuje, pokud se testovaný dotkne netestovanou dolní končetinou země, během toho, co se snaží dosáhnout v daném směru co nejdále. To neplatí v případě, že se dostane zpět do výchozí pozice. Tam si může netestovanou dolní končetinu na chvíli opřít o podložku. Další podmínkou je, že se nesmí opřít o blok, který se snaží posunout, aby získal stabilitu. Během jednoho pokusu musí neustále udržovat kontakt s blokem, a to až do vyčerpání možnosti pohybu. Dalším aspektem je, že se testovaný nedostane zpět do výchozí pozice. (Lee, a další, 2015)

3.4.4 Vyhodnocení Y Balance Testu

Po dokončení testu a zaznamenání všech pokusů se vypočítává hodnocenému YBT skóre. Může se využít absolutní vzdálenost dosahu, relativní (normalizovaná) vzdálenost dosahu nebo kompozitní neboli složenou vzdálenost dosahu. Absolutní vzdálenost dosahu se vypočítá součtem tří pokusů v daném směru a vydělí se třemi. Výsledek se uvádí v cm. Relativní (normalizovaná) vzdálenost dosahu se počítá vydělením absolutní vzdálenosti dosahu délkou dolní končetiny a celé se to vynásobí stem. Výsledek se uvádí v procentech. Možností je pracovat i se všemi uvedenými výpočty. (Shaffer, a další, 2013) YBT composite score se vypočítá součtem pokusů ve všech třech směrech. Výsledky se normalizují na délku dolní končetiny. Výpočet se provádí součtem třech pokusů, vydělí se trojnásobkem délky končetiny a výsledné číslo se vynásobí stem. Výsledek je v procentech. (Chimera, a další, 2015)

$$YBT \text{ Composite Score} = \frac{\text{anterorní} + \text{posteromediální} + \text{posterolaterální dosah}}{3 \times \text{délka dolní končetiny}} \times 100$$

PRAKTICKÁ ČÁST

4 CÍLE PRÁCE

Cílem této práce je zhodnotit dynamickou stabilizaci kolenního kloubu u žen pomocí Y Balance Testu a IM senzorů.

Pro dosažení cíle je potřeba následující:

- Nastudovat teoretické znalosti kineziologie a dynamické stabilizace kolenního kloubu.
- Vybrat probandy pro sledování.
- Najít a použít vhodné testy, používané pro hodnocení dynamické stabilizace kolenního kloubu.
- U testů, které budou využity, naměřit a zaznamenat výsledky.
- Vyhodnotit údaje získané měřením a učinit závěry.

5 HYPOTÉZY

5.1 Hypotéza 1

Domníváme se, že průměrné kompozitní skóre Y Balance Testu bude 90 %.

5.2 Hypotéza 2

Domníváme se, že u dominantní dolní končetiny bude vyšší kompozitní skóre Y Balance Testu než u končetiny nedominantní.

5.3 Hypotéza 3

Domníváme se, že testované, které se pravidelně věnují sportu, budou mít vyšší průměrné kompozitní skóre Y Balance Testu než ty, které se sportu nevěnují.

5.4 Hypotéza 4

Domníváme se, že testované, které užívají hormonální antikoncepci, budou mít nižší průměrné kompozitní skóre Y Balance testu než testované, které hormonální antikoncepci neužívají.

5.5 Hypotéza 5

Domníváme se, že u všech testovaných bude při flektování kolenního kloubu vnitřní rotace tibie. Při extendování bude u všech zevní rotace tibie.

5.6 Hypotéza 6

Domníváme se, že lepší výsledky Y Balance Testu jsou přímo úměrné s mírou rotace tibie.

6 METODIKA PRÁCE

6.1 Charakteristika sledovaného souboru

K vypracování bakalářské práce bylo osloveno celkem 20 žen. Věkové rozmezí sledovaného souboru bylo 20-25 let. Průměrný věk byl 21,65 let. Měření na bakalářskou práci se účastnily studentky 2. a 3. ročníku oboru Fyzioterapie a Ergoterapie na Západočeské univerzitě v Plzni. Celkem 12 žen z 20 se minimálně 2x v týdnu věnuje pohybové aktivitě, která trvá v průměru 60 minut. Dominantní končetina u 17 zúčastněných byla pravá, u zbylých 3 levá. Celkem u 2 žen bylo anamnesticky zjištěno poranění kolenního kloubu, kdy u jedné se jednalo o distorzi. Druhá žena uvedla též distorzi kolene, která byla později řešena operačně a byla provedena sutura menisků v levém kolenním kloubu.

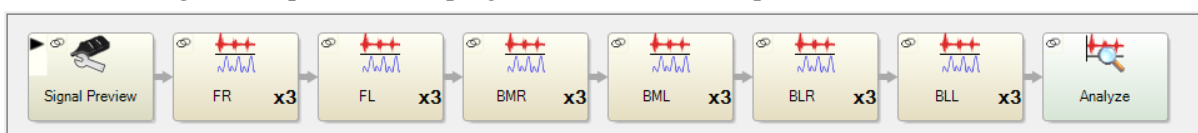
6.2 Příprava měření

Měření probíhalo v Centru zdraví Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity. (povolení o využívání prostoru – viz příloha 1)

Y Balance Test jsme umístili na zem, která byla pokryta zátěžovým kobercem. V každém směru testu jsme přiložili vodováhu abychom ověřili rovnost povrchu. Zkusili jsme, zda bloky položené na osách měření mohou volně klouzat a je dostatek prostoru i pro největší rozsah, který je na testu možný naměřit.

V programu EMGworks Acquisition jsme vytvořili algoritmus pro měření a zaznamenávání dat ze Tringo IM senzorů. Měření se skládalo ze tří částí. V první části jsme kontrolovali správné přiložení senzorů a tím i přenášení signálu z nich. Během druhé části proběhlo měření při jednotlivých pohybech při vykonávání Y Balance Testu. (viz kapitola 3.4.2 Průběh testování) Ve třetí části byla data odeslána do programu pro analýzu – Delsys Analysis, kde byla dále zpracovávána.

Obrázek 7 Algoritmus pro měření v programu EMGworks Acquisition



zdroj: vlastní

S každou testovanou byl vyplněn krátký dotazník a podepsán informovaný souhlas. (viz příloha 2 a 3) Poté jsme vysvětlili, jak bude testování probíhat. (viz kapitola 3.4.2 Průběh testování)

6.3 Průběh měření

Nejprve jsme změřili délku obou dolních končetin. Testovaná si lehla na zem. Délka byla měřena od spina iliaca anterior superior po malleolus medialis pomocí krejčovského metru. Dominantní končetinu jsme otestovali tak, že se testovaná postavila zády k nám, dali jsme jí pokyn, aby zavřela oči, zkřížila ruce na hrudníku a bez varování jsme do ní zezadu strčili. Tu nohu, kterou využila jako dopadovou, jsme označili jako nedominantní. Dále jsme se doptávali, kterou nohu používala jako odrazovou při skoku do dálky nebo do výšky. Naměřené hodnoty a dominantní končetinu jsme zaznamenali do protokolu. (viz příloha 2)

Poté jsme testované ukázali výchozí pozici, z které vycházel pohyb do každého směru při měření na Y Balance Testu. Výchozí pozice vypadala následovně – testovaná dolní končetina na centrálním bloku a prsty nesměly přesáhnout červenou čáru na něm, na testované DK byla většina váhy, druhá DK byla buď na centrálním bloku za testovanou nebo vedle centrálního bloku, kde se jen lehce dotýkala země. Posledním požadavkem na testované bylo, aby měly po celou dobu měření horní končetiny v bok. Dále jsme předvedli pohyby do všech testovaných směrů a vysvětlili, že na každý pokus má testovaná celkem pět sekund. Za dobu pěti sekund bylo požadováno z výchozí pozice dojít do krajní polohy a vrátit se zpět. Seznámili jsme testovanou s kritérii pro neplatný pokus. (viz kapitola 3.4.3 Neplatné pokusy) Během následujících tří minut měla testovaná možnost si pohyby a výchozí pozici vyzkoušet. Při jednom z pokusů jsme jí stopovali pět sekund, aby si dokázala rozvrhnout rychlost pohybu a splnila tento limit.

Následovala pauza po dobu jedné minuty. Testovaná seděla na židli. My jsme jí na obě DK připevnili senzory pomocí pevné bílé tejpovací pásky. Uložení senzorů jsme situovali pomocí vypalování tuberositas tibiae a odměření dvou cm od vypalovaného místa. Před tím, než se testovaná zvedla jsme zapnuli senzory.

Dalším krokem bylo měření na Y Balance Testu s přiloženými Tringo IM senzory. Při přesunu testované ze židle k YBT jsme otestovali kvalitu přenášeného signálu ze senzorů. měření probíhalo podle popisu viz kapitola 3.4.2 Průběh testování. Během každého pokusu při měření vždy testovaná dostala pokyn „start“ pro zahájení pokusu. Po uplynutí pěti sekund jsme dali pokyn „stop“. Během těchto pěti sekund bylo měřeno Tringo IM senzory. Po každém pokusu jsme zapsali hodnotu naměřenou pomocí YBT do protokolu (viz příloha 2) po dokončení měření jsme data z Tringo IM senzorů uložili do programu Delsys Analysis.

6.4 Zpracování a vyhodnocení dat

Hodnoty naměřené na Y Balance Testu jsme zpracovali do tabulek v programu Excel. Vytvářeli jsme tabulky zvlášť pro pravou i levou dolní končetinu. K vyhodnocení každého pokusu jsme použili vzorec YBT composite score. Kompozitní skóre se počítá tak, že se sečte vzdálenost z anteriorního, posteromediálního a posterolaterálního směru, celé se to dělí trojnásobkem délky příslušné dolní končetiny. Výsledek se vynásobí stem a tím nám vyjdou procenta. Takto jsme vyhodnotili všechny tři pokusy na obou dolních končetinách. (viz příloha 4 a 5) Dále jsme počítali průměrné YBT skóre pro levou a dolní končetinu. K výsledkům jsme došli tak, že jsme sečetli všechny tři pokusy dané končetiny a vydělili třemi. (viz příloha 6 a 7) Posledním výpočtem jsme stanovili průměrné YBT kompozitní skóre. Sečetli jsme průměr z levé a pravé dolní končetiny a vydělili jsme to dvěma. (viz příloha 8)

K hodnocení dat z IM senzorů jsme vybrali celkem šest testovaných. Šlo o tři nejlepší a tři nejhorší vzhledem k průměrnému kompozitnímu skóre. Nejprve jsme se zabývali závislostí extenze a flexe s vnitřní rotací a zevní rotací. Dále jsme porovnávali míru rotace v závislosti na výsledku Y Balance Testu u nejlepší a nejhorší testované, druhé nejlepší a druhé nejhorší a třetí nejlepší a třetí nejhorší testované. Z naměřených hodnot jsme použili hodnoty z osy Y, která hodnotí rotaci tibie.

7 VÝSLEDKY

7.1 Hypotéza 1

Domníváme se, že průměrné kompozitní skóre Y Balance Testu bude 90 %.

Tabulka 1 Průměrné kompozitní YBT skóre

průměrné kompozitní YBT skóre			
číslo	průměr LDK	průměr PDK	celkový průměr
1	96,09	96,22	96,16
2	100,00	97,28	98,64
3	84,09	87,37	85,73
4	97,53	101,10	99,32
5	104,28	102,01	103,15
6	89,52	89,01	89,27
7	95,28	95,22	95,25
8	90,82	91,18	91,00
9	101,41	101,02	101,22
10	94,83	96,00	95,42
11	91,08	99,61	95,35
12	83,65	79,40	81,53
13	102,43	97,70	100,07
14	94,79	94,68	94,74
15	96,34	95,69	96,02
16	96,56	98,02	97,29
17	98,88	97,63	98,26
18	92,87	91,18	92,03
19	88,28	90,82	89,55
20	83,58	86,79	85,19
		průměr	94,26

Legenda:

průměr LDK = součet kompozitního skóre ze všech třech měření na levé dolní končetině průměr

PDK = součet kompozitního skóre ze všech třech pokusů na pravé dolní končetině celkový

průměr = součet průměru LDK a PDK vydělený dvěma

všechna čísla jsou uvedena v procentech

zdroj: vlastní

Odpověď: Hypotézu lze vyvrátit.

Průměr kompozitního skóre všech testovaných vyšel 94,26 %. Celkem 5 testovaných kleslo pod hranici 90 %.

7.2 Hypotéza 2

Domníváme se, že u dominantní dolní končetiny bude vyšší kompozitní skóre Y Balance Testu než u končetiny nedominantní.

Tabulka 2 Průměr kompozitního skóre YBT vzhledem k dominanci končetiny

číslo	průměr LDK	průměr PDK	dominance	ano/ne
1	96,09	96,22	pravá	ano
2	100,00	97,28	pravá	ne
3	84,09	87,37	pravá	ano
4	97,53	101,10	pravá	ano
5	104,28	102,01	pravá	ne
6	89,52	89,01	pravá	ne
7	95,28	95,22	pravá	ne
8	90,82	91,18	pravá	ano
9	101,41	101,02	levá	ano
10	94,83	96,00	pravá	ano
11	91,08	99,61	pravá	ano
12	83,65	79,40	pravá	ne
13	102,43	97,70	pravá	ne
14	94,79	94,68	pravá	ne
15	96,34	95,69	levá	ano
16	96,56	98,02	pravá	ano
17	98,88	97,63	pravá	ne
18	92,87	91,18	pravá	ne
19	88,28	90,82	pravá	ano
20	83,58	86,79	levá	ne

Legenda:

průměr LDK = součet kompozitního skóre ze všech třech měření na levé dolní končetině

průměr PDK = součet kompozitního skóre ze všech třech pokusů na pravé dolní končetině

všechna čísla jsou uvedena v procentech

ano = dominantní končetina má vyšší průměr kompozitního skóre YBT

ne = dominantní končetina nemá vyšší průměr kompozitního skóre YBT

zdroj: vlastní

Odpověď: Hypotézu lze vyvrátit.

