

UNIVERZITA KARLOVA  
Fakulta tělesné výchovy a sportu

DIPLOMOVÁ PRÁCE

2023

Bc. Kateřina Procházková

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Katedra fyzioterapie

**EMG analýza svalů kyčelního kloubu u běžců se syndromem  
iliotibiálního traktu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

**PhDr. Tereza Nováková, Ph.D.**

Konzultant diplomové práce:

**Mgr. Radka Bačáková, Ph.D.**

Vypracovala:

**Bc. Kateřina Procházková**

Praha, duben 2023

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně a že jsem uvedla všechny použité informační zdroje a literaturu. Tato práce ani její podstatná část nebyla předložena k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze, dne

.....

.....

podpis diplomanta

## **Poděkování**

V první řadě bych ráda své poděkování věnovala vedoucí mé práce PhDr. Tereze Novákové, PhD., za její cenné rady, odborné vedení a ochotu pomoci při zpracování této závěrečné práce. Dále děkuji Mgr. Radce Bačákové, PhD., za pomoc s analytickým zpracováním dat. Mé poděkování patří taky Mgr. Janu Vávrovi, za pomoc se statistickým zpracováním dat. V neposlední řadě patří poděkování všem účastníkům, kteří se dobrovolně na výzkumu podíleli a přispěli tak velkou mírou k dokončení této práce.

## Abstrakt

- Název:** EMG analýza svalů kyčelního kloubu u běžců se syndromem iliotibiálního traktu
- Cíle:** Hlavním cílem této práce bylo zjistit bilaterální rozdíl aktivity svalů kyčelního kloubu u běžců se syndromem iliotibiálního traktu. Dílčím cílem bylo také zjistit roli dominance končetiny na vznik ITBS.
- Metody:** Dvacet dva běžců s ITBS bylo podrobena EMG vyšetření svalů *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus medius* a *m. gluteus maximus* při dynamických pohybech na jedné dolní končetině. Jednalo se o pohyby dřep, vertikální výskok a seskok z bedny. Výsledky byly vyjádřeny jako procentuální zastoupení maximální volní izometrické kontrakce (MVIC).
- Výsledky:** Výsledky poukazují na signifikantně vyšší aktivitu *m. gluteus maximus* na afektované dolní končetině (41,55 %) oproti neafektované (27,50 %) u cviku seskok z bedny ( $p= 0,00926$ ). Svaly *m. tensor fasciae latae* a *m. gluteus medius* signifikantní bilaterální asymetrickou aktivitu neprojevily. V rámci výsledků se neprokázala souvislost mezi dominantní dolní končetinou a stranou vzniku ITBS.
- Klíčová slova:** iliotibiální syndrom, ITBS, biomechanika běhu, povrchová elektromyografie, EMG, iliotibiální trakt, *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus*, svalová aktivita

## **Abstract**

- Title:** EMG analysis of the hip joint muscles in runners with iliotibial band syndrome
- Objectives:** The main aim of this thesis was to analyse bilateral difference in activity of the hip joint muscles in runners with iliotibial band syndrome. Second aim was also to determine the role of limb dominance in the formation of ITBS.
- Methods:** Twenty-two runners with ITBS underwent EMG muscle testing. *M. tensor fasciae latae*, *m. gluteus medius* and *m. gluteus maximus* were tested during dynamic movements on one lower limb. These included squat, vertical jump and jump off the box. Results were expressed as a percentage of maximal voluntary isometric contraction (MVIC).
- Results:** The results indicate a significantly higher activity of the *gluteus maximus* muscle on the affected lower limb (41.55%) compared to the unaffected (27.50%) during the box jump exercise ( $p=0.00926$ ). The *m. tensor fasciae latae* and *m. gluteus medius muscles* did not show significant bilateral asymmetrical activity. The results did not show a connection between the dominant lower limb and the side of the ITBS formation.
- Keywords:** iliotibial band syndrome, ITBS, running biomechanics, electromyography, EMG, *m. gluteus medius*, *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus maximus*, lateral knee pain, tractus iliotibialis, long distance runners

## Obsah

1 Úvod .....	11
2 Teoretická východiska práce .....	12
2.1 Syndrom iliotibiálního traktu .....	12
2.1.1 Tractus iliotibialis .....	12
2.1.2 Epidemiologie, incidence a prevalence .....	15
2.1.3 Etiologie a rizikové faktory .....	15
2.1.4 Klinická manifestace a diagnostika .....	18
2.1.5 Možnosti terapie a prognóza poranění .....	22
2.2 Specifické změny u běžců s ITBS .....	27
2.2.1 Biomechanika běhu .....	27
2.2.2 Propojenost kyčelního a kolenního kloubu .....	31
2.2.3 Změny v síle svalů kyčelního kloubu u běžců s ITBS .....	33
2.2.4 Kinematické změny u běžců s ITBS .....	35
2.2.5 EMG změny u běžců s ITBS .....	38
2.3 Povrchová elektromyografie .....	40
2.3.1 Průběh snímání EMG signálu .....	40
2.3.2 Analýza EMG signálu .....	42
2.3.3 Normalizace signálu .....	43
2.3.4. Faktory ovlivňující snímaný signál .....	43
2.3.5 Akcelerometrie .....	44
3 Cíle, úkoly práce a hypotézy .....	45
3.1 Cíle práce .....	45
3.2 Úkoly práce .....	45
3.3 Výzkumné otázky .....	46

3.4 Hypotézy .....	46
4 Metodika práce.....	47
4.1 Metodický postup při vytváření teoretické části práce .....	47
4.2. Metodický postup při vytváření praktické části práce .....	47
4.2.1 Příprava projektu.....	47
4.2.2 Popis výzkumného souboru.....	48
4.2.3 Přístrojové vybavení .....	50
4.2.4 Vyšetření výzkumníkem práce .....	50
4.2.5. Příprava měření.....	51
4.2.6 Sběr dat.....	53
4.2.8 Analýza dat.....	58
5 Výsledky .....	61
5.1 Stranová rozdílnost.....	62
5.1.1 Dřep na jedné dolní končetině .....	62
5.1.2 Vertikální výskok na jedné dolní končetině .....	64
5.1.3 Seskok z bedny .....	65
5.2 Dominance a vznik ITBS.....	68
5.3 Výsledky vztahující se ke stanoveným hypotézám .....	69
6 Diskuse .....	71
6.1 Diskuse k teoretické části.....	71
6.2 Diskuse k empirické části .....	72
6.3 Limity práce .....	78
7 Závěry.....	79
8 Referenční seznam .....	80
Přílohy .....	I
Příloha č. 1 .....	I



Příloha č. 2 .....	III
Příloha č. 3 .....	V

## **Seznam použitých zkratek**

EMG – elektromyografie

g – gravitační zrychlení

GMAX – gluteus maximus

GMED – gluteus medius

IT – iliotibiální

ITBS – iliotibiální syndrom

m. – musculus (sval)

MVIC – maximální volní izometrická kontrakce

n. – nervus (nerv)

NSAIDs – nesteroidní antiflogistika

sEMG – povrchová elektromyografie

SENIAM – Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles

SIAS – spina iliaca anterior superior

TFL – tensor fasciae latae

$\Delta v$  – změna rychlosti

$\Delta t$  – změna času

# 1 ÚVOD

Běh se stává v dnešní době stále populárnější aktivitou. A není se čemu divit. Běhání s sebou nese jak zdravotní, rekreační, tak i ekonomické benefity. S nárůstem této a dalších vytrvalostních aktivit se však zvyšuje i incidence a rizika zranění, a to zejména z nadužívání. U běžců se často jedná o patellofemorální syndrom, únavové zlomeniny tibie, syndrom iliotibiálního traktu a další. A právě syndrom iliotibiálního traktu je u běžců nejčastější příčinou bolesti laterální části kolenního kloubu. Ačkoliv je tento syndrom častým zraněním běžců, o aktivitě svalů souvisejících s tímto poraněním, které by mohly hrát roli v prevenci vzniku či terapii, se mnoho neví.

Etiologie iliotibiálního syndromu není přesně objasněna. Dříve se tento problém řešil jednoduše – aplikací ortéz, kinesiotapu nebo dlah. Nyní je již známé, že vznik iliotibiálního syndromu je ovlivněn proximálnějšími strukturami a je tedy nutné věnovat pozornost funkčnosti svalů kyčelního kloubu či lumbopelvicke oblasti. Je obecně tvrzeno, že tento syndrom souvisí se sníženou svalovou silou a aktivitou gluteálních svalů a nadměrnou aktivitou *m. tensor fasciae latae*. Jak je ale v teoretické části uvedeno, mezi autory se nachází značná diskrepance názorů, jak to doopravdy je.

Cílem této diplomové práce je objasnit a sjednotit informace dosud publikovaných prací a odborné recentní literatury související s danou problematikou. Zjistit souvislosti mezi aktivitou svalů kyčelního kloubu a vznikem iliotibiálního syndromu a stanovit tak případné klíčové prvky k terapii a prevenci tohoto poranění. Dalším dílčím cílem je zjistit souvislost mezi dominancí dolní končetiny a stranou vzniku iliotibiálního syndromu.

Diplomová práce je rozdělena na dvě části. V teoretické části práce je čtenářům popsána hlavní problematika iliotibiálního syndromu, včetně anatomických, etiologických vlastností a rizikových faktorů. Dále jsou objasněny možné diagnosticko-terapeutické postupy a jednotlivé změny u běžců z hlediska svalové síly, kinematiky a aktivity svalů. V empirické části práce je zanalyzována aktivita svalů *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus* a *m. tensor fasciae latae* pomocí povrchové elektromyografie u běžců se syndromem iliotibiálního traktu během specifických pohybů. V diskusi jsou tyto výsledky zhodnoceny a následně zkonfrontovány se současnými poznatky v oboru.

## 2 TEORETICKÁ VÝCHODISKA PRÁCE

### 2.1 Syndrom iliotibiálního traktu

Syndrom iliotibiálního traktu, jinak zvaný iliotibiální syndrom (ITBS), je netraumatické poranění v laterální oblasti kolenního kloubu, které je spojeno s iritací struktur mezi femorálním epikondylem a iliotibiálním traktem během repetitivní flexe a extenze kolene (Van der Worp et al., 2012). A právě u aktivit, při kterých je přítomna rychlá a prolongovaná flexe a extenze kolenního kloubu se tento syndrom vyskytuje. Řadí se zde cyklistika, hokej, plavání, turistika nebo basketbal (Hadeed & Tapscott, 2022; Pegrum et al., 2019). Nejčastěji se však tento syndrom vyskytuje u běžců, dokonce je považováno za druhé nejčastější běžecké zranění, hned po patellofemorálním syndromu (Taunton et al., 2002). ITBS spadá často do skupiny diagnóz, které se označují jako tzv. běžecké koleno (Biernat & Czaprowski, 2012).

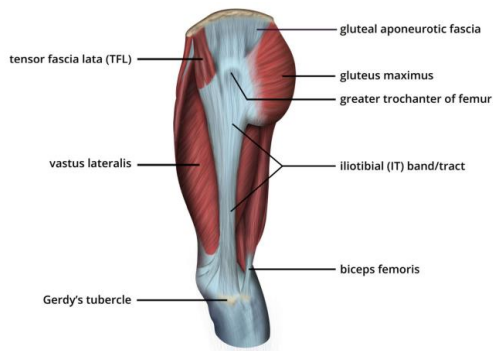
První případy ITBS zaznamenal v roce 1975 James Renne, a to u skupiny vojáků. Renne popsal, že se maximální bolesti laterální části kolene vyskytují zhruba po 3 km běhu nebo 16 km turistiky, přičemž je úlevovým mechanismem fixní kolenní extenze. O pět let později, v roce 1980, objasnil tuto běžeckou patologii detailněji Clive Nobles. Představuje také svůj diagnostický test, Noble compression test (Baker & Fredericson, 2016). Níže jsou v této kapitole podrobně popsány skutečnosti, které tuto patologii více objasňují.