U poloviny testovaných byla v průměru lepší dominantní končetina a u poloviny byla lepší končetina nedominantní.

7.3 Hypotéza 3

Domnívám se, že testované, které se pravidelně věnují sportu, budou mít vyšší průměrné kompozitní skóre než ty, které se sportu nevěnují.

Tabulka 3 Průměrné YBT skóre vzhledem ke sportu

celkový průměr	sport
96,16	ne
98,64	ne
85,73	ano
99,32	ano
103,15	ano
89,27	ano
95,25	ano
91,00	ano
101,22	ano
95,42	ano
95,35	ano
81,53	ne
100,07	ne
94,74	ne
96,02	ne
97,29	ano
98,26	ano
92,03	ne
89,55	ano
85,19	ne

sport	průměr
ano	95,06
ne	93,04

Legenda:

celkový průměr = součet průměru kompozitního skóre levé a pravé dolní končetiny vydělený dvěma

všechna čísla jsou uvedena v procentech

ano = testovaná se věnuje sportu

ne = testovaná se nevěnuje sportu

zdroj: vlastní

Odpověď: Hypotézu nelze vyvrátit.

Celkem 12 z 20 testovaných se pravidelně věnuje sportovní aktivitě. Průměr YBT skóre u této skupiny je 95,06 %. U 8 nesportujících je průměr YBT 93,04 %. Skupina sportujících má tedy o 2,02 % lepší výsledky než skupina nesportujících. Celkem 3 z 12 testovaných, které se věnují sportu, se dostali pod hranici 90 % kompozitního skóre Y Balance Testu.

7.4 Hypotéza 4

Domnívám se, že testované, které užívají hormonální antikoncepci, budou mít nižší průměrné kompozitní skóre než testované, které hormonální antikoncepci neužívají.

Tabulka 4 Průměrné YBT skóre vzhledem k antikoncepci

celkový průměr	antikoncepce
96,16	ano
98,64	ne
85,73	ne
99,32	ano
103,15	ano
89,27	ano
95,25	ne
91,00	ano
101,22	ne
95,42	ano
95,35	ne
81,53	ne
100,07	ano
94,74	ano
96,02	ne
97,29	ne
98,26	ne
92,03	ne
89,55	ne
85,19	ne

antikoncepce	průměr
ano	85,46
ne	85,85

Legenda:

celkový průměr = součet průměru kompozitního skóre levé a pravé dolní končetiny vydělený dvěma

všechna čísla jsou uvedena v procentech

ano = testovaná užívá hormonální antikoncepci

ne = testovaná neužívá hormonální antikoncepci

zdroj: vlastní

Odpověď: Hypotézu lze vyvrátit.

Celkem 8 z 20 testovaných užívá hormonální antikoncepci. Průměr těchto testovaných je 85,46 %. U 12 testovaných, které ji neužívají je průměr 85,85 %. Rozdíl je pouhých 0,39 %.

7.5 Hypotéza 5

Domníváme se, že u všech testovaných bude při flektování kolenního kloubu vnitřní rotace tibie. Při extendování bude u všech zevní rotace tibie.

Tabulka 5 Závislost rotace tibie na flektování a extendování kolenního kloubu

	FR	FL	BMR	BML	BLR	BLL
nejlepší	ano	ne	ne	ano	ano	ne
2. nejlepší	ne	ne	ano	ano	ne	ne
3. nejlepší	ano	ano	ano	ano	ne	ne
nejhorší	ne	ano	ne	ano	ano	ne
2. nejhorší	ne	ne	ano	ano	ne	ne
3. nejhorší	ne	ne	ne	ne	ne	ne

	celkem
ano	14
ne	22

Legenda:

FR = front right – pravá dolní končetina dopředu na Y Balance Testu

FL = front left – levá dolní končetina dopředu na Y Balance Testu

BMR = back medial right – pravá dolní končetina dozadu a mediálně na Y Balance Testu

BML = back medial left – levá dolní končetina dozadu a mediálně na Y Balance Testu

BLR = back lateral right – pravá dolní končetina dozadu a laterálně na Y Balance Testu

BLL = back lateral left – levá dolní končetina dozadu a laterálně na Y Balance Testu

nejlepší, 2. nejlepší, 3. nejlepší, nejhorší, 2. nejhorší, 3. nejhorší = stanoveno dle výsledků Y Balance Testu

ano = při flexi/extenzi dochází k vnitřní/zevní rotace

ne = při flexi/extenzi nedochází k vnitřní/zevní rotace

zdroj: vlastní

Odpověď: Hypotézu lze vyvrátit.

U 14 pokusů bylo zřetelně vidět, že při flektování kolenního kloubu dochází i k vnitřní rotaci a během extendování k vnější. U ostatních pokusů byly rotace naopak nebo se nedalo přesně určit, zda jde tibie do vnitřní nebo vnější rotace.

7.6 Hypotéza 6

Domníváme se, že lepší výsledky Y Balance Testu jsou přímo úměrné s mírou rotace tibie,

Tabulka 6 Míra rotace vzhledem k výsledkům YBT

	FR	FL	BMR	BML	BLR	BLL
nejlepší X nejhorší	ano	ano	ne	ano	ne	ano
2. nejlepší X 2. nejhorší	ano	ano	ano	ne	ano	ano
3. nejlepší X 3. nejhorší	ano	ano	ano	ano	ne	ano

Legenda:

FR = front right – pravá dolní končetina dopředu na Y Balance Testu

FL = front left – levá dolní končetina dopředu na Y Balance Testu

BMR = back medial right – pravá dolní končetina dozadu a mediálně na Y Balance Testu

BML = back medial left – levá dolní končetina dozadu a mediálně na Y Balance Testu

BLR = back lateral right pravá dolní končetina dozadu a laterálně na Y Balance Testu

BLL = back lateral left – levá dolní končetina dozadu a laterálně na Y Balance Testu

nejlepší, 2. nejlepší, 3. nejlepší, nejhorší, 2. nejhorší, 3. nejhorší = stanoveno dle výsledků Y Balance Testu

X = porovnání

ano = testovaná, která má vyšší skóre Y Balance Testu má větší míru rotace

ne = testovaná, která má vyšší skóre Y Balance Testu nemá větší míru rotace

zdroj: vlastní

Odpověď: Hypotézu nelze vyvrátit.

Z celkem 18 měření se u 14 potvrdilo, že míra rotace je přímo úměrná s výsledky Y Balance Testu. Testované s lepšími výsledky Y Balance Testu jsou schopné rychleji zastabilizovat kolenní kloub.

8 DISKUZE

Při vyhledávání odborné literatury pro naši práci jsme zjistili, že v České republice se příliš mnoho autorů problematikou ženského kolenního kloubu nezabývá. Kromě článků v časopisu *Rehabilitace a fyzikální lékařství* od Mayera a Smékala a pár bakalářských a diplomových prací jsme žádnou podobně zaměřenou literaturu v českém jazyce nenašli. O Y Balance Testu jsme nenašli jedinou zmínku v češtině kromě bakalářských a diplomových prací. Proto pro naši práci byly stěžejní zahraniční zdroje. Čerpali jsme převážně z elektronických databází, ke kterým má přístup Západočeská univerzita v Plzni anebo mají volný přístup. Vyhledávali jsme hlavně v databázích PubMed, ScienceDirect a ResearchGate. Pro naši diskuzi jsme čerpali informace z následujících článků a studií z *Journal of Applied Physiology*, *Journal of Athletic Training*, *Medicine in Science in, Sports and Exercise*, *The American Journal of Sport Medicine*, *Journal of Strength and Condition Research*, *Clinics in Orthopedic Surgery*.

Bulter s kolegy ve své studii uvádějí jako mezní hodnotu výsledku Star Excursion Balance Testu 86,9 %. Testovaní, kteří klesli pod 89,6 % byli 3,5krát častěji zraněni. Došli k tomu, že špatný výkon na Star Excursion Balance Testu může souviset se zvýšeným rizikem zranění dolní končetiny. (Butler, a další, 2013) V teoretické části jsme načerpali poznatky, že Y Balance Test je zjednodušená forma Star Excursion Balance Testu, tudíž jsme se rozhodli tuto mezní hodnotu aplikovat na naše měření. (Chimera, a další, 2015) Pro naše měření jsme zvolili hranici 90 % s tím, že průměrné kompozitní skóre Y Balance Testu bude právě zmiňovaných 90 %. Toto jsme soudili dle teoretických poznatků, že ženský kolenní kloub více spoléhá na pasivní struktura jako jsou ligamenta. Předpokládali jsme, že tím pádem kolenní kloub u žen bude mít horší dynamickou stabilizaci kvůli menší funkci dynamických stabilizátorů, než je tomu u kolenního kloubu u mužů. (Mayer, a další, 2004) Průměrné kompozitní skóre Y Balance Testu vyšlo 94,26 %, tedy o 4,26 % lépe, než jsme předpokládali. Kdybychom se však podívali na každou testovanou jako na samostatný subjekt, tak ne všechny hranici 90 % svým průměrem překonali. Některé testované se během měření nedostali přes danou hranici ani jednou. Nejhůře na tom byly účastnice s číslem 3, 12 a 20. (viz příloha 5 a 6) účastnice s číslem 3 a 12 se nedostali přes hranici 90 % ani při jednom pokusu na obou dolních končetinách. Testovaná s číslem 20 se ani jednou přes hranici nedostala na levé dolní končetina, která její dominantní.

Určit dominantní dolní končetinu není tak snadné jako u končetin horních. U horních končetin ta, která je dominantní, dělá většinu aktivit. U dolních rozlišujeme nohu odrazovou a švihovou, přičemž švihová se považuje za dominantní. Odrazová noha se používá pro silové výkony, jako je odraz při skoku do výšky. Švihová je ta, která je přesnější a šikovnější na švih.

(Drnková-Pavlíková, a další, 1991) Pro testování dominantní končetiny jsou nejvíce využívány testy kopnutí do míče, nasedání na kolo (tu nohu, kterou vyšvihne přes sedlo je dominantní), klouzání se na ledě (noha, která je vpředu je dominantní). (Sovák, 1962) U některých testovaných jsme nedokázali s přesností určit, která končetina je jejich dominantní. Při testu postrčení zezadu se zavřenými očima vyšla jedna končetina, ale při doptávání se testovaná označila jako odrazovou končetinu druhou. Tento problém se vyskytl u 4 testovaných. Jako dominantní končetinu jsme proto označili tu, která vyšla při postrčení zezadu. Soudili jsme dle toho, že okamžitá reakce na nečekaný podnět je více vypovídající než pocit testované. Při opakování tohoto měření by bylo dobré důkladněji otestovat lateralitu dolních končetin. Je možné, že po přesnějším otestování by výsledky u hypotézy 2 vyšly jinak.

U třetí hypotézy jsme se zabývali vztahem dynamické stabilizace se sportem. Podobnou problematikou se zabývá i Baghbani et al. V jejich studii se zaměřili na porovnání dynamické stabilizace u sportujících a nespportujících mladých žen po zátěži. Jejich hypotézy byly, že výsledky sportujících žen nebudou nijak ovlivněny zátěží a sportující ženy budou mít celkově lepší dynamickou stabilizaci než ženy, které se sportu nevěnují. K měření využili Star Excursion Balance Test, který měřili před a po zátěži. Výsledky potvrdily jejich hypotézy. Ženy, které se věnují sportu nijak neovlivnila zátěž a zároveň měli před i po zátěži lepší výsledky než nespportující ženy. (Baghbani, a další, 2016) To, že nespportující ženy mají horší výsledky než sportující, vyšlo i v naší práci. Ovšem neměli jsme tak markantní rozdíly. Za zvážení by stálo do testování zapojit nějaký úkon a testovat před a po provedení. Jako vhodná by se jevila senzomotorická stimulace. Cílem senzomotorické stimulace je zajistit, aby díky podráždění receptorů v plosce chodidla nastala automatická, reflexní aktivace daných svalů bez kortikální kontroly. Dalším cílem je zapojení svalů v potřebném stupni a pořadí tak, aby byl pohyb co možná nejekonomičtější a nedocházelo k poškozování nebo přetěžování kloubů. (Pavlů, 2002) Dalším vhodným úkonem by byla zátěž jako ve studii Baghbaniho a jeho kolegů. Byla by zapotřebí sestava cviků. Otázkou je, zda bychom využili cviky, které by zatížily celé tělo anebo vybrat jen cviky, které by zatížily jen část. V našem případě bychom se zaměřili na kolenní kloub. Vhodnými cviky pro tuto variantu se jeví prostý dřep nebo dřep s výskokem. Podnětem pro další pozastavení u této hypotézy by mohla být již zmiňovaná hranice 90 % kompozitního skóre. Bylo by vhodné tuto hranici řešit u skupiny žen, které se pravidelně věnují sportu. Nejlepší by bylo hodnotit například fotbalový tým, kde všechny ženy absolvují stejný počet tréninkových jednotek a zápasů. Otestovali bychom ženy na začátku zimního přípravného období, které začíná na začátku ledna. Vyhodnotili bychom Y Balance Test a u těch, které by

měly výsledky pod 90 %, bychom označili. Nechali bychom je odtrénovat celé přípravné období, které většinou trvá 2,5 měsíce a sledovali, zda si některá z testovaných, která měla pod 90 %, nezraní jednu z dolních končetin. Další možností by bylo u týmu jednou až dvakrát do týdne zařadit do tréninků v přípravném období trénink senzomotorické stimulace a stabilizace kolenního kloubu. Po odtrénování přípravného období bychom opět změřili Y Balance Test a porovnali bychom výsledky, zda došlo k celkovému zlepšení. Dále bychom se zaměřili na ty hráčky, které měli pod 90 % kompozitního skóre Y Balance Testu, a zhodnotili bychom jak se hráčky zlepšily.