#### 2.1.1 Tractus iliotibialis

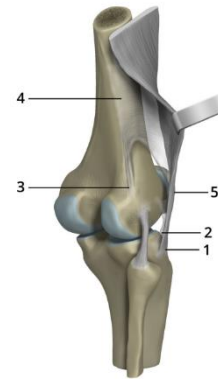
Iliotibiální (IT) trakt (Obrázek 1) je podlouhlý vaz spojující *os ilium s tibií*, pro řadu vědců představuje velmi zajímavou strukturou. Kaplan v roce 1958 zkoumal, zdali se u šimpanzů, goril, orangutanů, medvědů a dalších kvadrupedálních živočichů vyskytuje tato vazivová struktura. I přesto, že se u těchto zvířat vyskytují svaly *m. gluteus maximus* a *m. tensor fasciae latae*, které úzce anatomicky s IT traktem u lidí souvisí, nebyla zde žádná známka přítomnosti tohoto longitudinálního vazy. IT trakt nazval tedy jako jedinečnou strukturu lidí, která vznikla v odezvě na vzpřímené postavení těla a bipedální lokomoci (Kaplan, 1958). Ve skutečnosti je IT trakt laterálním longitudinálním zesílením hluboké fascie stehna – *fascia lata*, a je tak nemožné ho anatomicky individualizovat, jak je v mnoha učebnicích vykreslováno (Flato et al., 2017).

Huang et al. (2013) popisují anatomii proximální části IT traktu jako třívrstvou oblast – superficiální, intermediální a hlubokou. Tyto tři vrstvy se pojí nad oblastí velkého trochanteru (Flato et al. 2017) a následně již pokračují jako *tractus iliotibialis*. Superficiální vrstva začíná od *os ilium*, povrchově od *m. tensor fasciae latae* (TFL), intermediální vrstva se taktéž táhne od části kyčelní kosti těsně pod začátkem *m. TFL* a hluboká vrstva začíná hluboko pod tímto svaalem, konkrétně od supraacetabulární fossy mezi kyčelním pouzdrem a šlachou *m. rectus femoris caput reflexum*. K prvním dvěma vrstvám se hluboká vrstva přidává distálněji. IT trakt získává posteriorně povrchová vlákna z *m. gluteus maximus* a gluteální aponeurózy. Úpon TFL do IT traktu tvoří jednu třetinu celé délky traktu a společně s povrchovými vlákny *m. gluteus maximus* ovládají pohyby stehna (Flato et al., 2017).

Co se týče distálního konce IT traktu, v nejnovějších studiích se popisuje minimálně pět míst úponů (Obrázek 2). Nejznámější místo inzerce je *tuberculum Gerdyi*, které se vyskytuje na laterální části infrakondylární oblasti tibie. Kromě toho, Birnbaum et al. (2004) popisují vazivovou odchylku od tohoto místa k hlavičce fibuly. Dalším místem úponu traktu je *linea aspera* na femuru, na kterou se IT trakt upíná pomocí intermuskulárních sept. Distálně trakt dále končí na laterálním epikondylu femuru v blízkosti *ligamentum collaterale laterale*. Úpon IT traktu na patellu, nazývaný jako capsulo-osseální vrstva, pracuje synergisticky s *ligamentum cruciatum anterius* a je součástí laterálního patellofemorálního vazivového komplexu. Od patelly se IT trakt dále inzeruje do longitudinálního a laterálního transverzálního patellárního retinakula. Posledním úponovým místem IT traktu je do místa tibie a kloubního kolenního pouzdra posteriorně od *tuberculum Gerdyi*. Tento úpon se také nazývá *ligamentum femorotibialis lateralis*. V úrovni laterálního epikondylu má IT trakt šířku 1-3 mm (Flato et al., 2017).



**Obrázek 1: Iliotibiální trakt (Flato et al., 2017)**



**Obrázek 2: Pět distálních úponů iliotibiálního traktu (Flato et al., 2017)**

IT trakt splňuje řadu funkcí, přičemž za hlavní lze považovat přenášení síly z kyčelního na kolenní kloub a podílení se na laterální stabilizaci kolene (Flato et al. 2017). Více detailně lze funkce IT traktu rozdělit na proximální a distální.

Proximální část zajišťuje extenzi, abdukci a zevní rotaci kyčelního kloubu. IT trakt hraje také důležitou roli v posturální funkci, a sice stabilizace pánve a zamykání kolene v hyperextenzi (Evans, 1979; Fairclough et al., 2006).

Distální část provádí flexi či extenzi kolenního kloubu v závislosti na jeho poloze. Při plné extenzi až 20-30° flexe kolenního kloubu, zajišťuje IT trakt extenzi, jelikož je jeho distální část anteriorně od femorálního epikondylu. Naopak při flexi kolenního kloubu více jak 20-30° je IT trakt aktivním flexorem kolene. Lze tedy hovořit o jeho inverzní funkci (Hyland et al., 2021).

Tím, že IT trakt úzce souvisí s kolenním kloubem, podílí se i na jeho laterální stabilizaci. Vlákná posteriorní jsou v izometrické kontrakci při 0°-50° flexe a prodlužují svou délku mezi 50° a 90° kolenní flexe. Anteriorní vlákna se natahují při 0°-40° flexe a následně do 90° kolenní flexe svou délku nemění (Hirschmann & Müller, 2015). IT trakt zamezuje jak posteriorní luxaci femuru vůči tibii, tak varóznímu postavení kolenního kloubu. Lze tedy shrnout, že IT trakt zajišťuje anterolaterální stabilizaci kolenního kloubu (Flato et al., 2016).

Inervace IT traktu je zajištěna z n. gluteus superior et inferior. Trakt je složen převážně z kolagenních vláken, a proto nelze tuto strukturu protahovat jako sval, což je

obecně mylně tvrzeno. K tomu aby byl IT trakt protažen, musí dojít i k protažení stehenní fascie, intermuskulárního septa a vazivového úponu traktu, což, jak tvrdí Fairclough et al. (2007), není anatomicky možné. Proto manipulační terapie související s protahováním či snižováním adheze IT traktu není vědecky podložena a spíše dochází v tomto smyslu k protažení abduktorů kyčelního kloubu (Fairclough et al., 2006).

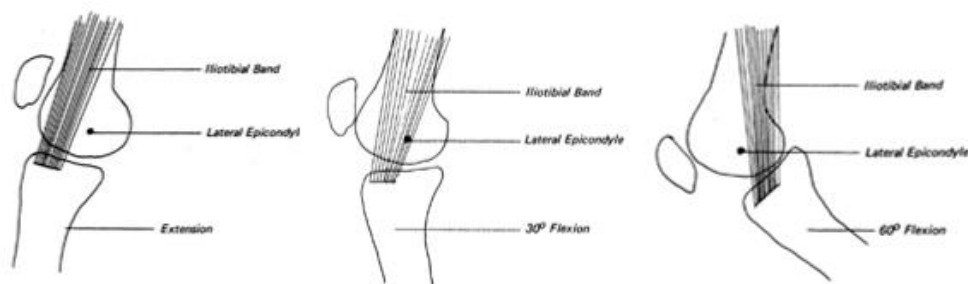
### **2.1.2 Epidemiologie, incidence a prevalence**

ITBS je považován za nejčastější příčinu bolesti laterální oblasti kolenního kloubu a druhou nejčastější příčinu zranění běžců a tvoří 12 % všech běžeckých zranění (Hutchinson et al., 2022; Taunton et al., 2002). Co se týče incidence, dle Pelgrum et al. (2019) se tento syndrom vyskytuje u 7-14 % všech běžců. V roce 1996 byla Fallonem zaznamenána 10,3% incidence přítomnosti ITBS během ultramaratonu, což je disciplína, která svou prodlouženou vzdáleností jistě syndromu přispívá. U cyklistů se hodnoty pohybují podobně, tam bylo zaznamenáno 15-24 % ITBS, ze všech zranění z nadužívání. (Flato et al., 2017).

Ke vzniku ITBS je náchylnější aktivní populace a zejména ti, kteří během sportu vykonávají prodlouženou repetitivní flexi a extenzi kolenního kloubu (Hadeed & Tapscott, 2022). Co se týče genderového zastoupení tohoto poranění, u žen se pohybuje incidence 16 až 50 % a u mužů daleko více, a to 50–81 % (Van der Worp et al., 2012). Naopak dle studie Taunton et al. (2002) jsou dvojnásobně náchylnější ženy ke vzniku ITBS a patellofemorálního syndromu než muži.

### **2.1.3 Etiologie a rizikové faktory**

Noble (1979) popisuje, že ITBS je zapříčiněn třením mezi laterálním epikondylem femuru a IT traktem během cyklických pohybů, kde převažuje flexe a extenze kolene a nazývá ho tedy Iliotibial Band Friction Syndrome. Následkem tohoto tření vzniká v okolí inflamace projevující se bolestí na laterální straně kolene při déletrvajících cyklické aktivitě (Noble, 1979). Předpokládalo se tedy, že pohyb IT traktu způsobuje maximální třecí sílu v 30° flexe kolene (Obrázek 3), což je moment kdy se při běhu pata dotkne země (Hadeed & Tapscott, 2022). To bylo považováno za důvod vzniku zánětu převážně zadních vláken traktu a související bursitidou (Fairclough et al., 2006).

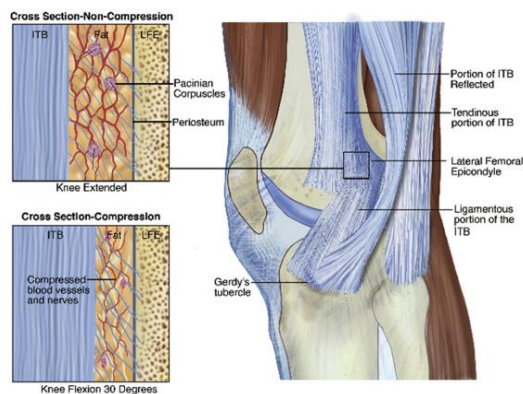


**Obrázek 3: Pohyb IT traktu přes laterální epikondyl femuru během flexe kolene  
(Noble, 1979)**

Fairclough et al. (2006) toto tvrzení ve své studii však vyvrací. Zdůrazňují, že IT trakt není samostatná jednotka, jak je velmi často chybně bráno. *Tractus iliotibialis* je ztluštěním laterální části stehenní fascie (*fascia lata*). Tato stehenní fascie se pomocí intermuskulárních sept mimo jiné upíná na *linea aspera* a je pevně ukotvena k laterální suprakondylické oblasti femuru a k epikondylu pomocí silných vazivových vláken. Z toho důvodu autoři usuzují, že pohyb IT traktu přes femorální epikondyl není biomechanicky možný. Během flexe v kolenním kloubu jsou nejprve natahována anteriorní a následně posteriorní vlákna IT traktu (Fredericson et al., 2000).