Ve čtvrté hypotéze jsme porovnávali výsledky kompozitního skóre Y Balance Testu mezi testovanými, které neužívají a které užívají hormonální antikoncepci. Tato hypotéza vyplynula a při počítání odborné literatury, proto jsme se testovaných museli doptávat. Dle Hansena et al. (2009) má dlouhodobé užívání antikoncepce negativní vliv na syntézu kolagenu. Kolagen se přirozeně vyskytuje jak ve svalech, tak v ligamentech. Při jeho porušené syntéze tedy dochází k rozvolňování kloubních pouzder. (Hansen, a další, 2009) V našem měření vyšlo, že mezi testovanými, které antikoncepci využívají a které ji neberou, není až tak velký rozdíl. Jako nedostatky vnímáme neúplnost informací, a to zejména jak dlouho testované antikoncepci užívají. Dalším faktorem je, jestli ženy, které uvedly, že antikoncepci neberou, tak ji nebraly nikdy nebo ji vysadily například měsíc před testováním. Dalším podnětem pro pozastavení by mohlo být, v jaké fázi menstruačního cyklu se ženy nacházely. U normálně fungujícího menstruačního cyklu ženy dochází k nárůstu laxicity kolenního kloubu během ovulace a střední luteální fáze cyklu. V tomto časovém rozpětí je zvýšená možnost výskytu poranění kolenního kloubu u žen. (Schultz, a další, 2007) Bylo by vhodné všechny ženy otestovat při stejné fázi menstruačního cyklu. To by mohlo značně ovlivnit výsledky dané hypotézy. V našem testování jsme totiž na fázi menstruačního cyklu nebrali ohled. Zajímavé výsledky zveřejnili Gray et al. (2016) Díky svému průzkumu zjistili, že použití perorálních antikoncepčních prostředků potenciálně modifikuje riziko poškození předního zkříženého vazů u mladých žen. (Gray, a další, 2016) Rahr-Wagner et al. (2014) ve své studii řeší stejné téma a došli k podobným výsledkům. Dodávají ještě, že hormonální antikoncepce by však neměla být používána jako preventivní opatření před poraněním předního zkříženého vazů u žen. (Rahr-Wagner, a další, 2014)

Hypotéza číslo pět řeší otázku závislosti flektování kolenního kloubu a vnitřní rotace a extendování kolene a zevní rotace. Při plně extendovaném kolenním kloubu k rotacím nemůže dojít. Brání jim napětí všech vazů v kolenním kloubu. To znamená, že je koleno „uzamčeno“.

K rotacím může dojít jedině, když je koleno odemčené a pro to je důležitých prvních 5° flexe, kdy dojde k mírné vnitřní rotaci tibie a tím dojde k uvolnění lig. cruciatum anterius. Když dojde k uvolnění zkříženého vazů, může v kolenním kloubu dále probíhat flexe. Pro extendování kolenního kloubu je důležitá rotace zevní. Mechanismus extenze je přesným opakem mechanismu flexe. (Dylevský, 2009) (Kolář, 2012) Tyto teoretické poznatky se dají pojmout tak, že podmínkou pro „odemknutí“ kolenního kloubu je vnitřní rotace tibie. Pro „uzamknutí“ kolene je nezbytná zevní rotace tibie. Testováním rotací tibie se zabýval Kim et al. (2015). V jejich studii testovali 30 probandů, 15 žen a 15 mužů. Využívali k tomu 3D analýzu a hodnotili rotaci tibie v závislosti na extenzi a flexi v kolenním kloubu během chůze. Došli k závěru, že během posledních 20° extenze dochází hlavně k zevní rotaci a při počátečních 5° flexe jde tibie do rotace vnitřní. (Kim, a další, 2015) V našem měření jsme došli k závěrům, že ne u každé testované tomu tak je. V některých případech nebyly křivky rotací dobře čitelné a nedalo se jasně určit, zda testovaná měla tendenci k zevní/vnitřní rotaci při extenzi/flexi. Jindy došlo i k tomu, že to bylo přesně naopak a při extenzi šla tibie do vnitřní rotace a při flexi měla tendenci jít do zevní rotace. S tím jsme usoudili, že hypotézu nemůžeme potvrdit. Vidíme ovšem plno nedostatků, které by se měly vylepšit, abychom mohli tuto hypotézu lépe zhodnotit. Pro naše měření jsme zvolili Y Balance Test, který jsme kombinovali s IM senzory, které zachycovaly rotaci tibie. Y Balance Test je velmi náročným testem, který je zaměřený zhodnocení dynamické stabilizace kolenního kloubu, tudíž jde předpokládat, že testovaná bude myslet hlavně na to, aby dosáhla co nejlepšího výsledku testu. Během testu testované balancovaly na centrálním bloku a neprováděly čistě flexi a extenzi v kolenním kloubu, tudíž nejsme schopni přesně určit, kde v grafu jde o flektování a kde o extendování kolenního kloubu. Tato překážka by se dala odstranit nahráváním každého pokusu. Tím pádem bychom mohli přesně určit fázi flektování a fázi extendování, která se při měření Y Balance Testu neustále měnila. Dále na testované byl vyvíjen tlak, aby jeden pokus stihly za přibližně 5 sekund. Tím jsme si vlastně sami sobě uškodili. Kdybychom nechali více času na provedení jednoho pokusu, dalo by se lépe orientovat ve výsledcích, které poskytly IM senzory. Celkově pro tuto hypotézu by bylo lepší zvolit jiné testování. Jako vhodný způsob se jeví využití IM senzorů při dřepu. Při dřepu dojde k flektování a extendování kolenního kloubu za relativně stabilních podmínek. Testované by nemusely balancovat a soustředily by se čistě na provedení dřepu. Dali bychom jim na provedení jednoho dřepu například 10 sekund, které by mohly být naprosto dostačující. V grafech z IM senzorů bychom se tak mohli lépe orientovat na rotaci tibie.

Co se týče šesté hypotézy, ta vyplynula při vyhodnocování předchozí, tedy páté. U prvních grafů, ve kterých jsme hodnotili výsledky z IM senzorů testované s nejlepším a nejhorším výsledkem Y Balance Testu, jsme si všimli zajímavých výsledků. Lepší testovaná měla daleko ostřejší linie v grafu a dosahovala i větších hodnot. Usoudili jsme, že by míra rotace tibie mohla souviset s výsledky Y Balance Testu. Procházeli jsme tedy snímky znova a zapisovali si u kterých testovaných to platí a u kterých ne. Z celkem 18 grafů, ve kterých jsme porovnávali vždy lepší a horší testovanou, se ve 14 potvrdilo to co jsme předpokládali. V těchto grafech bylo zřetelně vidět, že lepší testovaná má vyšší míru rotace. Mohlo by to teda znamenat, že lepší testovaná s vyšší mírou rotace byla schopná rychleji zareagovat a zastabilizovat svůj kolenní kloub. Bohužel se nám nepodařilo najít studii nebo článek, který by se zabýval podobnou problematikou. Tudíž je možné, že naše výsledky mohou být jen shodou náhod. Bylo by vhodné v tomto měření pokračovat a objasnit, zda šlo jen o náhodu nebo míra rotace doopravdy souvisí s dynamickou stabilizací kolenního kloubu.

Se zpětným pohledem bychom měření a testování pozměnili. Praktickou část bychom neměřili najednou, ale rozdělili bychom hypotézy na ty, které se vztahují k Y Balance Testu a které k rotaci tibie. Jednou fází měření by bylo testování na Y Balance Testu. Druhá fáze by se skládala z měření IM senzory při provedení dřepu. Všechny limitace popsané v předcházejícím textu jsme objevili až při samotném vyhodnocování všech hypotéz.

ZÁVĚR

V této práci jsme si dali za úkol objasnit princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen. Vzhledem k vzrůstající incidenci poranění kolenního kloubu jsme se snažili objasnit proč se tomu tak děje. Výsledky vycházejí z jednorázového testování 20 žen ve věku od 20 do 25 let.

Z našeho měření vyplynulo, že ženy věnující se pravidelně pohybové aktivitě mají lepší dynamickou stabilizaci kolenního kloubu než ta, které se sportu nevěnují. Z našeho pohledu již před začátkem testování měla tato hypotéza logický podklad. Dynamická stabilizace je zajišťována dynamickými stabilizátory, tedy svaly kolem daného segmentu, v našem případě kolem kolenního kloubu. Ty ženy, které se věnují pohybové aktivitě posilují svaly ať už cíleně nebo tím, že se věnují běhu nebo jiné aktivitě. Tím pádem jejich dynamická stabilizace by měla být lepší.

Překvapujícím zjištěním bylo, že ne u všech testovaných se potvrdily poznatky z teoretické části o tom, že s flexí v kolenním kloubu souvisí vnitřní rotací tibie a extenze s rotací vnější. V diskuzi jsme však zmínili, že jsme v našem testování viděli plno limitů, které výsledky mohly ovlivnit. Stálo by za to se na testování rotací ve vztahu k flexi a extenzi v kolenním kloubu více zaměřit.

Jedním ze závěrů, ke kterému jsme během naší práce dospěli bylo to, že míra rotace tibie i její rychlost byly přímo úměrné s výsledky Y Balance Testu. Ve 14 z 18 grafů měly testované, které si vedli lépe v Y Balance Testu, větší míru rotace i rychlejší změny z vnitřní na vnější a naopak. Dalo by se to přisoudit tomu, že byly schopné rychleji reagovat a balancovat při provádění Y Balance Testu. Určitě by stálo za to otestovat více žen a sledovat, zda by se tato hypotéza potvrdila i u více testů.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

AGEBERG, E. a A. CRONSTÖRM. Agreement between test procedures for the single-leg hop for distance and the single-leg mini squat as measures of lower extremity function. *BCM Sports Science, Medicine and Rehabilitation* [online]. 2018, **10**(15) [cit. 2020-03-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6103854/>

ALNAHDI, A., A. ALDERAA a H. ALSOBAYEL. Reference values for the Y Balance Test and the lower extremity functional scale in young healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 2015, **27**(12), 3917-3621 [cit. 2020-02-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4713819/>

BAGHBANI, F., L. J. WOODHOUSE a A. A. GAEINI. Dynamic Postural Control in Female Athletes and Nonathletes After Whole-Body Fatigue Protocol. *Journal of Strength and Condition Research* [online]. 2016, **30**(7), 1942-1947 [cit. 2020-04-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27328275>

BUTLER, R. J., M. E. LEHR, M. L. FINK, K. B. KIESEL a P. J. PLISKY. Dynamic Balance Performance and Noncontact Lower Extremity Injury in College Football Players. *Sports Health* [online]. 2013, **5**(5), 417-422 [cit. 2020-03-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3752196/>

COOK, G., L. BURTON a M. VOIGHT. Functional Movement Screening: The Use of Fundamental Movements as an Assessment of Function - part 2. *International Journal of Sports Physical Therapy* 9 [online]. 2014, **9**(4), 549-563 [cit. 2020-03-11]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4127517>

DRNKOVÁ-PAVLÍKOVÁ, Z. a R. SYLLABOVÁ. *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum, 1991. ISBN 80-201-0113-6.

DUNGL, P. a kolektiv. *Ortopedie*. 2. přepracované vydání. Praha: Grada, 2014. ISBN 978-80-247-4357-8.

DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

DYLEVSKÝ, I. *Kineziologie: Základy strukturální kineziologie*. Praha: Triton, 2009. ISBN 978-80-7387-324-0.

DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada, 2007. ISBN 978-80-247-1649-7.

DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.