Antero-posteriorní posun IT traktu není tedy možný, je však možný malý posun směrem medio-laterálním. Jakmile je stehenní fascie napjatá, může vznikat zvýšený tlak na jakoukoliv okolní tkáň. A jelikož je tkáň mezi IT traktem a epikondylem hojně nervově-cévně zásobená, tak právě tlak na tuto oblast může způsobovat iritaci Paciniho tělísek, což jsou tlakově senzitivní receptory (Obrázek 4). Tyto receptory hrají důležitou roli ve zpětnovazebném řízení tonu proximálního svalstva, a to především abduktorů kyčelního kloubu. Pomocí zpětné vazby z těchto tkání dochází ke snížení napětí kyčelních abduktorů, aby se předešlo větší kompresi v místě femorálního epikondylu. Je tedy velmi pravděpodobné, že etiologie ITBS souvisí s dysfunkcí svalů kyčelního kloubu a problém v oblasti úponu iliotibiálního traktu je sekundární záležitostí, což ostatně potvrzuje i studie Fredericson et al. (2000).





**Obrázek 4: Komprese tkáně mezi IT traktem a femorálním epikondylem (Baker & Fredericson, 2016)**

Jakýkoliv zánět v epikondylární oblasti femuru souvisí se zmíněnými měkkými tkáněmi mezi epikondylem a IT traktem, ne s bursitidou, jak je mylně tvrzeno (Fairclough et al., 2006). Navíc Nemeth a Sanders (1996) ve svém výzkumu s 350 artroskopielemi, 35 artroplastikami a 8 kadávery kolen nenašli důkaz, že by se bursa mezi epikondylem femuru a IT traktem vyskytovala. Zjistili však, že tkáň, která se zde nachází má capsulotivý charakter a je synoviální.

Fairclough et al. (2006) zmiňuje, že by se IT trakt měl dělit na dvě části – na šlachu, která vede od *m. tensor fasciae latae* a *m. gluteus maximus* k femorálnímu epikondylu a na vaz, který vede od epikondylu k *tuberculum Gerdyi* na tibií. Jelikož tedy tendinózní část nezasahuje až ke kolennímu kloubu, není možnost pohybu IT traktu přes laterální epikondyl femuru. Termín třecí syndrom by tedy neměl být rozhodně používán. Samozřejmě ITBS může mít více subtypů příčin, ale jedná se spíše o impingement syndrom než o mechanismus tření známý jako friction syndrome (Fairclough et al., 2006; Flato et al., 2016).

### **Rizikové faktory**

Rizikové faktory, které přispívají ke vzniku ITBS se dělí na vnitřní a vnější. Do vnitřních faktorů se řadí anatomické odchylky jako je genu varum či valgum, nadměrná prominence laterálního epikondylu femuru, nadměrné pronační postavení nohy nebo rozdílná délka dolních končetin (Aderem a Louw, 2015; Flato et al., 2016). Van der Worp et al. (2012) popisují výskyt asymetrické délky dolních končetin u 5-14 % lidí s ITBS.

Autoři se však nemohou shodnout, jestli se ITBS vyskytuje na kratší či delší dolní končetině. Bauer & Duke (2011) zkoumali 20 běžců s ITBS a 20 běžců bez tohoto poranění a zjistili, že 56 % běžců udávala bolest na kratší končetině. McNicol et al. (1981) však ve své studii udávají, že ze všech zkoumaných běžců s ITBS mělo pouze 13 % rozdílnou délku dolních končetin a afektovanou končetinou byla ta delší. V rámci vnitřních faktorů byly dále zjištěny funkční odchylky u běžců trpících ITBS, jako je snížená síla abduktorů kyčelního kloubu, stejně tak zevních rotátorů, vnitřně postavená poloha tibie, calcaneální everze, myofasciální zkrácení a další (Noehren et al., 2007). Tyto faktory jsou detailně popsány v kapitole 2.2 Specifické změny u běžců s ITBS.

Do vnějších faktorů, které mohou přispět ke vzniku ITBS se řadí nadměrný běh po oválu jedním směrem, běh z kopce, nízká kadence, amatérští běžci, náhlé zvýšení běžecké vzdálenosti či frekvence, ale také běhy na dlouhé tratě nebo změna běžecké obuvi. Sprint a obecně zvýšení kadence může bolest snižovat, jelikož se kolenní kloub nachází po většinu času ve flexi větší jak 30 stupňů a vyhýbá se tak impingement zóně. (Fredericson & Weir, 2006; Orchard et al., 1996). Obecně je však vznik ITBS spojován s biomechanickými abnormalitami a přetrénováním (Pegrum et al., 2019).

#### **2.1.4 Klinická manifestace a diagnostika**

ITBS postihuje zejména aktivní populaci lidí. Mezi příznaky, které jsou pro diagnostiku tohoto syndromu klíčové se řadí ostrá bolest až pálení mezi laterálním epikondylem femuru a *tuberculum Gerdyi*. Pro tuto bolest je typické, že se objevuje po určité uběhnuté vzdálenosti a zhoršuje se při běhu z kopce. Po ukončení běhu často bolesti zmizí a objeví se až s další běžeckou aktivitou. Jak tento syndrom progreduje, může se vyskytovat v následující aktivitě již dříve a v akutních případech se vyskytuje i při chůzi do schodů i ze schodů. Občas může být patrná i přítomnost otoku (Flato et al., 2017; Fredericson et al., 2000; Fredericson & Wolf, 2005; Strauss et al., 2011).

Mimo lokální bolesti v laterální oblasti kolene se může bolest dále propagovat i do IT traktu, což se následně projevuje i bolestivostí stehna nebo kyčelního kloubu. Lidé s ITBS si mohou také stěžovat na zhoršení bolesti při prodloužení běžeckého kroku nebo dlouhodobém sezení s flektovaným kolenem (Khaund & Flynn, 2005; Pegrum et al., 2019). ITBS se vyskytuje zejména unilaterálně. Baker (2016) ve své studii udává pouze 6 % zastoupení lidí s bilaterálními symptomy ITBS.

Existuje několik způsobů, jak tento syndrom diagnostikovat. Van der Worp et al. (2012) zjišťovali ve své práci volby diagnostických postupů využívané v různých studiích zabývající se ITBS. Diagnostika probíhala nejčastěji na základě anamnézy a popisu obtíží, završené klinickými nálezy. V mnoha studiích byl k diagnostice ITBS využit Noble kompresní test nebo Ober test, stejně tak jako Renne test. Van der Worp et al. (2012) udávají, že výše zmíněné testy se zdají, že mají dobrou validitu, nebyla však nikdy přesně zjištěna.

### **Noble kompresní test**

Noble test, známý také jako Noble kompresní test, se hojně využívá k diagnostice syndromu iliotibiálního traktu. Tento test byl popsán doktorem C. A. Noblem, který se tímto syndromem zabýval. Popsal ho ve své studii z roku 1979 (Noble, 1979), kde také poukazuje na to, že Renne test, který taktéž slouží k diagnostice ITBS není přesný, jelikož pozitivitu testu mohou zapříčinit jiné strukturální poranění kolenního kloubu. Vynalezl tedy vlastní test.

Pacient při provedení Noble kompresního testu (Obrázek 5) leží v supinační poloze, postižený kolenní kloub je flektován v 90°, netestovaná dolní končetina je volně položena na lehátku. Terapeut stojí na straně testované končetiny a přiloží svůj palec do oblasti laterálního epikondyly (nebo 1-2 cm proximálně) tak, aby vyvíjel tlak na distální část IT traktu. Pacient následně provádí aktivní extenzi a flexi v kolenním kloubu (může být prováděna i pasivně terapeutem). Pro porovnání je test vhodné provést i na nepostižené končetině (Magee, 2014; Noble 1980).

Za pozitivní test se považuje bolest v oblasti laterálního epikondyly a *tuberculum Gerdyi* s nejvyšší intenzitou v 30° flexe kolenního kloubu. Pacient často udává, že stejnou bolest pociťuje i při vykonávání dané sportovní aktivity (Magee, 2014).

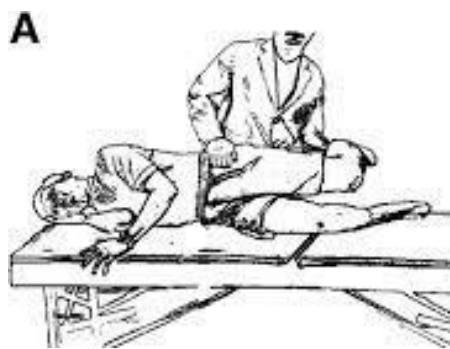


**Obrázek 5: Noble kompresní test (Hutchinson et al. 2022)**

Validita a reliabilita Noble testu je bohužel doposud neznámá (Fredericson & Weir, 2006). Stejně tak i senzitivita a specificita testu. Nelze je tedy s konkrétní spolehlivostí využít, což je považováno za významný limit testu. Díky tomuto faktu, je vhodné zařadit při diagnostice bolesti kolene i testy pro vyloučení poranění jiných struktur kolenního kloubu (Appley test, Steinmannův test atd.) a to i přesto, že Shen, Mao, Zhang et al. (2021) uvádějí, že pozitivita Noble testu vylučuje ostatní možné příčiny bolesti kolene.

### **Ober test**

Další test, který se také využívá k diagnostice ITBS je Ober test (Obrázek 6). Test byl vynalezen Frankem Obrem v roce 1936 a slouží k diagnostice vyššího napětí IT traktu (Lucas, 1992). Při tomto testu leží pacient na neafektovaném boku, vyšetřující flektuje afektovaný kolenní kloub do 90°, přičemž stabilizuje pánev. Kyčelní kloub na afektované straně je v mírné flexi a abdukci. Vyšetřující provede extenzi kyčelního kloubu, přičemž se IT trakt posune anteriorně od velkého trochanteru a následuje pasivní addukce vyšetřovaného. Pokud se kyčelní kloub testované nohy v extenzi addukuje a pacient neudává bolest, je tento test považován za negativní. Pozitivní test můžeme rozdělit do tří úrovní: minimální (addukce v kyčelním kloubu byla proveditelná pod horizontální linií, nikoliv však až k testovacímu lehátku); mírný (dolní končetina byla addukována k horizontální linii); maximální (dolní končetina zůstala v abdukci) (Gose & Schweizer, 1989).



**Obrázek 6: Ober test (Wang et al., 2006)**

Tento test lze však také kombinovat s Noble kompresním testem. Tato modifikace testu je dle Pegrum et al. (2019) specifitější a může tak lépe určit bolesti ITBS oproti jiným příčinám bolesti laterální oblasti kolene. Provádí se v pozici pacienta na neošetřovaném boku s flektovanými kolenními a kyčelními klouby. Terapeut uchopí testovanou dolní

končetinu a provede pasivní abdukci a extenzi kyčelního kloubu. Následně při fixaci distální části bérce nechá pacientovu dolní končetinu pasivně addukovat – Ober test. V tento moment terapeut vyvíjí tlak na laterální epikondyl femuru a provádí pasivní flexi a extenzi v kolenním kloubu – Noble test (Rosenthal, 2008).

Předchozí kombinovaný test lze navíc modifikovat přidáním pasivně provedeným mediálním posunem patelly testovaného kolene, přičemž by se měly, v případě pozitivy testu, objevit silnější symptomy související s ITBS. Ke zvýšení symptomů lze také zařadit při kombinaci Ober a Noble testu vnitřně rotovanou pozici bérce (Rosenthal, 2008).

Studie Willett et al. (2016), která zkoumala souvislost napětí IT traktu s pozitivitou Ober testu na 18 kadaverózních objektech, poukázala, že mezi IT traktem a omezenou addukcí kyčelního kloubu není žádná souvislost a tímto testem se spíše testuje napětí svalů *m. gluteus medius* a *minimus* než samotného IT traktu. Proto není tento test vhodné zařazovat do souvislosti s diagnostikou ITBS (Willett et al., 2016).

### **Renne test**

Poslední ze tří testů, který byl poprvé specificky vynalezen k testování ITBS je Renne test (Obrázek 7). Test je zahájen stojem na afektované dolní končetině jedince, přičemž terapeut vyvíjí tlak na oblast laterálního epikondylu. Následně je proveden aktivní podřep na stojné končetině. Test je pozitivní, objeví-li se bolest na vnější straně kolenního kloubu při 30-40° kolenní flexe (Joldersma & Van Nugteren, 2019; Lucas, 1992).



**Obrázek 7: Renne test (Joldersma & Van Nugteren, 2019)**

Linderberg et al. (2016) vytvořili stupnici pro hodnocení závažnosti zranění ITBS. Tento systém má 4 stupně:

1. bolest se vyskytuje po běhu, neomezuje uběhnutou vzdálenost nebo rychlost
2. bolest přichází při běhu, ale neomezuje uběhnutou vzdálenost nebo rychlost
3. bolest se objevuje při běhu a omezuje vzdálenost a rychlost
4. bolest je tak vážná, že brání v běhu.

Iliotibiální syndrom je klinická diagnóza, která málo kdy vyžaduje další zobrazovací screening, ten je však vhodný pro vyloučení přítomnosti jiné patologie (Hadeed & Tapscott, 2022). V rámci diferenciální diagnostiky může být bolest kolenního kloubu laterálně zapříčiněna burzitidou popliteální šlachy, rupturou laterálního menisku, poraněním ligamentum collaterale laterale nebo proximálního tibiofibulárního kloubu, patellární instabilitou, tendinitidou bicipitální šlachy, poraněním n. peroneus communis, útlakem popliteální artérie, lumbální radikulopatií nebo také únavovou zlomeninou distálního konce femuru. Při diagnostice ITBS je tedy vhodné specifickými testy nebo zobrazovacími metodami tyto poranění odlišit (Rosenthal, 2008; Saavedra, 2012).

V rámci zobrazovacích metod může být využita magnetická rezonance nebo ultrazvuk, který dokáže odhalit abnormální ztlustění IT traktu, které může být při ITBS přítomno (Hadeed & Tapscott, 2022).

### **2.1.5 Možnosti terapie a prognóza poranění**

V rámci terapie je nutné v první řadě najít příčinu vzniku ITBS a tu odstranit (Noble, 1979). Návštěva fyzioterapeuta nebo jiného pohybové odborníka může usnadnit léčbu tohoto syndromu. Terapie ITBS je rozdělena do 4 fází vzhledem k momentálnímu stavu pacienta – akutní, subakutní, posilovací a fáze návratu k běhu. Během těchto fází je snahou o dosažení bezbolestivosti, snížení otoku, uvolnění myofasciálních struktur, posílení kyčelních a kolenních svalů a postupný návrat k běžecským aktivitám. V rámci

terapie je doporučováno také zkontrolovat tréninkovou strategii a běžeckou obuv a minimalizovat tak zevní rizikové faktory (Van der Worp, 2012).

### **Akutní fáze**

Do této fáze spadají běžci, u kterých se bolest vyskytla v předchozích dvou týdnech. Je charakteristická klidovou i zátěžovou bolestí, někdy i otokem. Cílem léčby v rámci této fáze je redukce otoku a inflamace. Využívá se negativní termoterapie, orální NSAIDs, iontoforéza a při nelepším se stavu a přetrvávajícímu otoku je doporučeno aplikovat kortikosteroidní injekce. Dle Fredericsona & Wolfa (2005) není žádná z těchto metod efektivní, dokud pacient dočasně neeliminuje aktivity, u kterých se bolest vyskytuje – cyklistika, běh z kopce, běh po ovále v jednom směru apod. Jako vhodná aktivita v této fázi je doporučováno plavání za použití pouze horních končetin a plavecké desky mezi končetinami dolními. V rámci této fáze je vhodné zařadit myofasciální uvolňování – odstranění spouštěvých bodů ve svalech jako je *m. biceps femoris*, *m. vastus lateralis*, *m. gluteus maximus* a *m. TFL*, ale také fasciální uvolnění zejména v oblasti laterální porce stehna. Dále je vhodné edukovat pacienty ke správné chůzi se zaměřením na udržení pánve a trupu v transversální rovině a vědomě snížit nadměrnou varozitu kolenních kloubů, pokud je přítomna. Tato fáze trvá 3 dny až jeden týden (Baker & Fredericson, 2016; Fredericson & Weir, 2006; Fredericson & Wolf, 2005; Van der Worp et al., 2012).

### **Subakutní fáze**

Bolesti kolene, které se vyskytly v rámci předchozích dvou týdnů a více spadají do fáze subakutní. Tato fáze se také vyznačuje vymizením či snížením bolesti a inflamace. Cílem terapie v této fázi je korekce biomechanických abnormalit a snížení myofasciální restrikce. V rámci terapie je vhodné zařadit protahovací techniky na uvolnění fascie stehna využitím například foam rolleru (Obrázek 8) a protažení svalů jako je *m. iliopsoas*, *m. rectus femoris* a TFL/ IT traktového komplexu (Obrázek 9). Dle Fredericsona a Wolfa (2005) je vhodné pro protažení specifické skupiny svalů využít cvičení na principu kontrakce relaxace. Tato metoda spočívá v 7 sekundové submaximální kontrakci svalu s následným 15 sekundovým protažením. Následně je tato technika dvakrát zopakována. Jeli nutno, je v této fázi doporučováno užití kombinace protizánětlivých a analgetických farmak. Naopak není vhodné již zařazovat ledování postižené oblasti. Tato fáze trvá 3 dny až dva týdny (Baker & Fredericson, 2016; Fredericson & Weir, 2006; Fredericson & Wolf, 2005; Van der Worp et al., 2012).



**Obrázek 8: Využití foam rolleru pro uvolnění fascie stehna (Fredericson & Wolf, 2005)**

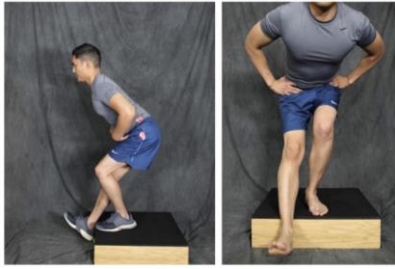


**Obrázek 9: Protážení TFL/IT komplexu (Fredericson & Wolf, 2005)**

### **Zotavovací a posilovací fáze**

Tato fáze se vyznačuje zlepšením fasciální restrikce a celkových symptomů. Cílem terapie této fáze je snížit nadměrný tah IT traktu, a to zejména implikací cvičícího programu který se zaměřuje na triplanární pohyby a integrované pohybové vzorce. V rámci posilovacích cviků je vhodné zařadit izometrické a excentrické kontrakce svalů *m. gluteus medius*, a především jeho posteriorních vláken. Posílení by mělo být také zaměřeno na extenzory a zevní rotátory kyčelních kloubů, což by mělo snížit nadměrnou vnitřní rotaci v kyčelním kloubu a snížit tak tah IT traktu. Cviky jako single leg step down (Obrázek 10), side lying leg lifts (Obrázek 11), pelvic drop (Obrázek 12), frontal plane lunges (Obrázek 13) nebo single leg dead lift (Obrázek 14) jsou v rámci terapie ITBS efektivně využívány (Baker & Fredericson, 2016; Fredericson & Weir, 2006, Fredericson & Wolf, 2005).





**Obrázek 10: Singl leg step down  
(Baker & Fredericson, 2016)**



**Obrázek 11: Side lying leg lifts  
(Baker & Fredericson, 2016)**



**Obrázek 12: Pelvic drop (Fredericson &  
Baker, 2016)**



**Obrázek 13: Frontal plane  
lunge (Fredericson & Wolf,  
2005)**



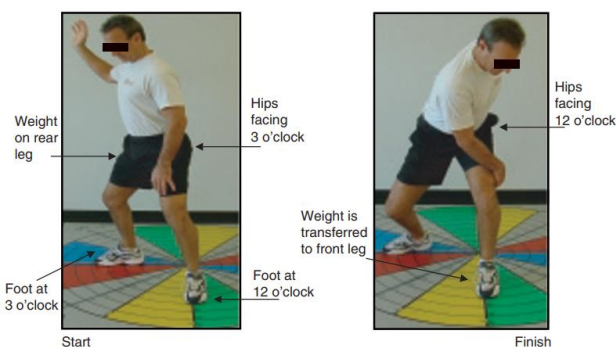
**Obrázek 14: Singl leg dead lift  
(Fredericson & Baker, 2016)**

Fredericson & Wolf (2005) navíc přidávají cviky, které kladou větší důraz na excentrickou práci výše zmíněných svalů. Jedná se o tzv. „modified matrix“ a „wallbangers“. „Modified matrix“ cvik (Obrázek 15) se provádí tak, že levá dolní

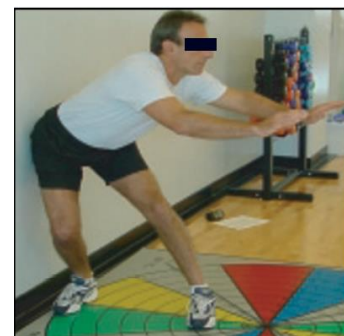
končetina je v pozici dvanácti hodin, druhá v pozici tří hodin, pravá horní končetina je v abdukci a zevní rotaci a trup je ve směru pravé dolní končetiny. Následně pacient provede aktivní rotaci trupu a kyčelního kloubu směrem k levé dolní končetině včetně přenesení váhy na tuto končetinu a pravou horní končetinou se nyní dotýká zevní strany levého stehna. Dochází tak k excentrické práci kyčelních svalů na levé dolní končetině.

Při cviku „wallbanger“ (Obrázek 16) stojí pacient 15-30 cm od stěny s rozkročenými dolními končetinami, přičemž je pravá strana těla blíže ke stěně. Pacient následně provede rotaci trupu a zejména kyčelních kloubů směrem od stěny, flektuje koleno, které je blíže ke stěně a pravou hýždí se dotkne zdi. Následně se ihned vrací do začáteční pozice, nesetrvává v konečné pozici (Fredericson & Wolf, 2005).

Je doporučeno začít s 5-8 opakováním každého cviku a postupně se dopracovat na 3 série s 15 opakováními. Důraz je kladen i na asymptomatickou dolní končetinu. Tato fáze trvá jeden až šest týdnů (Baker & Fredericson, 2016; Fredericson & Weir, 2006; Fredericson & Wolf, 2005).