FITZGERALD, K., S. LEPHART, J. H. HWANG a R. WAINNER. Hop Tests as Predictors of Dynamic Knee Stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, **31**(10), 588-597 [cit. 2020-03-11]. Dostupné z: <https://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2001.31.10.588>

FLAXMAN, T. E., A. J. SMITH a D. L. BENOIT. Sex-related differences in neuromuscular control: Implications for injury mechanism or healthy stabilisation strategies? *Journal of Orthopaedic Research* [online]. 2013, **32**(2) [cit. 2019-06-12]. Dostupné z: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/jor.22510>

FRANSZ, D., A. HUURNINK, I. KINGMA, V. DE BOODE, I. HEYLIGERS a J. VAN DEEËN. Performance on Single-Legged Drop-Jump Landing Test Is Related to Increased Risk of Lateral Ankle Sprains Among Male Elite Soccer Player: A 3-Year Prospective Cohort Study. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2018, **46**(14), 3454-3462 [cit. 2020-03-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC6282159/>

GRAY, A. M., Z. GUGALA a J. BAILLARGEON. Effects of Oral Contraceptive Use on Anterior Cruciate Ligament Injury Epidemiology. *Medicine and Science in Sport and Exercise* [online]. 2016, **48**(4), 648-654 [cit. 2020-04-23]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26540261/>

HANSEN, M., B. F. MILLER, L. HOLM, et al. Effect of administration of oral contraceptives in vivo on collagen synthesis in tendon and muscle connective tissue in young women. *Journal of Applied Physiology* [online]. 2009, (4) [cit. 2020-04-23]. Dostupné z: <http://jap.physiology.org/content/106/4/1435/>

HEITZ, N. A., P. A. EISENMEN, Ch. L. BECK a J. A. WALKER. Hormonal Changes Throughout the Menstrual Cycle and Increased Anterior Cruciate Ligament Laxity in Female. *Journal of Athletic Training* [online]. 1999, **34**(2), 144-149 [cit. 2020-02-09]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1322903/pdf/jathtrain00006-0072.pdf/>

HEWETT, T. E., T. N. LINDENFELD, J. V. RICCOBENE a F. R. NOYES. The Effect of Neuromuscular Training on the Incidence of Knee Injury in Female Athletes. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1999, **27**(6), 699-706 [cit. 2019-05-29]. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/03635465990270060301/>

HONOVÁ, K. Moderní přístup v rehabilitaci pacientů po plastice předního zkříženého vazů. *Medicina Sportiva Bohemica et Slovaca*. 2013, **22**(2), 80-85.

CHIMERA, N. J., C. A. SMITH a M. WARREN. Injury history, sex, and performance on the functional movement screen and Y balance test. *Journal of Athletic Training* [online]. 2015, **50**(5) [cit. 2020-02-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4495982/>

KAPANDJI, I. A. *The Physiology of the joints: Lower Limb*. 5. vydání. New York: Churchill Livingstone, 1987. ISBN 0443036187.

KIM, H. Y., K. J. KIM, D. S. YANG, S. W. JEUNG, H. G. CHOI a W. S. CHOY. Screw-Home Movement of the Tibiofemoral Joint during Normal Gait: Three-Dimensional Analysis. *Clinics in Orthopedic Surgery* [online]. 2015, **7**(3), 303-309 [cit. 2020-04-25]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4553277/>

KNOOP, J., J. DEKKER, M. VAN DER LEEDEN, et al. Knee joint stabilization therapy in patients with osteoarthritis of the knee: a randomized, controlled trial. *Osteoarthritis and Cartilage* [online]. 2013, **21**(8), 1025-1034 [cit. 2020-03-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23721797/>

KOLEKTIV AUTORŮ. *International Encyclopedia of the Social & Behavioral Sciences*. Missouri, 2001. ISBN 978-0-08-043076-8.

KOLÁŘ, P. et al. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2012. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOTT, O. *Předpoklady pohybu*. Plzeň: Západočeská univerzita, 2013. ISBN 978-80-261-0215-1.

KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurolofyziologie*. 3. přepracované vydání. Praha: Galén, 2011. ISBN 978-80-7262-618-2.

LEE, D. K., M. H. KANG, T. S. LEE a J. S. OH. 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 [cit. 2020-02-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4518576/>

MAYER, M. a D. SMĚKAL. Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, **11**(3), 11-16.

PANJABI, M. The Stabilizing System of the Spine.: Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *Journal of Spine Disorders* [online]. 1992, **5**(4), 383-389 [cit. 2020-03-27]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1490034/>

PAVLŮ, D. *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody 1.: Koncepty a metody spočívající převážně na neurofyziologické bázi*. Brno: Akademické nakladatelství CERM, 2002. ISBN 80-7204-266-1.

PLACZEK, J. a D. BOYCE. *Orthopaedic Physical Therapy Secrets*. Missouri: Mosby Elsevier, 2006. ISBN 978-1-56053-708-3.

PLISKY, P., P. GORMAN, R. BUTLER, K. KIESEL, F. UNDERWOOD a B. ELKINS. The Reliability of an Instrumented Device for Measuring Components of the Star Excursion Balance Test. *North American Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2009, **4**(2), 92-99 [cit. 2020-02-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953327/>

PLISKY, P., M. J. RAUH, T. W. KAMINSKI a F. B. UNDERWOOD. Star Excursion Balance Test as a predictor of lower extremity injury in high school basketball players. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* [online]. 2009, **36**(12), 911-919 [cit. 2020-02-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17193868/>

RAHR-WAGNER, L., T. M. THILLEMANN, F. MEHNERT, A. B. PEDERSEN a M. LIND. Is the Use of Oral Contraceptives Associated With Operatively Treated Anterior Cruciate Ligament Injury?: A Case-Control Study From Danish Knee Ligament Reconstruction Registry. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2014, **42**(12), 2897-2905 [cit. 2020-04-23]. Dostupné z: <https://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0363546514557240/>

RUSSELL, K. A., R. M. PALMIERI, S. M. ZINDER a Ch. D. INGERSOL. Sex Differences in Valgus Knee Angle During a Single-Leg Drop Jump. *Journal of Athletic Training* [online]. 2006, **41**(2), 166-171 [cit. 2019-06-12]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1472649/>

SHAFFER, S., D. TEYHEN, Ch. LORENSON, R. WARREN, Ch. KOREERAT a Ch. J. STRASESKE. Y-Balance Test: A Reliability Study Involving Multiple Raters. *Military Medicine* [online]. 2013, **178**(11), 1264-1270 [cit. 2020-02-22]. Dostupné z: <https://academic.oup.com/milmed/article/178/11/1264/4356822/>

SCHULTZ, S. J., T. C. SANDER, S. E. KIRK a D. H. PERRIN. Sex differences in knee joint laxity change across the female menstrual cycle. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* [online]. 2007, **45**(5), 594-603 [cit. 2020-02-09]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1890029/?tool=pubmed>.

SOVÁK, M. *Lateralita jako pedagogický problém*. Praha: SPN, 1962. ISBN 14-613-62.

VÉLE, F. *Kineziologie: Přehled kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. Praha: Triton, 2006. ISBN 80-7254-837-9.

WIKSTROM, E., M. TILLMAN, T. CHIELLEWSKI a P. BORSA. Measurement and Evaluation of Dynamic Joint Stability of the Knee and Ankle After Injury. *Sports Medicine* [online]. 2006, **36**(5), 393-410 [cit. 2020-02-9]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/7133963_Measurement_and_Evaluation_of_Dynamic_Joint_Stability_of_the_Knee_and_Ankle_After_Injury

WILLIAMS, G., T. CHMIELEVSKI, K. RUDOLPH, B. THOMAS a L. SNYDER-MACKLER. Dynamic Knee Stability: Current Theory and Implications for Clinicians and Scientists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2001, **31**(10), 546-566 [cit. 2020-02-09]. Dostupné z: <https://www.jospt.org/doi/pdf/10.2519/jospt.2001.31.10.546>

ŽIVČÁK, J. a kolektiv. *Biomechanika člověka: Kolenný klb*. Prešov: ManaCon, 2004. ISBN 80-89040-24-1.

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha 1 Informovaný souhlas pracoviště	57
Příloha 2 Protokol k zaznamenávání Y Balance Testu v praktické část BP „Princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen“	58
Příloha 3 Informovaný souhlas	58
Příloha 4 Výsledky měření Y Balance Testu, 1. pokus na levé dolní končetině	58
Příloha 5 Výsledky měření Y Balance Testu, 2. pokus na levé dolní končetině	58
Příloha 6 Výsledky měření Y Balance Testu, 3. pokus na levé dolní končetině	58
Příloha 7 Výsledky měření Y Balance Testu, 1. pokus na pravé dolní končetině	58
Příloha 8 Výsledky měření Y Balance Testu, 2. pokus na pravé dolní končetině	58
Příloha 9 Výsledky měření Y Balance Testu, 3. pokus na pravé dolní končetině	58
Příloha 10 Průměr všech pokusů Y Balance Testu na levé dolní končetině	58
Příloha 11 Průměr všech pokusů Y Balance Testu na pravé dolní končetině.....	58
Příloha 12 Průměr kompozitního skóre Y Balance Testu	58
Příloha 13 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, anteriorní směr	58
Příloha 14 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, levá dolní končetina, anteriorní směr	58
Příloha 15 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posteromediální směr	58
Příloha 16 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posteromediální směr	58
Příloha 17 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posterolaterální směr	58
Příloha 18 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posterolaterální směr	58
Příloha 19 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, anteriorní směr	58
Příloha 20 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná,pravá dolní končetina, anteriorní směr	58
Příloha 21 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posteromediální směr	58

Příloha 22 Záznam z IM sensorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, postermediální směr.....	58
Příloha 23 Záznam z IM sensorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posterolaterální směr.....	58
Příloha 24 Záznam z IM sensorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posterolaterální směr.....	58
Příloha 25 Záznam z IM sensorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, anteriorní směr.....	58
Příloha 26 Záznam z IM sensorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, anteriorní směr.....	58
Příloha 27 Záznam z IM sensorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posteromediální směr.....	58
Příloha 28 Záznam z IM sensorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posteromediální směr.....	58
Příloha 30 Záznam z IM sensorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posterolaterální směr.....	58
Příloha 29 Záznam z IM sensorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posterolaterální směr.....	58

PŘÍLOHY

Příloha 1 Informovaný souhlas pracoviště

Informovaný souhlas pracoviště

Souhlas s umožněním měření v rámci bakalářské práce

Udělují tímto souhlas Zuzaně Sládkové, studentce Západočeské univerzity v Plzni, fakulty zdravotnických studií, s využitím prostor fakulty za účelem realizace měření v rámci bakalářské práce s názvem „Princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen“ na fakultě.

Využívání prostor bude probíhat od ledna do března 2020 dle předchozí domluvy. Souhlasím s možností zapůjčení vybavení školy a přístrojů dle domluvy.

Dále souhlasím s uvedením jména fakulty a s pořízením fotografií a videí pro potřeby výše uvedené bakalářské práce.

V.....dne.....

Za FZS ZČU v Plzni

MUDr. Otto Kott

Vedoucí katedry rehabilitačních oborů

Příloha 2 Protokol k zaznamenávání Y Balance Testu v praktické část BP „Princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen“

**Protokol k zaznamenání Y Balance Testu v praktické části BP
„Princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen“**

Jméno:

Věk:

Sport: ANO/NE pokud ano – jak často:

Dominantní DK: levá/pravá Délka levé DK:

Délka pravé DK:

Poranění kolenního kloubu: ANO/NE

-pokud ano – bližší specifikace:

	1	2	3
Pravá anteriorně			
Levá anteriorně			
Pravá posteromediálně			
Levá posteromediálně			
Pravá posterolaterálně			
Levá posterolaterálně			

zdroj: vlastní

Příloha 3 Informovaný souhlas

Informovaný souhlas

Souhlasím, aby Zuzana Sládková, studentka 3. ročníku oboru Fyzioterapie Fakulty zdravotnických studií Západočeské univerzity v Plzni zpracovala získané údaje a informace v praktické části bakalářské práce na téma „Princip dynamické stabilizace kolenního kloubu u žen“. Dále souhlasím s anonymním zveřejněním svého věku, anamnestických údajů, hodnot zjištěných během měření.

V.....dne.....