**Obrázek 15: Modified matrix (Fredericson & Wolf, 2015)**



**Obrázek 16: Wallbanger (Fredericson & Wolf, 2005)**

### **Fáze návratu k běhu**

Jakmile jsou cviky v uzavřeném a otevřeném kinematickém řetězci bezbolestné, může se pacient pomalu navracet k běhu. Cílem této fáze je pozvolné navrácení k plné pohybové zátěži. První týden běhu je vhodné zařadit sprinty, při kterém se koleno vyhýbá impingement zóně. Je výrazně doporučeno omezit běhy z kopce, minimálně po dobu prvních dvou týdnů. Doporučeno je začít běhat ob den a pomalu navyšovat intenzitu a frekvenci. Běžci by se měli vědomě zaměřit na postavení pánve, trupu a jemné

našlapování nohy. Mimo to je vhodné se zaměřit na šířku kroku, dle studie Meardon et al. (2012), je úzká souvislost mezi sníženou šířkou kroku a zvýšením napětí IT traktu. Tato fáze trvá 6 týdnů (Baker & Fredericson, 2016; Fredericson & Weir, 2006).

### **Prognóza poranění**

Co se týče prognózy poranění, udává se, že u zhruba 50-90 % pacientů odezní klinické příznaky během 1-2 měsíců. Tento syndrom však často doprovází relapsy a vracející se příznaky. Ačkoliv operativní léčba není u toho typu poranění častá a nevyužívá se jako volba první metody, výsledky jsou nadprůměrné. (Hadeed & Tapscott, 2022).

Z operativních metod se volí excize laterální burzy nebo débridement synoviálního recesu, a to jak artroskopicky, tak otevřenou metodou. Dále eliptická operační excize s incizí posteriorní části iliotibiálního traktu na laterálním femorálním epikondyly nebo prodlužovací metoda IT traktu jako tzv. ITB Z-plasty (Hyland et al., 2021).

## **2.2 Specifické změny u běžců s ITBS**

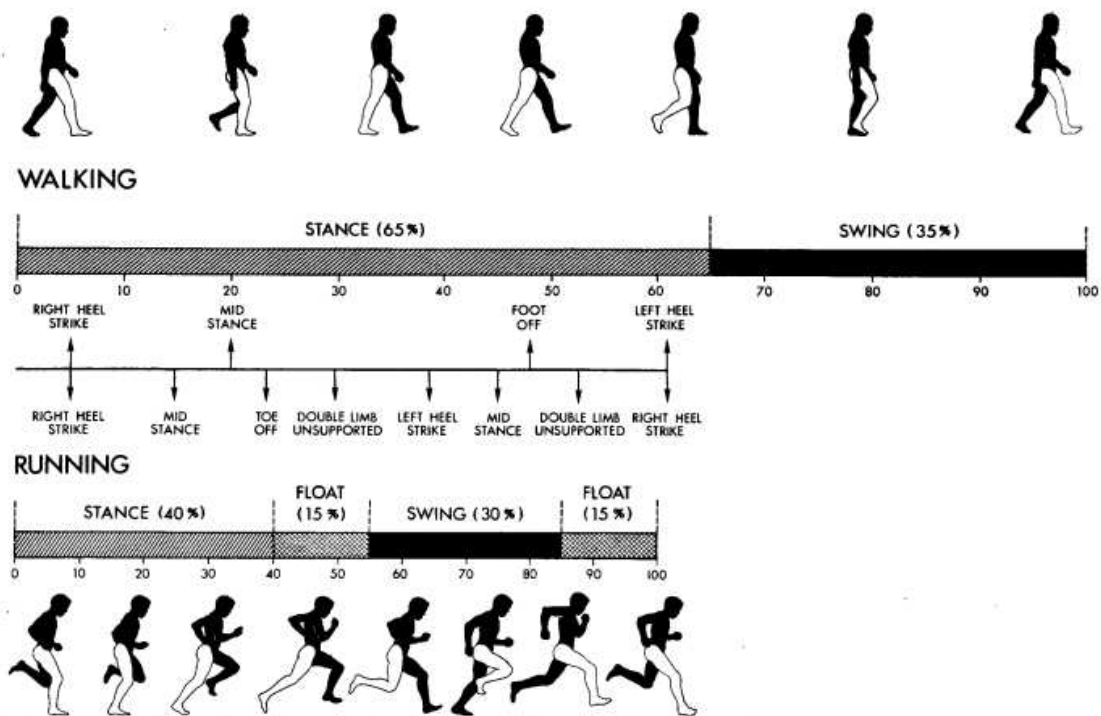
### **2.2.1 Biomechanika běhu**

K tomu, aby bylo možné hodnotit kineziologické odchylky běhu, je potřeba znát jeho biomechaniku. K porozumění biomechaniky běhu a jeho cyklu je nutné znát krokový cyklus, ze kterého vše vychází.

Krokový cyklus tvoří jednotku pro analýzu chůze a je zahájen kontaktem jedné dolní končetiny se zemí a končí kontaktem stejné končetiny se zemí. Cyklus je rozdělen do dvou fází – fáze švihová a stojná. Tyto fáze obsahují kontakt paty se zemí, střed stojné fáze, odlepení přední části nohy a švihovou fázi (Adelaar, 1986; Novacheck 1998).

Běžecský cyklus se oproti krokovému cyklu liší v přítomnosti letové fáze na začátku a na konci švihové fáze. V této fázi není ani jedna dolní končetina v kontaktu se zemí. Krokový cyklus má řadu tzv. „double stance“, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu se zemí, což v běžecském cyklu chybí. Poměr stojné a švihové fáze u chůze je 60: 40. Při běhu stojná fáze zaujímá méně jak 50 % a zbytek zaujímá fáze švihová, což umožňuje přítomnost již zmíněné fáze letové. Čím se rychlost běhu zvyšuje, tím se

procentuální zaujmutí stejné fáze snižuje. Rozdíl v procentuálním zaujmutím fáze stojné a švihové při chůzi a běhu je zobrazen na Obrázku 17. Dalším charakteristickým rozdílem mezi během a chůzí je ten, že při chůzi je přítomna širší opěrná báze (Nicola & Jewison, 2012). Je důležité zmínit, že při běhu zatěžuje člověk dolní končetinu mnohonásobně více než při chůzi, Nicola & Jewison (2012) uvádí až trojnásobek tělesné váhy, což je také příčinou častých běžeckých zranění (Adelaar, 1986).



**Figure 1.** Comparison of the phases of the walking and running cycle. The running gait cycle is different from walking because of the increase in the double limb unsupported time or float phase, decrease in stance phase, and increase in swing phase.

**Obrázek 17:** Porovnání fázi krokového a běžeckého cyklu (Adelaar, 1986)

Níže jsou jednotlivé fáze cyklu popsány detailněji.

- **Stojná fáze**

Všechny měkké tkáně, kosti a klouby absorbují síly při dopadu paty, dopomáhá tomu také natažení plantární fascie při dopadu nohy na zem. *M. rectus femoris* a *m. gastrocnemius* se starají o převod síly směrem proximálním. *M. gluteus medius* je v této fázi neaktivnější, jeho excentrická kontrakce vyrovnává addukční moment zapříčiněný směrem reakčních sil od země. V této fázi je

aktivní současně i *m. gluteus maximus* a na začátku i *m. tensor fasciae latae*. Následně dochází k supinaci nohy a kontrakci svalů ischiokrurálních (Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998). Stojnou fázi lze rozdělit na 3 podfáze:

#### 1) Dopad nohy na zem

Dopadem paty začíná cyklus a tvoří zhruba 15% stojné fáze. Během této části se tibie rotuje ze zevní pozice vnitřně a v hlezenním kloubu nastává pasivně plantární flexe (Adelaar, 1986).

Každý máme individuální anatomicko-biomechanické vlastnosti běhu. Při běhu se rozlišuje několik typů došlapů. Přes patu, přes střed planty a přes špičku. Pohybový vzorec dopadu nohy přes patu obnáší dopad laterální strany paty v supinaci nohy, tento typ je nejčastější. Přes špičku běhají často lidé barefoot neboli naboso (Nicola & Jewison, 2012).

#### 2) Střed stojné fáze

V další části stojné fáze dochází k rozložení sil chodidla díky inverzním a everzním mechanismům nohy. Během této fáze dochází k přenosu centra těla směrem dopředu. Dochází k inverzi zadní části a supinaci střední části nohy. Tato druhá část tvoří 15-45 % celé stojné fáze (Adelaar, 1986).

#### 3) Odlepení přední části nohy

V třetí části stojné fáze dochází k tzv. „foot – off“ mechanismu za pomoci zapojení krátkých a dlouhých flexorů nohy a lumbrikálních svalů. Noha během této fáze provádí supinaci v rámci přípravy na švihovou fázi (Adelaar, 1986).

### - Švihová fáze

O švihové fázi mluvíme v momentu, kdy se noha odlepí od země, předbíhá ve vzduchu druhou končetinu a je těsně před dopadem nohy na zem. Zahájení této fáze obnáší aktivace *m. tibialis anterior* a *m. rectus femoris*. V pozdější fázi aktivitu přebírají *ischiokrurální svaly* a *m. gluteus maximus*, stejně tak *m. quadriceps femoris*. *M. gluteus medius* se během této fáze zapojuje koncentricky a abdukuje tak kyčelní kloub. *M. tensor fasciae latae* je aktivní během celé fáze

švihové. V rámci **letové fáze** je přítomna ipsilaterální rotace pánve anteriorně spolu s kyčelní flexí (Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998).

Každá část těla hraje určitou roli při běžeckém cyklu. Níže je v této práci zmíněn pohyb v jednotlivých kloubech dolní končetiny při běhu.

### **Kloub hlezenní a noha**

Během stojné fáze dochází v subtalárním kloubu k pronaci a supinaci nohy. Tento kloub umožňuje tlumit nárazy absorbované ze země během pronace a během supinace jako rameno páky pro pohon. Během dopadu nohy na zem se calcaneus nachází v 6-8° inverzi a při stejném počtu stupňů dochází k jeho everzi během zbytku stojné fáze. Everze calcaneu nad 11° může zapříčinit únavové zlomeniny mediální porce tibie.

V hlezenním kloubu nastává 90° dorzální flexe při prvním kontaktu nohy se zemí. To způsobuje vnitřně rotační postavení tibie a následně pronační postavení nohy. Během tohoto momentu jsou flexory nohy a prstů v excentrické kontrakci a absorbují reakční síly země. Tyto svaly se zapojují i během druhé části stojné fáze a kontrolují tak dorzální flexi, která činí 20° od neutrály. Pronaci, jejíž maximum nastává asi v polovině stojné fáze, kontroluje *m. tibialis posterior*, *m. triceps surae* a okolní ligamenta.

Na konci stojné fáze se noha nachází v supinaci, což umožňuje noze přejít ze stojné fáze do fáze švihové. Rozsahy supinací a pronací jsou silně individuální (Nicola & Jewison, 2012).

### **Kloub kolenní**

Během pronace nohy se koleno vyskytuje ve valgózním postavení a flexi, naopak tomu je při supinaci nohy. Při začátku stojné fáze se koleno flektuje do 20-25°, čímž napomáhá absorpci reakčních sil. Následně se zvětšuje flexe kolenního kloubu na cca 45° přičemž se *m. quadriceps femoris* kontrahuje excentricky. Existuje přímá úměra mezi velikostí pronace nohy a velikostí valgózního postavení kolene.

Koleno se ve švihové fázi flektuje daleko více, činí to 90-130° v závislosti na rychlosti. Stejně jako ve stojné fázi, *m. quadriceps femoris* se excentricky kontrahuje, aby zabránil nadměrné flexi kolenního kloubu a následně vzniká excentrická kontrakce

ischiokrurálních svalů, aby se předešlo nadměrné extenzi. Následuje konečná část švihové fáze, kdy *m. quadriceps femoris* extenduje kolenní kloub na 10-20° flexe (Nicola & Jewison, 2012).

### **Kloub kyčelní**

Flexory a abduktory kyčelního kloubu se aktivují během stojné fáze, extenzory a adduktory primárně během fáze švihové. Abduktory a adduktory kyčelního kloubu stabilizují hlavici v jamce během fáze stojné. Během dopadu nohy na zem se kyčelní kloub vyskytuje v 65° flexi. Extenzory kyčelního kloubu se zapojují také během stojné fáze, kdy napomáhají tělu se posunout dopředu. Maximální rozsah mezi flexí a extenzí kyčelního kloubu během běžeckého cyklu je 60° a maximální rozsah v rovině frontální činí 15° (Nicola & Jewison, 2012).

Obecně jsou při běhu, chůzi i sprintu kyčle addukovány při stojné fázi cyklu a abdukovány při fázi švihové. Kyčle se pohybují zrcadlově s pánví a společně s malým pohybem lumbopelvické oblasti zabraňují většímu pohybu hlavy a ramen. Tento mechanismus je esenciální pro oddělení intenzivního pohybu dolní poloviny těla a horní poloviny těla (Novacheck, 1998).

### **2.2.2 Propojenost kyčelního a kolenního kloubu**

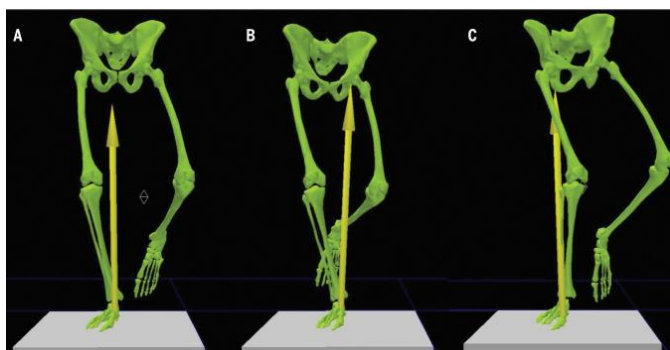
Kolenní kloub je nejčastěji poraněným kloubem dolní končetiny. Poranění kolenního kloubu se vyskytuje častěji u žen, zřejmě vzhledem jejich odlišnému anatomickému postavení pánve. Nyní je již známo, že poranění kolenního kloubu bývá často zapříčiněno mechanickými abnormalitami proximálnějších struktur, jako je kyčelní kloub, pánev a trup, ale i strukturami distálnějšími – hlezenní kloub. Existuje určitá závislá propojenost mezi kyčelním a kolenním kloubem. Z anatomického hlediska sdílí tyto dva klouby nejdelší kost v těle – femur. Jeho proximální konec se pohybuje v triplanární rovině, a jeho distální konec je připojen k tibiální kosti pomocí komplexního pojivového systému. Z tohoto důvodu mohou abnormální pohyby v kyčelním kloubu direktivně ovlivňovat kinematiku kolenního kloubu, stejně tak napětí jeho měkkých tkání (Powers, 2010).

Nadměrná addukce a vnitřní rotace v kyčelním kloubu při dopadu může posunout kolenní kloub mediálně a vytvořit tak dynamickou valgozitu kolene (Obrázek 18). Tato nadměrná valgozita kolenního kloubu je příkládána oslabení kyčelních svalů. Tento mechanismus lze detailněji vysvětlit následovně (Powers, 2010).

Během běhu dochází ve frontální rovině ke vzniku reakčních sil od země, které míří vzhůru mediálně od kolenního kloubu a vytváří tak varózní moment. Pokud jsou oslabené abduktory kyčelního kloubu, dochází často k poklesu kontralaterální strany pánve a těžiště se tak posouvá dále od stojné dolní končetiny, i v tomto případě se vytváří varózní moment na koleno. Pokles pánve je dále kompenzován elevací této oblasti a nakloněním trupu ke stojné končetině. V této fázi dochází opět ke změně těžiště a reakčních sil, které jsou nyní laterálně od kolenního kloubu a vytváří na něj již moment valgózní. Všechny tyto modality lze vidět na Obrázku 19 (Powers, 2010).



**Obrázek 18: Dynamická valgozita kolenního kloubu (Powers, 2010)**



**Obrázek 19: Ovlivnění kolene proximálními strukturami ve frontální rovině: A) směr reakčních sil od země, varózní moment na kolenní kloub; B) pokles kontralaterální strany pánve při oslabení abduktorů, varózní moment na kolenní kloub; C) kompenzační elevace pánve a lateroflexe trupu na stranu stojné končetiny, valgózní moment na kolenní kloub (Powers, 2010)**

Nadměrné pohyby ve frontální nebo sagitální rovině mohou negativně přispět ke vzniku ITBS. Jak valgózní, tak varózní moment na kolenní kloub může zvýšit napětí distální části IT traktu. Stejně tak může být napětí této oblasti zvýšeno vnitřní rotací kyčelního nebo kolenního kloubu (Powers, 2010).



### 2.2.3 Změny v síle svalů kyčelního kloubu u běžců s ITBS

Na vzniku ITBS se často podílí patologická funkce abduktorů kyčelního kloubu, což ovlivňuje i následné postavení dolní končetiny při běhu. Hlavní funkce těchto svalů je podle Gottschalka et al. (1989) stabilizace proximální části femuru v acetabulu během chůze a dalších aktivit. *Pars anterior et mediae m. gluteus medius* společně s *m. tensor fasciae latae* iniciují abdukci, a je tedy velmi důležité, aby se zapojovaly perfektně v rámci své excentrické kontrakce při fázi opory během chůze či běhu, pro dobrou stabilizaci pánve v transverzální rovině.

Snížená síla abduktorů kyčelního kloubu může zvyšovat úhel addukce v kyčli a zvyšovat tím tak napínání IT traktu (Louw & Deary, 2013). Je-li oslaben *m. gluteus medius*, dochází k nadměrné aktivaci a firingu *m. TFL*, čímž se více napíná IT trakt. Fredericson et al. (2000) se tak rozhodli jako první tuto častou svalovou imbalance prozkoumat a zasadit ji do souvislostí běžců s ITBS (Fredericson et al., 2000).

Ve své studii (Fredericson et al., 2000) zkoumali míru oslabení abduktorů na postižené končetině u 24 běžců s ITBS, přičemž výsledky porovnávali s 30 běžci bez ITBS. Porovnání probíhalo jak s neporaněnou končetinou poraněného běžce, tak končetinou neporaněného běžce. Měřen byl moment síly abduktorů pomocí ručního dynamometru. Ukázalo se, že běžci na dlouhé tratě s ITBS prokazovali slabší abdukci kyčle v porovnání s jejich neafektovanou končetinou a kontrolní skupinou. Autoři také spekulují, že snížená svalová síla kyčelních abduktorů může způsobovat valgózní vektor na kolenní kloub, který se v důsledku projeví větším tlakem na IT trakt, převážně v brzké stojné fázi (Fredericson et al., 2000). Tento fakt potvrzují i Heinert et al. (2008), kteří zjišťovali, zda se u 15 žen s oslabenými kyčelními abduktory projeví větší kolenní abdukce, tj. dynamická valgozita, během stojné fáze běhu než u 15 žen s vysokou svalovou silou abduktorů kyčle. A opravdu se ukázalo, že ženy se slabšími abduktory projevují dynamickou valgozitu kolenního kloubu během stojné fáze při běhu v porovnání se skupinou se silnými abduktory kyčelního kloubu.

MacMahon et al. (2000) ve své studii zkoumali 50 maratónních běžců. U 7 z nich, kteří měli opakovaně problémy s ITBS zjistili, že je jejich vrchol momentu kyčelní addukce (peak hip adduction moment) zvýšený, což vysvětlovali sníženou schopností kyčelních abduktorů excentricky kontrolovat kyčelní addukci.

Existují však studie, které ukazují, že vznik ITBS nemusí souviset s oslabením kyčelních abduktorů, neboť mezi kontrolní a testovanou skupinou nebyly zjevné rozdíly v síle této skupiny svalů.

Foch et al. (2015) zkoumali taktéž sílu abduktorů kyčelního kloubu u 27 běžkyň. Došli k závěru, že ženy, které v minulosti měly zkušenost s ITBS mají nižší sílu abdukce v porovnání se ženami bez ITBS. Naopak však svalová síla abduktorů u žen, u kterých v době studie byl přítomen ITBS nebyla nijak rozlišná v porovnání s kontrolní skupinou.

Ke stejnému závěru došli i ve studii Grau et al. (2007), kde nezjistili žádný rozdíl v síle abduktorů u běžců s a bez ITBS. Izokinetické měření testovali u 10 běžců s ITBS a 10 běžců bez ITBS, specificky koncentrický, excentrický a izometrický peak točivého momentu kyčelních abduktorů a adduktorů. Autoři systematického review (Van der Worp et al., 2012) ve svém závěru uvádějí, že evidence etiologie vzniku jsou konfliktní a limitní, nelze přesně říci, zdali je vznik ITBS podmíněn sníženou silou abduktorů kyčelního kloubu či nikoliv.

Další studie (Hamstra-Wright et al., 2019) zkoumala sílu abduktorů a adduktorů kyčelního kloubu pomocí ručního dynamometru u 9 žen s přítomností ITBS a 8 žen bez přítomnosti ITBS. Autoři, stejně tak jako v předchozí studii, nezjistili rozdíl v síle abduktorů kyčelního kloubu mezi těmito skupinami.

Autoři Niemuth et al. (2005) testovali sílu 3 antagonistických párů kyčelního kloubu – flexory/extenzory, abduktory/adduktory, zevní/vnitřní rotátory, u poraněné končetiny rekreačních běžců s 6 diagnózami (ITBS, patellofemorální syndrom, mediální tibiální únavový syndrom, tendinopatie Achillovy šlachy, plantární fascitida a únavová zlomenina distální části dolní končetiny). Výsledky následně porovnávali s nezraněnou dolní končetinou těchto běžců, a navíc s kontrolní skupinou. Síla byla měřena ručním dynamometrem. V závěru bylo zjištěno, že poranění běžci měli oslabené abduktory a flexory kyčelního kloubu, a naopak adduktory na straně zraněné končetiny byly významně silnější než na neporaněné končetině. Neporanění běžci nevykazovali výrazné stranové rozdílnosti. Autorům se také podařilo zjistit, že dominantní dolní končetina nikterak neovlivňuje stranu poranění.

Nedostatečná aktivita *m. gluteus minimus*, *m. gluteus medius pars anterior* a *m. TFL* hraje roli v nadměrném zevněrotačném postavení femuru. Logicky je však možné,

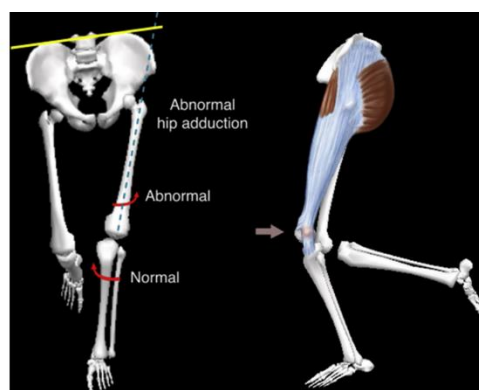
že nadměrná zevní rotace kyčelního kloubu je způsobena zvýšenou a aktivitou zevních rotátorů kyčelního kloubu. A právě nadměrná zevní rotace v kyčelním kloubu je kompenzována vnitřní rotací v kloubu kolenním, což může přispívat ke vzniku ITBS (Louw & Deary, 2013). Noehren et al. (2014) však ve své studii, kde porovnávali 17 mužů s ITBS a bez ITBS, zjistili, že u mužů s ITBS prokazovali slabší zevní rotátory kyčelního kloubu oproti kontrolní skupině.