Podpis.....

zdroj: vlastní

Příloha 4 Výsledky měření Y Balance Testu, 1. pokus na levé dolní končetině

pokus 1 na LDK					
číslo	délka LDK	PA	PPM	PPL	YBT
1	91	66	93	99	94,51
2	90	68	98	103	99,63
3	88	52	82	88	84,09
4	81	56	82	88	93,00
5	83	66	94	98	103,61
6	88	59	86	88	88,26
7	80	53	74	90	90,42
8	92	61	88	89	86,23
9	87	68	88	101	98,47
10	86	60	85	92	91,86
11	86	64	82	90	91,47
12	89	55	80	88	83,52
13	87	65	91	98	97,32
14	96	57	95	110	90,97
15	85	58	95	94	96,86
16	84	62	83	95	95,24
17	89	62	103	99	98,88
18	92	70	96	93	93,84
19	92	63	75	97	85,14
20	90	52	78	89	81,11

zdroj: vlastní

Příloha 5 Výsledky měření Y Balance Testu, 2. pokus na levé dolní končetině

pokus 2 na LDK					
číslo	délka LDK	PA	PPM	PPL	YBT
1	91	68	95	102	97,07
2	90	71	99	101	100,37
3	88	52	77	88	82,20
4	81	55	91	96	99,59
5	83	66	97	98	104,82
6	88	62	86	91	90,53
7	80	56	90	88	97,50
8	92	67	95	97	93,84
9	87	71	97	98	101,92
10	86	61	95	87	94,19
11	86	64	82	90	91,47
12	89	55	82	88	84,27
13	87	71	95	106	104,21
14	96	64	108	106	96,53
15	85	57	91	95	95,29
16	84	63	84	96	96,43
17	89	62	105	102	100,75
18	92	61	97	98	92,75
19	92	64	81	100	88,77
20	90	57	84	92	86,30

zdroj: vlastní

Příloha 6 Výsledky měření Y Balance Testu, 3. pokus na levé dolní končetině

pokud 3 na LDK					
číslo	délka LDK	PA	PPM	PPL	YBT
1	91	66	96	102	96,70
2	90	72	98	100	100,00
3	88	54	84	89	85,98
4	81	58	87	98	100,00
5	83	65	96	99	104,42
6	88	62	83	92	89,77
7	80	57	93	85	97,92
8	92	68	97	90	92,39
9	87	73	96	102	103,83
10	86	63	99	92	98,45
11	86	65	73	95	90,31
12	89	55	82	85	83,15
13	87	72	97	107	105,75
14	96	65	102	112	96,88
15	85	59	95	93	96,86
16	84	64	88	95	98,02
17	89	64	96	99	97,00
18	92	65	91	98	92,03
19	92	66	90	95	90,94
20	90	56	80	89	83,33

zdroj: vlastní

Příloha 7 Výsledky měření Y Balance Testu, 1. pokus na pravé dolní končetině

pokus 1 na PDK					
číslo	délka PDK	LA	LPM	LPL	YBT
1	91	65	103	95	96,34
2	90	62	95	96	93,70
3	88	54	85	87	85,61
4	81	62	86	90	97,94
5	83	65	90	99	102,01
6	88	59	73	92	84,85
7	79	56	88	91	99,16
8	92	68	92	87	89,49
9	87	66	98	96	99,62
10	86	60	90	92	93,80
11	86	65	96	90	97,29
12	89	51	76	76	76,03
13	87	65	94	93	96,55
14	96	62	103	98	91,32
15	85	53	95	98	96,47
16	84	63	88	94	97,22
17	89	64	91	96	94,01
18	92	62	88	89	86,59
19	92	61	84	93	86,23
20	90	56	82	88	83,70

zdroj: vlastní

Příloha 8 Výsledky měření Y Balance Testu, 2. pokus na pravé dolní končetině

pokus 2 na PDK					
číslo	délka PDK	LA	LPM	LPL	YBT
1	91	65	96	98	94,87
2	90	68	101	99	99,26
3	88	55	87	87	86,74
4	81	61	93	99	104,12
5	83	63	95	100	103,61
6	88	64	86	94	92,42
7	79	52	88	83	94,09
8	92	67	95	96	93,48
9	87	65	98	95	98,85
10	86	63	93	91	95,74
11	86	67	98	87	97,67
12	89	55	78	84	81,27
13	87	64	94	96	97,32
14	96	65	106	108	96,88
15	85	56	90	94	94,12
16	84	63	89	100	100,00
17	89	64	105	102	101,50
18	92	62	98	95	92,39
19	92	67	96	96	93,84
20	90	60	90	84	86,67

zdroj: vlastní

Příloha 9 Výsledky měření Y Balance Testu, 3. pokus na pravé dolní končetině

pokus 3 na PDK					
číslo	délka PDK	LA	LPM	LPL	YBT
1	91	66	100	100	97,44
2	90	67	98	102	98,89
3	88	55	88	94	89,77
4	81	64	84	98	101,23
5	83	64	92	94	100,40
6	88	55	88	94	89,77
7	79	54	80	85	92,41
8	92	68	85	97	90,58
9	87	69	104	100	104,60
10	86	63	98	93	98,45
11	86	70	98	100	103,88
12	89	58	80	78	80,90
13	87	68	97	94	99,23
14	96	65	100	111	95,83
15	85	56	93	97	96,47
16	84	65	85	94	96,83
17	89	61	98	101	97,38
18	92	65	99	97	94,57
19	92	64	92	99	92,39
20	90	59	93	91	90,00

zdroj: vlastní

Příloha 10 Průměr všech pokusů Y Balance Testu na levé dolní končetině

průměr všech pokusů LDK				
číslo	pokus 1	pokus 2	pokus 3	průměr
1	94,51	97,07	96,70	96,09
2	99,63	100,37	100,00	100,00
3	84,09	82,20	85,98	84,09
4	93,00	99,59	100,00	97,53
5	103,61	104,82	104,42	104,28
6	88,26	90,53	89,77	89,52
7	90,42	97,50	97,92	95,28
8	86,23	93,84	92,39	90,82
9	98,47	101,92	103,83	101,41
10	91,86	94,19	98,45	94,83
11	91,47	91,47	90,31	91,08
12	83,52	84,27	83,15	83,65
13	97,32	104,21	105,75	102,43
14	90,97	96,53	96,88	94,79
15	96,86	95,29	96,86	96,34
16	95,24	96,43	98,02	96,56
17	98,88	100,75	97,00	98,88
18	93,84	92,75	92,03	92,87
19	85,14	88,77	90,94	88,28
20	81,11	86,30	83,33	83,58

zdroj: vlastní

Příloha 11 Průměr všech pokusů Y Balance Testu na pravé dolní končetině

průměr pokusů PDK				
číslo	pokus 1	pokus 2	pokus 3	průměr
1	96,34	94,87	97,44	96,22
2	93,70	99,26	98,89	97,28
3	85,61	86,74	89,77	87,37
4	97,94	104,12	101,23	101,10
5	102,01	103,61	100,40	102,01
6	84,85	92,42	89,77	89,01
7	99,16	94,09	92,41	95,22
8	89,49	93,48	90,58	91,18
9	99,62	98,85	104,60	101,02
10	93,80	95,74	98,45	96,00
11	97,29	97,67	103,88	99,61
12	76,03	81,27	80,90	79,40
13	96,55	97,32	99,23	97,70
14	91,32	96,88	95,83	94,68
15	96,47	94,12	96,47	95,69
16	97,22	100,00	96,83	98,02
17	94,01	101,50	97,38	97,63
18	86,59	92,39	94,57	91,18
19	86,23	93,84	92,39	90,82
20	83,70	86,67	90,00	86,79

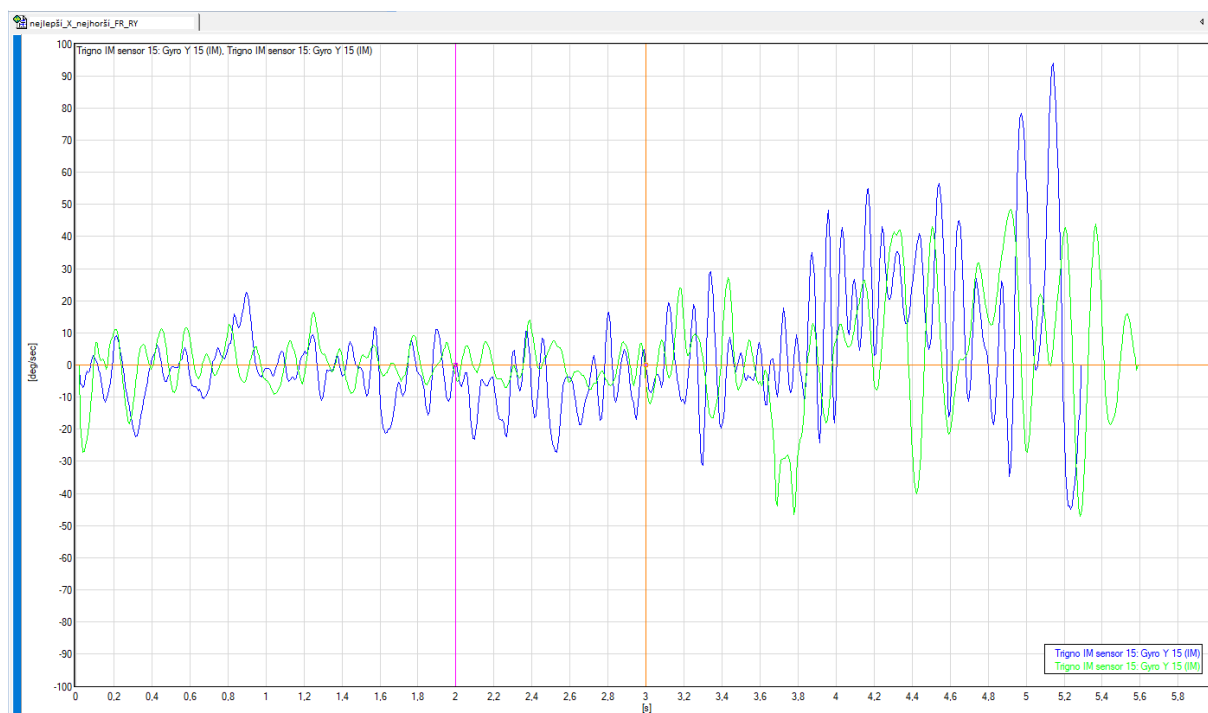
zdroj: vlastní

Příloha 12 Průměr kompozitního skóre Y Balance Testu

průměrné kompozitní YBT skóre			
číslo	průměr LDK	průměr PDK	celkový průměr
1	96,09	96,22	96,16
2	100,00	97,28	98,64
3	84,09	87,37	85,73
4	97,53	101,10	99,32
5	104,28	102,01	103,15
6	89,52	89,01	89,27
7	95,28	95,22	95,25
8	90,82	91,18	91,00
9	101,41	101,02	101,22
10	94,83	96,00	95,42
11	91,08	99,61	95,35
12	83,65	79,40	81,53
13	102,43	97,70	100,07
14	94,79	94,68	94,74
15	96,34	95,69	96,02
16	96,56	98,02	97,29
17	98,88	97,63	98,26
18	92,87	91,18	92,03
19	88,28	90,82	89,55
20	83,58	86,79	85,19

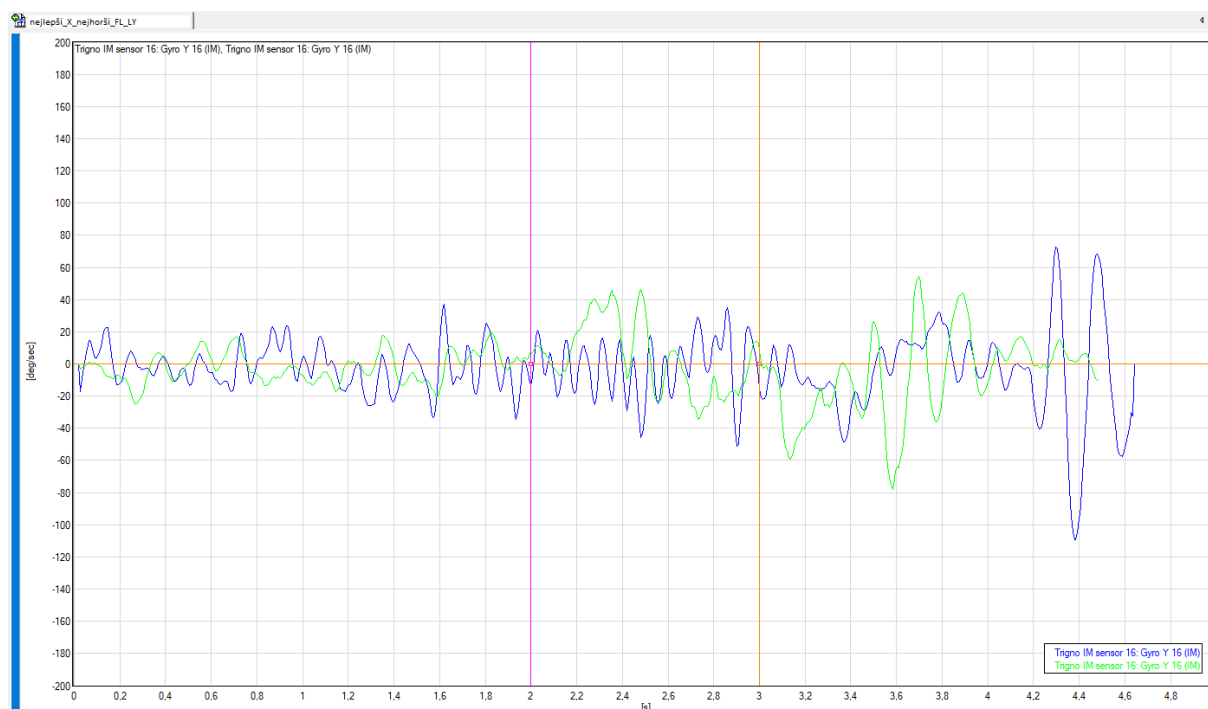
zdroj: vlastní

Příloha 13 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, anteriorní směr



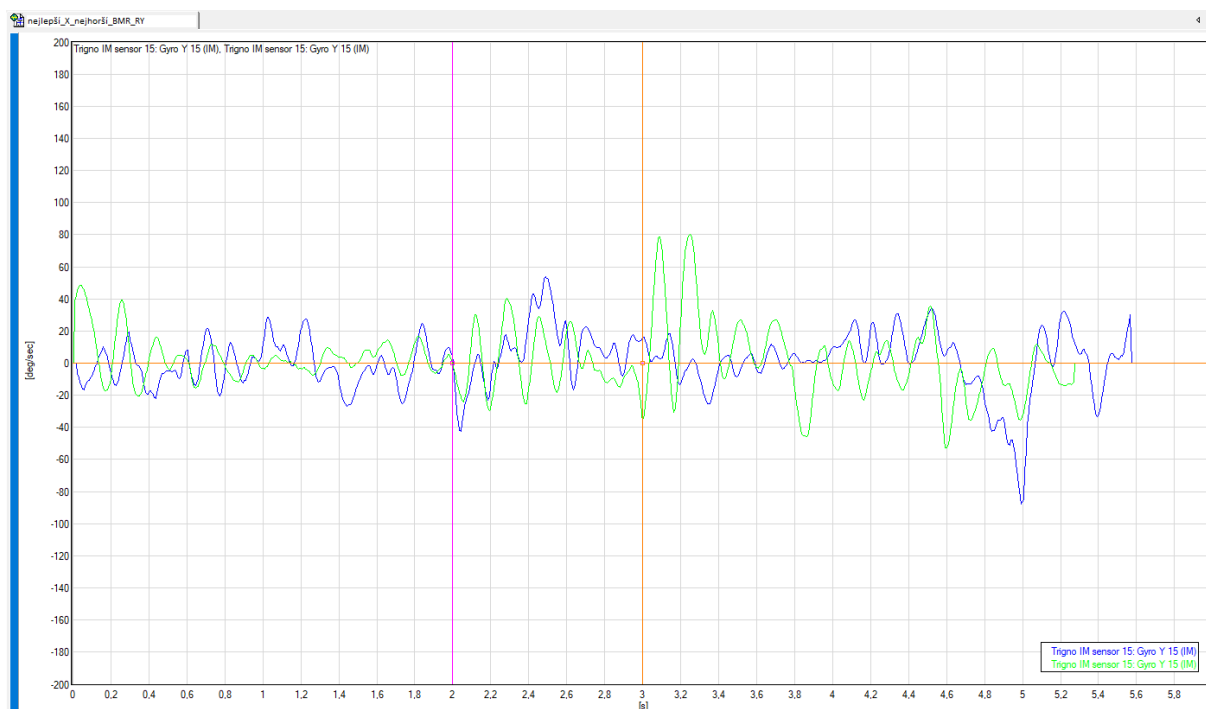
zdroj: vlastní

Příloha 14 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, levá dolní končetina, anteriorní směr



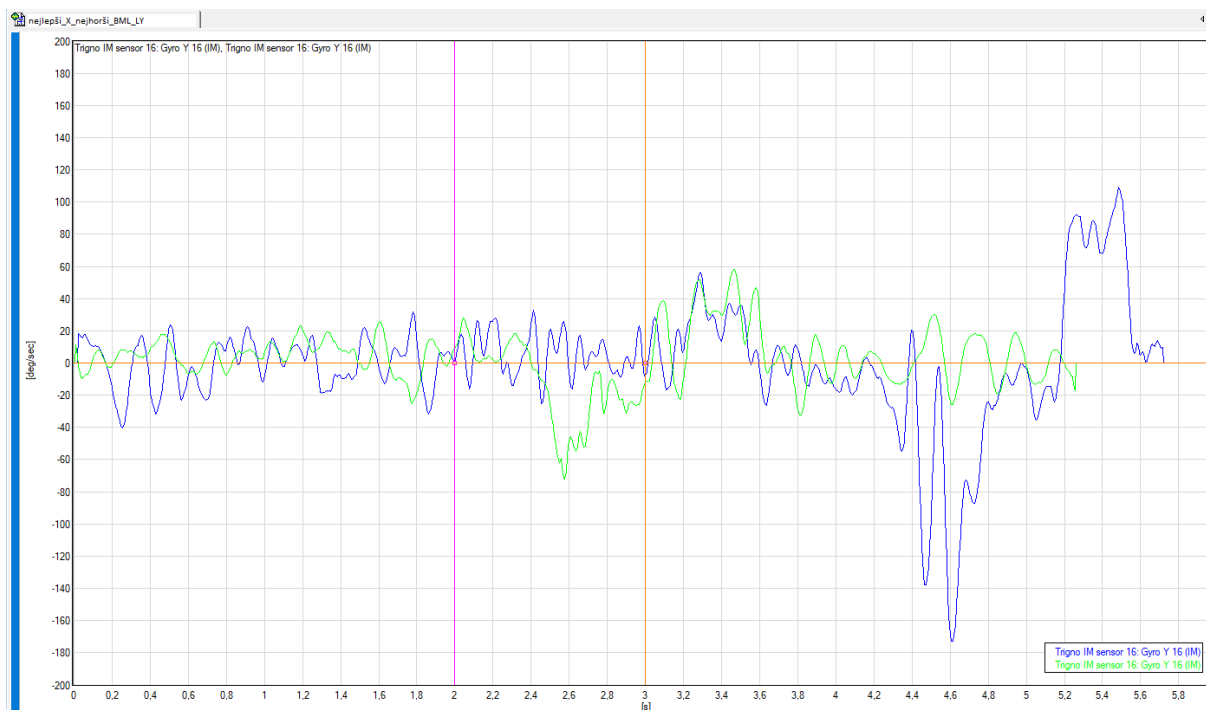
zdroj: vlastní

Příloha 16 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posteromediální směr



zdroj: vlastní

Příloha 15 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posteromediální směr



zdroj: vlastní

Příloha 18 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posterolaterální směr



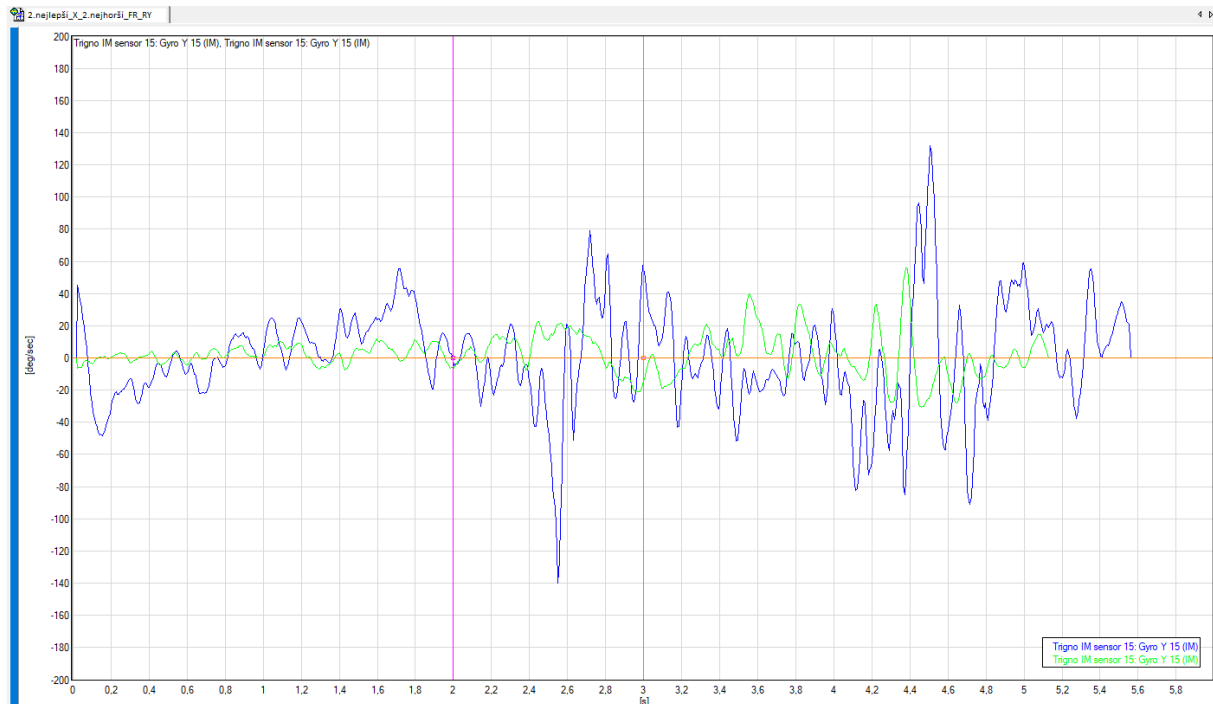
zdroj: vlastní

Příloha 17 Záznam z IM senzorů – porovnání nejlepší a nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posterolaterální směr



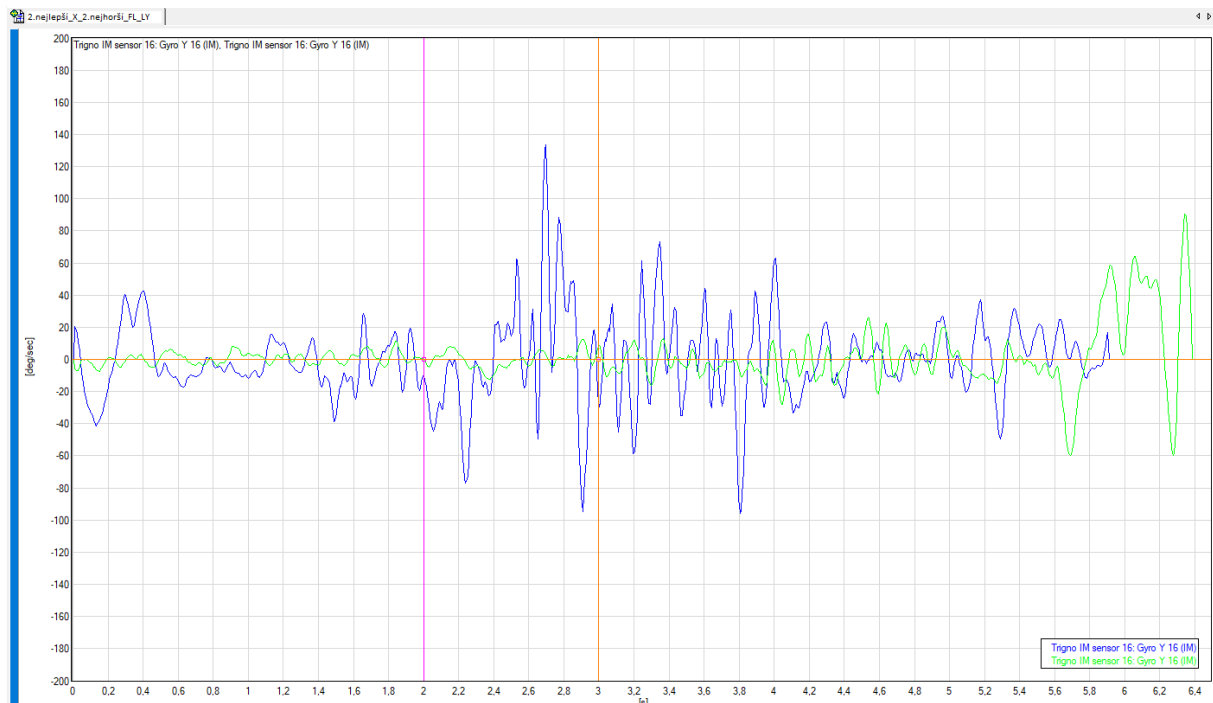
zdroj: vlastní

Příloha 20 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná,práva dolní končetina, anteriorní směr



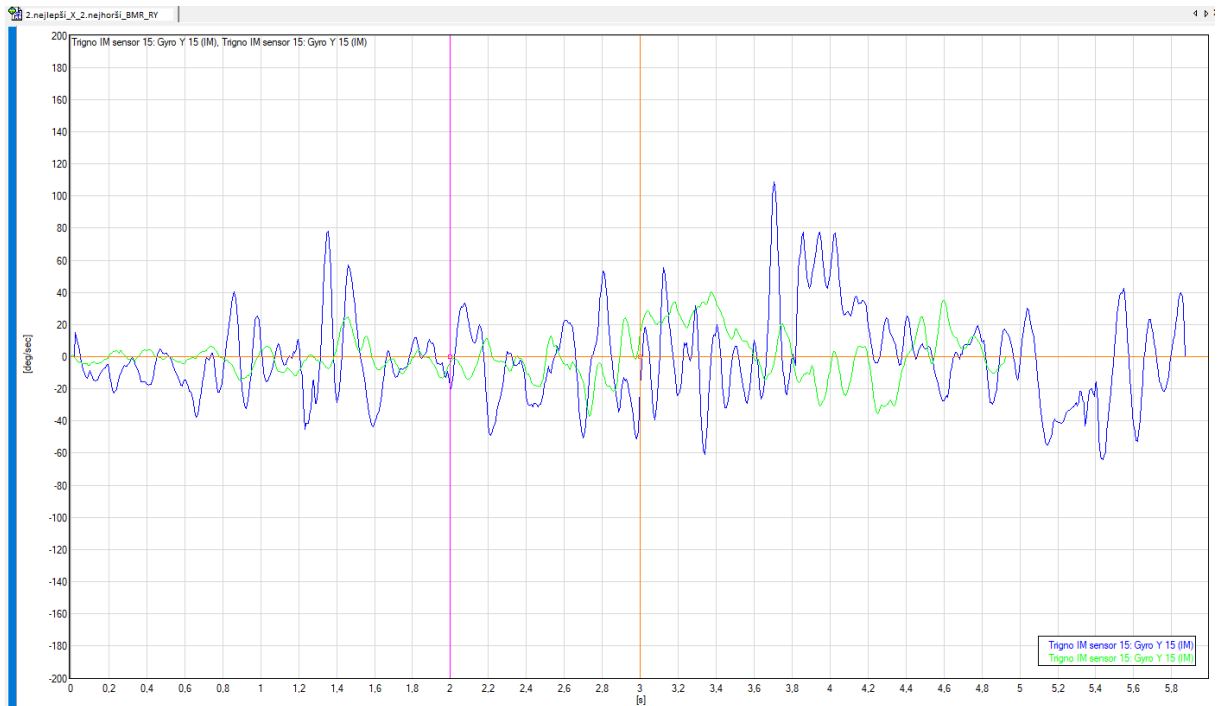
zdroj: vlastní

Příloha 19 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, anteriorní směr