#### 2.2.4 Kinematické změny u běžců s ITBS

Jeli řeč o kinematice určitých segmentů těla běžců s ITBS, bylo provedeno několik studií, kde autoři zjišťovali tyto parametry přímo při běhu pomocí kinematické analýzy. Zkoumali změny v postavení trupu, pánve, femuru, tibie a v neposlední řadě i postavení hlezenních kloubů a nohy. Avšak výsledky studií jsou nejednotné.

Již výše bylo zmíněno, že ke vzniku ITBS může přispívat snížená síla abduktorů kyčelního kloubu, což se při pohybu projevuje vyšší addukcí kyčle a kontralaterálním poklesem pánve. Řada autorů zjišťovala pomocí kinematické analýzy úhel kyčelního kloubu ve frontální rovině.

Noehren et al. (2007) sledovali 400 zdravých běžkyň po dobu dvou let. Osmnáct z nich si během této doby vytvořily ITBS. Autoři tak porovnali jejich biomechaniku při stejné fázi běhu s odpovídajícím vzorkem zdravých běžkyň. U běžkyň s ITBS se prokázalo vyšší maximum kyčelní addukce a kolenní vnitřní rotace (Obrázek 20). Naopak nebyl zaznamenán žádný rozdíl v subtalární everzi a kolenní flexi mezi skupinami.



Obrázek 20: Postavení poraněné dolní končetiny běžkyň s ITBS (Baker & Fredericson, 2016)

Ferber et al. (2010) zkoumali mechaniku běhu pomocí 3D kinematiky u 35 žen, které měly předešlou zkušenost s ITBS a u 35 žen, které nevykazovaly známky žádného poranění. Výsledky opět poukazují na vyšší kyčelní addukci a vyšší vnitřní rotaci tibie u žen s předchozím ITBS.

Únava je považována za důvod vzniku abnormálních pohybů a mechaniky dolní končetiny a zranění. Proto Miller et al. (2007) zkoumali, jak bude reagovat biomechanika dolní končetiny vystavena únavě. V této studii participovalo 16 rekreačních běžců – 8 s historií ITBS a 8 bez historie ITBS. Tito běžci běželi na běžícím páse při individuálně zvolené rychlosti do bodu největší únavy. Na konci tohoto běhu běžci s ITBS prokazovali větší flexi v kolenním kloubu při kontaktu paty než běžci kontrolní skupiny. Také bylo prokázáno větší napětí IT traktu u této skupiny běžců, stejně tak zvětšena kyčelní addukce oproti kontrolní skupině. Na konci běhu byla zaznamenána větší inverze nohy a vnitřní rotace kolenního kloubu oproti kontrolní skupině.

Jiné studie však propojenost vyšší addukce kyčle s ITBS nenachází. Shen et al. (2019) ve své studii, kde porovnávali 15 běžců s a 15 běžců bez ITBS zjistili, že po 8týdenním běhu skupina s ITBS vykazovala větší antevertzi pánve a úhel flexe v kyčli v porovnání s kontrolní skupinou. Běžci s ITBS také vykazovali zvýšený úhel sklonu trupu, kdežto kontrolní skupina vykazovala známky naopak snížené flexe v kyčli, stejně tak snížený úhel addukce kyčle a moment kyčelní abdukce v porovnání před 8týdenní intervencí. Výsledky autoři zhodnocují tak, že snížená flexe a addukce kyčelního kloubu a snížený moment abdukce kyčle může být rozumná strategie pro zábranu vzniku ITBS.

Co se týče biomechaniky, Grau et al. v jiné studii (2008) s 52 neporaněnými běžci a 18 běžci s ITBS zjistili, že addukce kyčle a vnitřní rotace tibie při běhu byla nižší u běžců s ITBS v porovnání s kontrolní skupinou. Dále byla u běžců s ITBS patrná nižší inverze subtalárního kloubu.

Pokud zůstaneme u biomechanických aspektů ITBS, autoři Foch et al. (2015) ve své studii zkoumali běžce s předešlým ITBS, s nynějším ITBS a běžce bez předchozího zranění v souvislosti s ITBS. Mezi skupinami zjišťovali míru kyčelní abdukce, laterální flexe trupu a flexibilitu IT traktu. Výsledkem bylo, že běžci s nynějším ITBS flektují více svůj trup na stranu stojné končetiny při běhu, což autoři dávají do souvislosti se sníženou flexibilitou IT traktu. Běžci s předcházejícím ITBS vykazovali menší míru addukce v kyčelním kloubu v porovnání s běžci s nynějším ITBS a kontrolní skupinou. Udávají

také, že možnou kompenzační strategií běžců s nynějším ITBS je držet trup více ve vertikální pozici a snížit addukci v kyčli.

Zvýšenou addukci kyčelního kloubu nezaznamenali ani autoři ve studii Baker et al. (2018), kteří se snažili objasnit kinematiku kolenního a kyčelního kloubu u 15 běžců s ITBS během 30minutového běhu. Ve výsledcích této studie bylo však patrné, že tato skupina běžců prokazovala vyšší kolenní addukci oproti stejně početné kontrolní skupině.

Již bylo zmíněno že za rizikové faktory je považováno ženské pohlaví, snížená svalová síla svalů v oblasti kyčelního kloubu nebo genua vara. V souvislosti s genua vara byla zjištěna stejná svalová aktivace proximálních svalů dolní končetiny jako u běžců s ITBS a lidí s touto anatomickou odchylkou mají tak větší tendenci k výskytu ITBS. Kim et al. (2020) testovali několik žen s genua vara a bez této anatomické odchylky. Došli k závěru, že u žen s genua vara byla zjištěna větší aktivita *m. TFL* a *m. gluteus maximus* oproti kontrolní skupině, což vede k větší vnitřní rotaci kyčelního kloubu (Kim et al., 2020). Nadměrná vnitřní rotace v kyčelním kloubu může tak vést ke zvýšené tenzi ITBS a větší náchylnosti ke vzniku ITBS (Hamill et al., 2007).

Jeli zmínka o rotačním postavení kyčelního kloubu, Noehren et al. (2014) zjistili, že 17 mužů s ITBS prokazovalo větší vnitřní rotaci v kyčelním kloubu a vyšší kolenní addukci oproti stejně početné kontrolní skupině. Autoři této studie doporučují prozkoumat neuromuskulární funkci svalů kyčelního a kolenního kloubu, která by mohla hrát velkou roli k přispívání k těmto kolenním a kyčelním biomechanickým odchylkám u běžců s ITBS.

Brown et al. (2016) zkoumali efekt únavy na kinematiku, kinetiku a kloubní propojení u žen s ITBS. Stojná fáze při běhu u běžkyň s ITBS naznačovala sníženou kyčelní addukci (o 9,1 %), jako projev únavy. Autoři se domnívají, že právě změna takového patologického stereotypu by měla být první volbou nápravy běhu u lidí s ITBS, což potvrzuje i Grau et al. (2007). Snížení úhlu addukce kyčelního kloubu může vést ke snížení namáhání IT traktu, taktéž snížení kontaktu v oblasti femorálního epikondylu, a tak snížení tahu na vlákna IT traktu. Běžci, kteří jsou symptomatictí mohou tak měnit nastavení dolní končetiny pro úlevu bolesti, a to jak vědomě, tak nevědomě. Ve studii bylo dále zjištěno, že únava nemá efekt na rotační postavení femuru.

Mezi jedinci s ITBS a bez historie tohoto poranění nebyl zjištěn žádný rozdíl týkající se velikosti úhlu flexe kolenního kloubu a tato skutečnost tak nehraje roli ve vzniku ITBS (Brown et al., 2016). Mnoho autorů poukazuje na skutečnost, že kromě biomechanického hlediska by měl být testován i timing svalů pomocí EMG, který může být stěžejní pro určení etiologie ITBS.

### 2.2.5 EMG změny u běžců s ITBS

Ani jedna z výše popsaných studií nezkoumala aktivitu kyčelních svalů pomocí povrchové elektromyografie (EMG). Takovou studii sestavil až v roce 2018 Baker et al. Ve své studii porovnávali aktivitu svalů v oblasti kyčelního kloubu pomocí povrchové EMG a kinematiku kyčle a kolene ve frontální rovině pomocí kinematické analýzy u běžců s přítomností a bez přítomnosti ITBS. Testováno bylo 15 běžců s ITBS a 15 běžců bez poranění během 30minutového běhu. První data byla zaznamenána v 3. minutě běhu (s jednotnou rychlostí 2,74 m/s), po 5 minutách si běžci mohli zvolit tempo a další data byla sbírána v 30. minutě běhu (běžci se v této fázi měli ideálně vyskytovat ve vysoké únavě). Výsledky EMG byly interpretovány jako procentuální zastoupení maximální volní kontrakce – *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus*, *m. tensor fasciae latae*.

Výsledky poukázaly na zvýšenou aktivitu *m. TFL*, která se vyskytovala u běžců s ITBS ve 3. minutě běhu. *M. gluteus medius* a *m. gluteus maximus* byly taktéž aktivnější u poraněné skupiny, ale ne signifikantně. Co se týče kinematiky, autoři zaznamenali zvýšenou addukci v kolenním kloubu u běžců s ITBS v porovnání s kontrolní skupinou v 30. minutě běhu. V souhrnu uvádějí, že neuromuskulární faktory v oblasti kyčelního kloubu mohou hrát roli při vzniku ITBS, ale toto tvrzení není jasně podloženo.

Další studie, která se zabývala aktivitou a silou kyčelních svalů, byla od autorů Brown et al. (2019), kteří zkoumali aktivitu svalů *m. gluteus medius* a *m. TFL* na běžícím páse v momentu největší únavy, a to u 12 běžkyň s přítomností ITBS a 20 běžkyň bez přítomnosti ITBS. Ve výsledku se v této studii ukázalo, že při běhu do únavy vykazovali zraněné i zdravé běžkyně sníženou sílu *m. gluteus medius*, ale mezi skupinami nebyla žádná interakce. Co se týče rozdílnosti aktivace a timingu měřených dvou svalů, výsledky se u poraněné a neporaněné skupiny významně nelišily.

Jiná studie (Suárez-Luginick et al., 2020) zkoumala aktivitu svalů *m. vastus lateralis*, *m. biceps femoris*, *m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius* a *m. TFL* na obou končetinách běžců. Jednalo se o 3 skupiny – skupina zraněných mužů s ITBS, skupina zraněných žen s ITBS a skupina nezraněných žen. Autoři porovnávali jednak končetinu zdravou a zraněnou, jednak genderovou rozdílnost a také zraněnou končetinu zraněné ženy s končetinou nezraněné ženy. Výsledkem bylo, že genderový rozdíl nehrál významnou roli, avšak velké rozdíly nastávaly u každého pohlaví. Sval s největší aktivitou byl *m. vastus lateralis* (autoři poukazují na propojenost fascie tohoto svalu a IT traktu), u mužů se objevily velké rozdíly v aktivitách mezi *m. gluteus maximus* a *m. TFL* a mezi *m. gluteus maximus* a *m. biceps femoris*. U žen signifikantní rozdíly nenastaly. Ze závěru vyplývá, že nenastaly významné rozdíly v aktivitě měřených svalů mezi zraněnými muži a nezraněnými ženami, stejně tak mezi zraněnými a nezraněnými ženami.