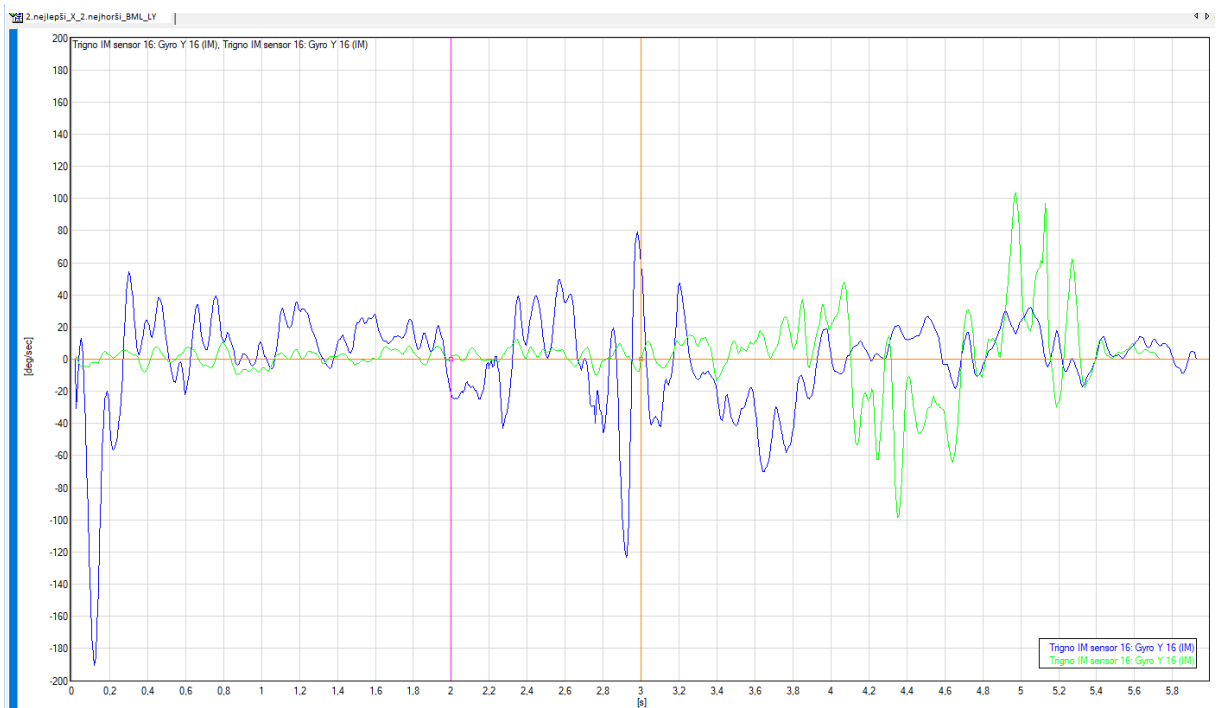
zdroj: vlastní

Příloha 22 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, postermediální směr



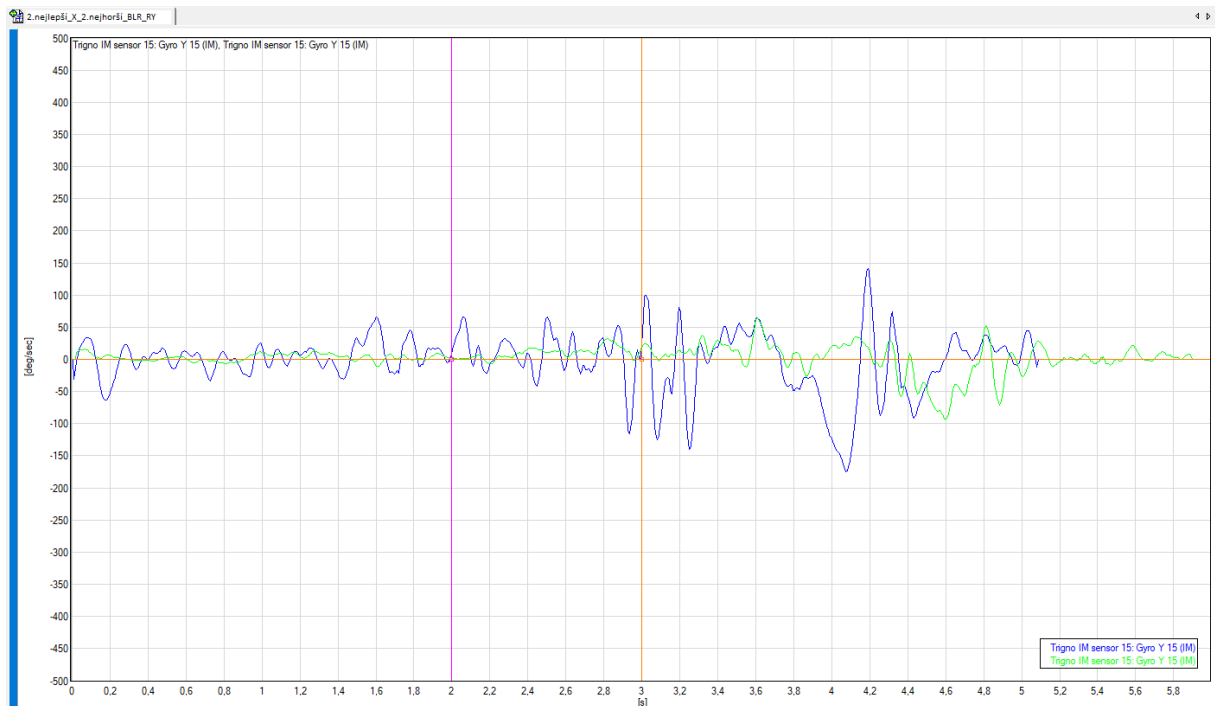
zdroj: vlastní

Příloha 21 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, postermediální směr



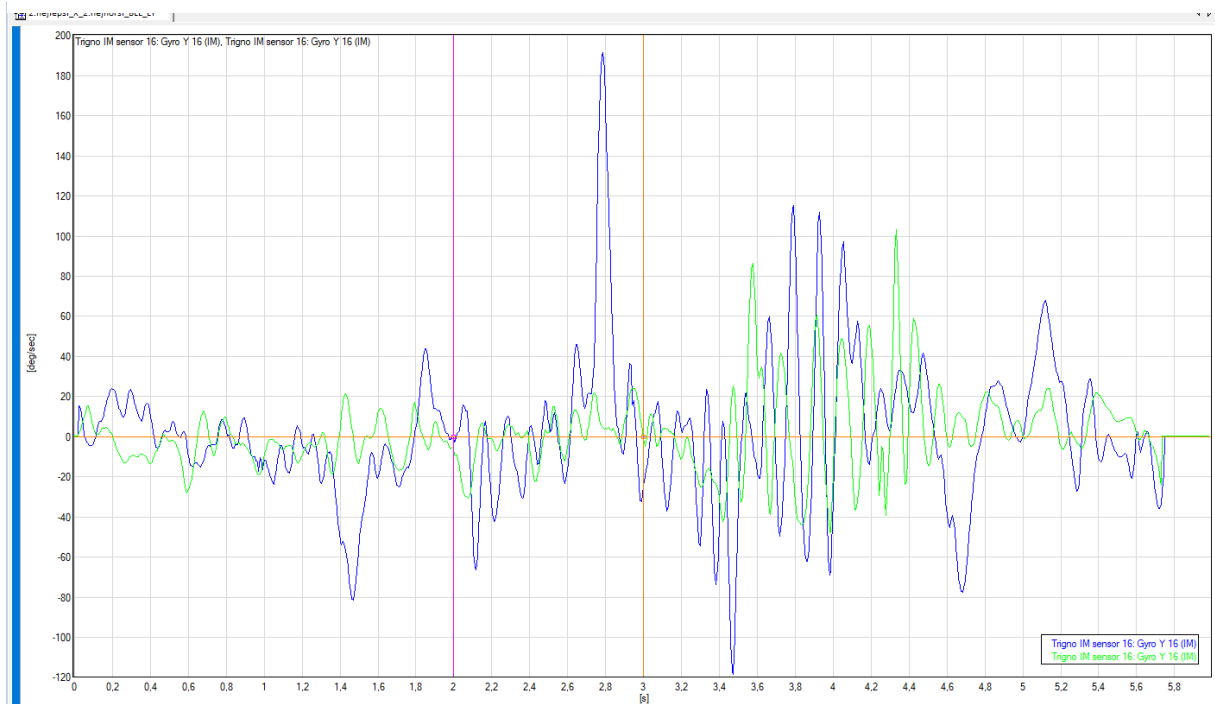
zdroj: vlastní

Příloha 24 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posterolaterální směr



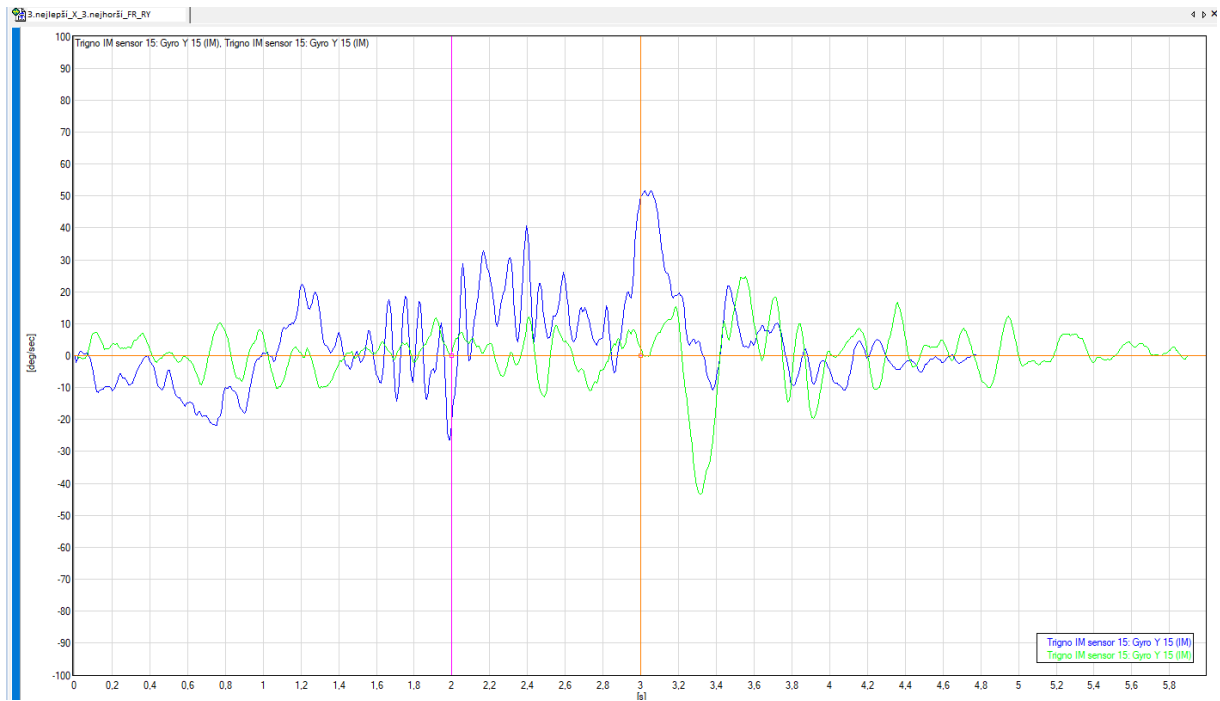
zdroj: vlastní

Příloha 23 Záznam z IM senzorů – porovnání 2.nejlepší a 2.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posterolaterální směr



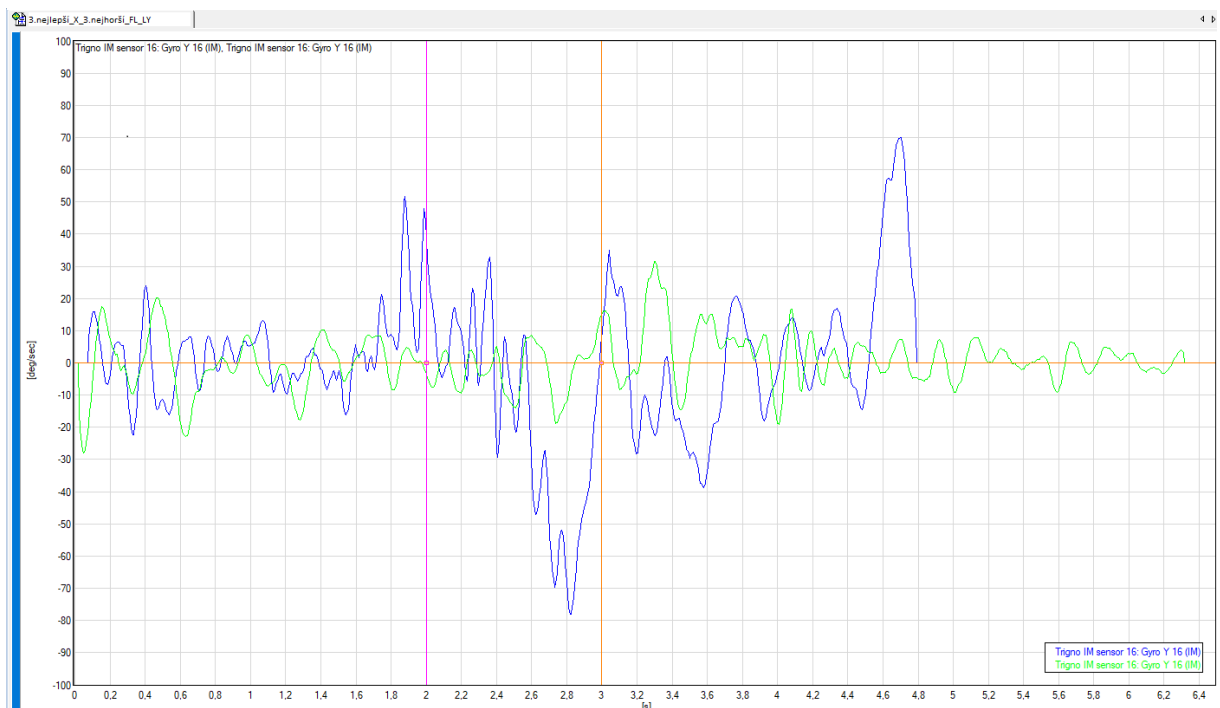
zdroj: vlastní

Příloha 26 Záznam z IM senzorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, anteriorní směr



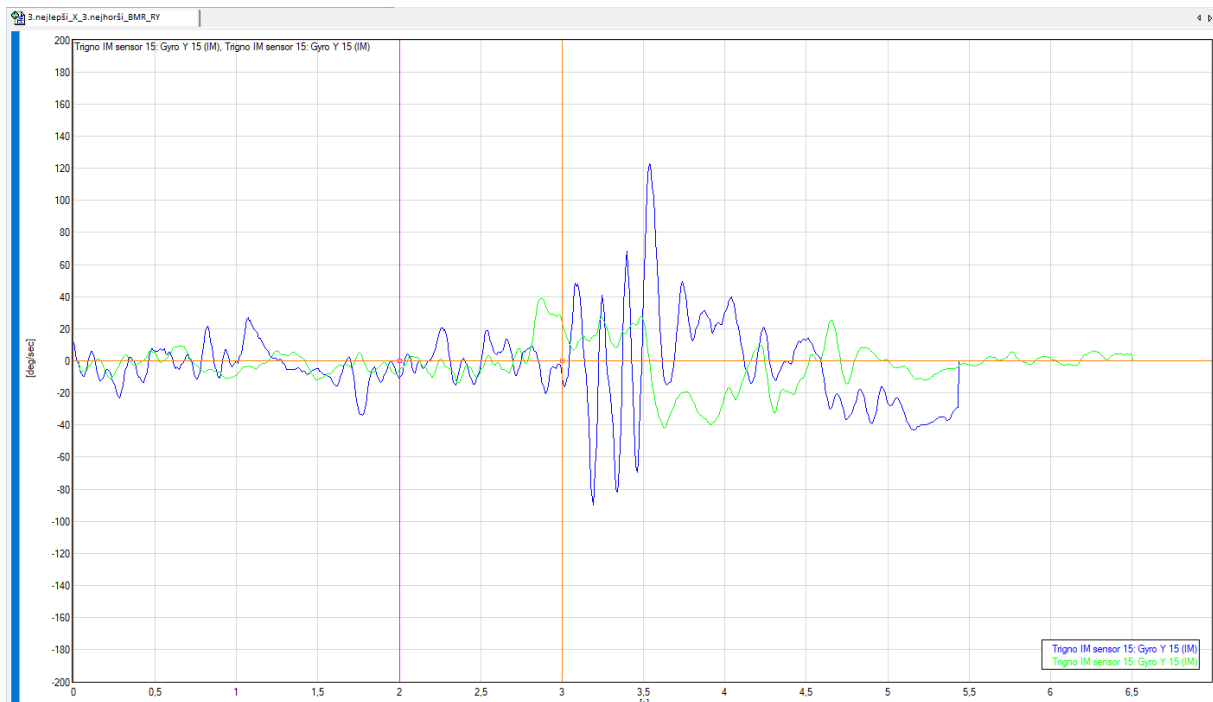
zdroj: vlastní

Příloha 25 Záznam z IM senzorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, anteriorní směr



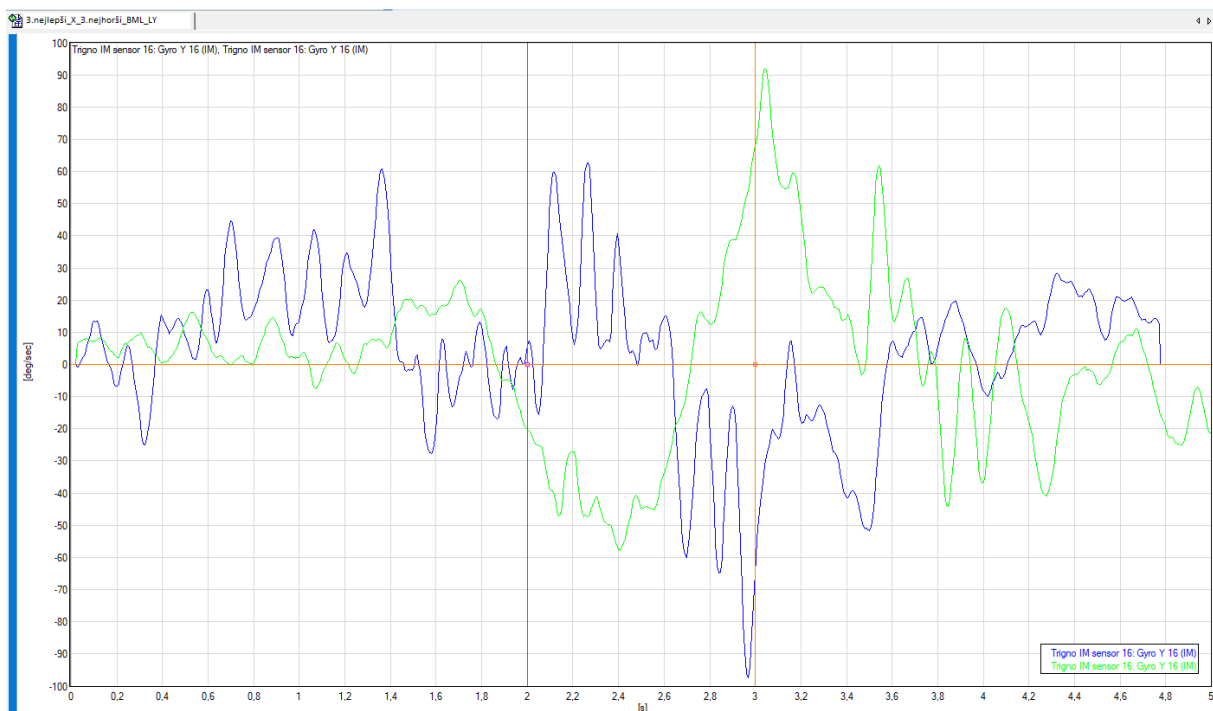
zdroj: vlastní

Příloha 28 Záznam z IM senzorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posteromediální směr



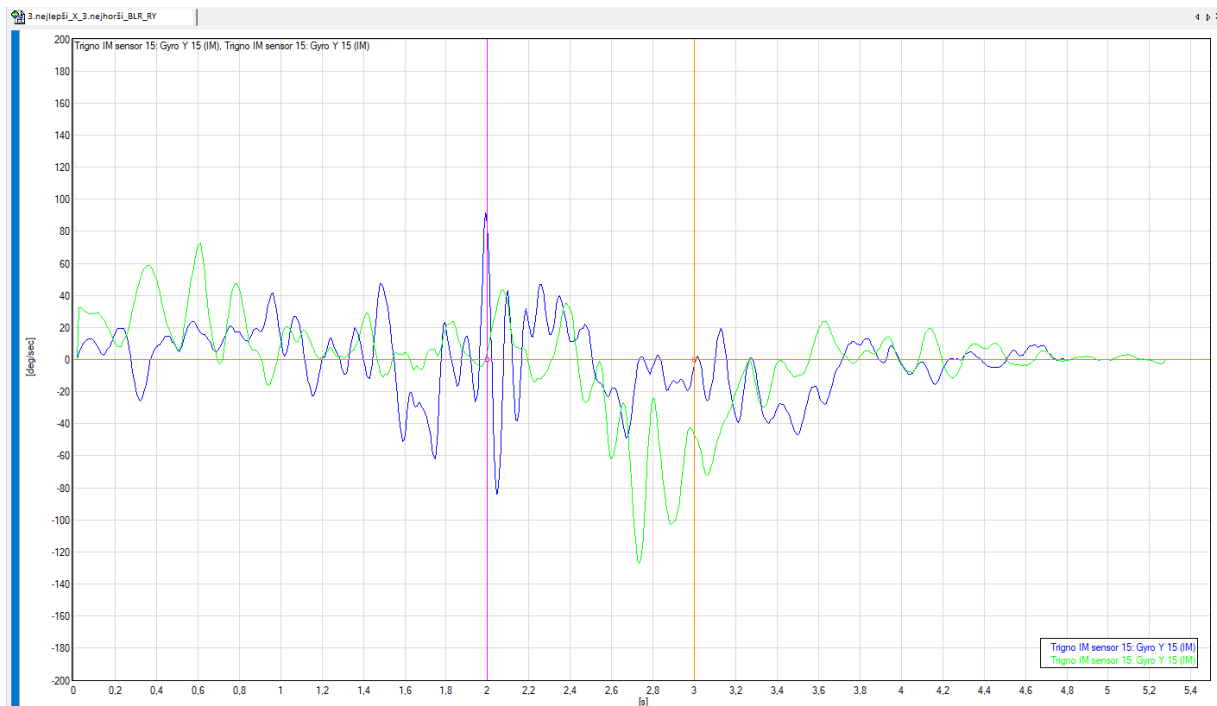
zdroj: vlastní

Příloha 27 Záznam z IM senzorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posteromediální směr



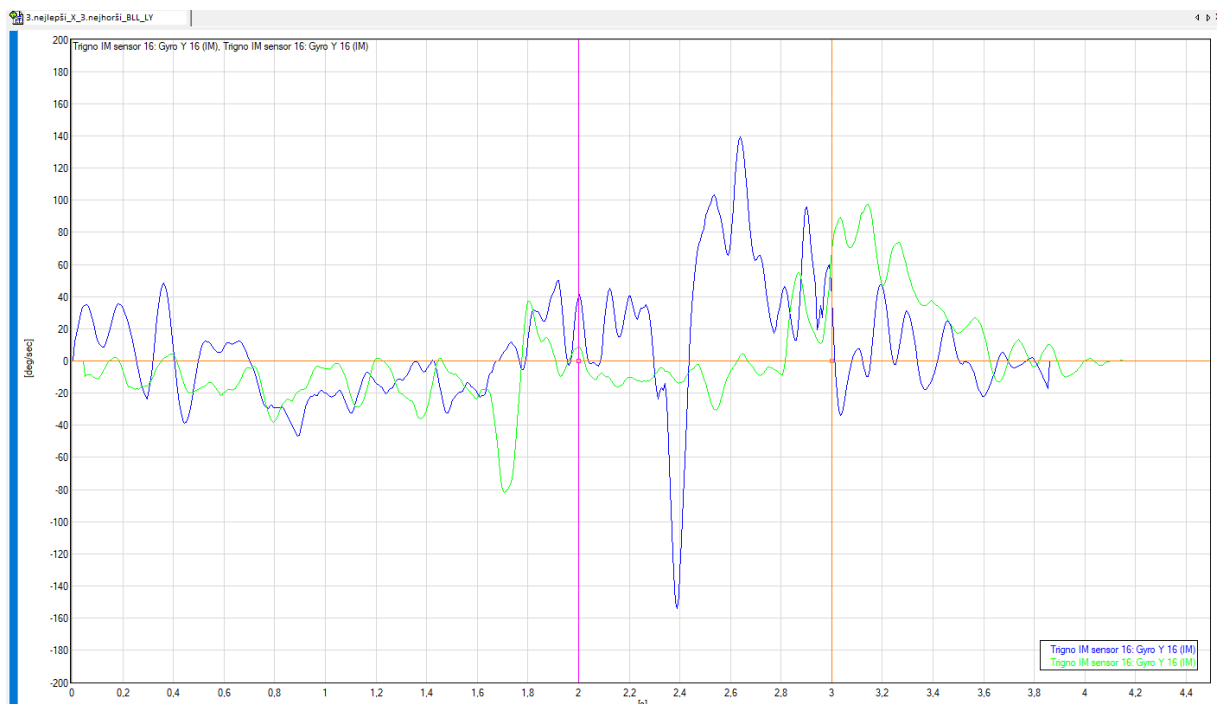
zdroj: vlastní

Příloha 30 Záznam z IM senzorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, pravá dolní končetina, posterolaterální směr



zdroj: vlastní

Příloha 29 Záznam z IM senzorů – porovnání 3.nejlepší a 3.nejhorší testovaná, levá dolní končetina, posterolaterální směr



zdroj: vlastní