Ve studii Foch et al. (2020) participovalo 15 běžkyň s předchozím ITBS a 15 běžkyň bez historie tohoto syndromu. Autoři měřili EMG aktivitu svalu *m. gluteus medius* na začátku a na konci 30 minutového běhu na běžícím páse. Výsledkem této studie je, že aktivita svalu *m. gluteus medius* byla u obou skupin v průběhu měření stejná.

Poslední studií, která měřila EMG, nikoliv však u běžců s ITBS, poukazovala na jeden z vnějších rizikových faktorů vedoucí ke vzniku ITBS – běh po oválné trati. Nevison et al. (2015) zkoumali míru zapojení *m. gluteus medius* bilaterálně u běžkyň po oválné trati pomocí povrchové EMG. Výzkumu se zúčastnilo 8 běžkyň na středně dlouhé a dlouhé tratě. Zjistili, že vnější *m. gluteus medius* se zapojuje více oproti vnitřnímu a tuto asymetrickou skutečnost dávali do spojitosti s rizikem vzniku ITBS.

Je jednoznačné, že studií s cílem zkoumat neuromuskulární aktivitu svalů kyčelního kloubu u běžců s ITBS je značně méně oproti studiím, které zkoumají biomechanické vlastnosti pomocí kinematické analýzy nebo dynamometru. Jak již bylo zmíněno výše, aktivita a timing svalů, zjistitelný pomocí EMG, může hrát však klíčovou roli v určení vzniku ITBS.

## 2.3 Povrchová elektromyografie

Povrchová elektromyografie (sEMG), občas nazývána jako kineziologická, je jedna z neinvazivních metod sloužící k objektivizaci svalové aktivity. EMG signál je generovaný elektrickou aktivitou svalu, konkrétně svalových vláken během jejich kontrakce. Signál se skládá z několika akčních potenciálů generovaných několika motorickými jednotkami. Tyto signály vytvoří tzv. interferenční signál, který má buďto destruktivní či konstruktivní charakter. Díky této metodě lze převést elektrickou aktivitu svalu do obrazového 2D formátu za pomoci povrchových elektrod, které jsou umístěné nad daným svalem. Elektrody sEMG snímají elektrické pole, které nastává při iontové difúzi svalu. Tyto informace mohou následně pomoci zkoumat funkci svalu, pohybové vzorce nebo lokální svalovou únavu a využívá se tak zejména v diagnostice a rehabilitaci. Na rozdíl od intramuskulární EMG nesnímá sEMG konkrétní motorickou jednotku svalu, ale sval globálně. Povrchová EMG může tak zjistit slabost svalů, determinovat jejich stupeň aktivity nebo rozpoznat, zdali se daný sval v daném momentu zapojuje či nikoliv. Nevýhodou sEMG je, že může snímat pouze svaly uložené povrchově a před samotným zahájením a přípravou elektrod musí být kůže řádně ošetřena (Massó et al., 2010; McManus et al., 2020, Merletti & Farina, 2016).

Oproti lékařům, kteří se více zabývají neuromuskulárními poruchami a využívají tak intramuskulární EMG, fyzioterapeuti více zajímá aktivita celého svalu nebo svalových skupin – k čemuž slouží právě sEMG (McManus et al., 2020).

EMG signál bývá nejčastěji snímán pomocí dvou elektrod, jako tzv. bipolární aplikace. Na povrchu kůže je snímána elektrodami změna elektrického napětí, hovoříme o tzv. bipolárním snímání. Výhodou tohoto typu snímání oproti monopolárnímu je nižší riziko možnosti snímání aktivity svalů v okolní oblasti, takže je možné výsledný potenciálový rozdíl považovat za vlastní aktivitu svalu. Signál z těchto elektrod je následně zesílen v tzv. diferenciálním zesilovači. V moderní době je využíván přenos signálu telemetrický a kabely tak nelimitují zkoumaného v pohybu (Krobot a Kolářová, 2011).

### 2.3.1 Průběh snímání EMG signálu

Nejprve je vhodné informovat účastníka o následujícím průběhu procedury, nejlépe písemně. Dále je nutné připravit kůži (zbavit ji chloupků, oleje a šupinaté kůže) a to



nejlépe abrazivním gelem, protože použití tekutiny na alkoholové bázi by podporovala pocení kůže pod samotnou elektrodou (Massó et al., 2010).

Umístění elektrod by mělo probíhat na střední část svalového bříška, mezi myotendinózní junkcí a motorickým bodem. Ke správnému umístění elektrod existují dohledatelné guideliny (např. SENIAM), platí však, že by u všech účastníků měla být pozice elektrod totožná. Povrchové elektrody jsou vyráběny z různých materiálů, preferuje se ovšem Ag/AgCl materiál pro jeho skoro nepolarizovatelnou vlastnost, tzn. menší senzitivitu povrchového potenciálu k případným pohybům mezi kůží a elektrodou. Samotné povrchové elektrody mohou mít od několika milimetrů do pár centimetrů, mohou být tvaru kruhu či čtverce. Výběr tvaru závisí na velikosti zkoumaného svalu nebo jeho části. Platí však, že čím je elektroda větší, tím se ztrácí více informací z detekované sEMG. EMG záznam lze získat jak v monopolární, tak bipolární konfiguraci. Bipolární aplikace EMG je výhodnější pro zamezení detekce aktivity jiného svalu, než je sval zkoumaný, tzv. *cross talk* (Garcia et al., 2011). Tento fenomén může být však přítomen i díky aktivitě srdečního svalu, pokud jsou elektrody připevněny v oblasti hrudníku (Papagiannis, et al. 2019).

Aby bylo zjištěno, zda jsou elektrody umístěny na požadovaném svaly, je u něho vhodné provést maximální volní kontrakce. V rámci tohoto šetření se rozlišují dva objemy – detekční a kondukční. Detekční volum je objem tkáně, ze které je elektroda schopna detekovat elektrický signál. Čím hlouběji se detekovaná energie z motorických jednotek nachází, tím je menší množství energie, kterého dosáhne elektroda. Kondukční objem je objem tkáně, přes kterou elektrický signál putuje do elektrody. Vhodné je i eliminovat vznik *cross-talku* tím, že účastník provede izometrickou kontrakci nezkoumaného svalu, který by však potencionálně přispíval ke vzniku tohoto fenoménu. Poté následuje samotná aktivita účastníka a nahrávání elektromyogramu (Burden, 2008; Merletti & Farina, 2016). Pro dynamické EMG je vhodné použít frekvenci 40-1000 Hz (Papagiannis, et al. 2019).

V rámci EMG studie je vhodné do detailu uvést přístroje a pomůcky, jakými je studie prováděna – typ systému, materiál, velikost a tvar elektrod, všechny fyzikální informace přístroje, dále procedury sběru dat – pozice elektrod, orientace elektrod, vzdálenost mezi elektrody, technika přípravy kůže vč. gelu, procedury vedoucí

k eliminaci *cross-talk*, frekvence, a na závěr i procesování analýzy EMG – amplitudové i frekvenční (Burden, 2008).

### 2.3.2 Analýza EMG signálu

Po nahrávce EMG je důležité signál zpracovat a zanalyzovat. Analyzují se amplitudy a frekvence signálu. K frekvenční analýze EMG signálu se nejčastěji využívá tzv. Fourierova transformace, sloužící k převodu signálu z časové do frekvenční oblasti. Interval analýzy je 0,25 – 1 s.

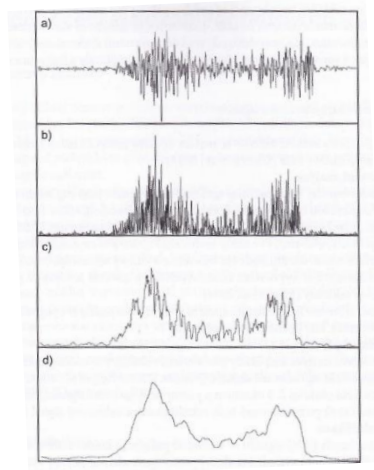
Zpracování signálu pomocí analýzy amplitudy je nutné provést pro zvýšení psychometrických parametrů měření. Tento průběh má dvě fáze.

#### Rektifikace

Při rektifikaci se záporné hodnoty signálu převrátí do hodnot kladných nebo se eliminují. Vznikne tak signál tvořený z náhodně poskládaných amplitud.

#### Vyhlazení

Fáze vyhlazení lze provést dvěma principy – vyhlazení pomocí průměru rektifikovaných hodnot nebo pomocí střední kvadratické hodnoty. Obecně vyhlazení slouží k zamezení vysokofrekvenčnímu kolísání signálu. Výsledek vyhlazení se nazývá tzv. lineární obálka (Krobot a Kolářová, 2011; Massó at al., 2010). Průběh analýzy EMG signálu je vyobrazen v Obrázku 21.



**Obrázek 21: Analýza EMG signálu – a) surový záznam, b) rektifikace záznamu, c) + d) vyhlazení záznamu (Krobot & Kolářová, 2011)**

### **2.3.3 Normalizace signálu**

Je potřeba vytvořit takové hodnoty, aby mohly být signály z jednotlivých svalů porovnatelné. K tomu slouží normalizace signálu a stanovení referenční hodnoty, které lze vztahovat naměřené parametry. Nejčastěji se jako referenční hodnota stanovuje maximální volní izometrická kontrakce každého vyšetřovaného svalu každého vyšetřovaného jedince. Doporučeno je provést 3x maximální izometrické kontrakce dlouhé 6 sekund s menším odpočinkem mezi každou z nich. Následně se tyto kontrakce zprůměrují a hodnoty se vztáhnou k naměřeným hodnotám konkrétního svalu během pohybu. Je nutné přesně popsat a zachovat testovací pozici. Další možností normalizace signálu je stanovení aktivační hodnoty. Tuto hodnotu lze vypočítat jako průměrnou hodnotu klidové svalové aktivity a dvě její směrodatné odchylky (Burden, 2008; Krobot a Kolářová, 2011; Merletti & Farina, 2016).

### **2.3.4. Faktory ovlivňující snímaný signál**

Jako každý jiný signál, i tento EMG signál může být narušen celou řadou faktorů. Tyto faktory lze rozdělit na vnitřní a vnější.

Vnitřní faktory nejsou ovlivnitelné, vycházejí z fyziologicko-anatomicko-biochemických vlastností svalu – aktivita snímaného svalu a okolních svalů nebo elektrická aktivita a vlastnosti jiných tkání.

Vnější faktory ovlivňující kvalitu snímaného signálu by měly být pro vyšetřovatele známé a měl by jim věnovat pozornost. Klíčovou roli hraje umístění elektrod. Elektrody musí být umístěny paralelně s průběhem svalových vláken při bipolární aplikaci, vhodné je elektrodu umístit na střed svalového bříška, kde může být signál zachycen s největší amplitudou. Elektrody se nedoporučuje umísťovat na okraj svalu, v blízkosti inervační zóny nebo úponu šlachy. Velkou roli, ovlivňující snímaný signál je také vzdálenost a velikost elektrod. Právě vzdálenost dvou elektrod by měla být co nejmenší a doporučený poloměr elektrod činí 10 mm. Je nutné brát zřetel taky na externí šum nebo kontakt elektrody s kůží – kůže by měla být odmaštěna a nejlépe zbavena chloupků (Krobot a Kolářová, 2011).

### 2.3.5 Akcelerometrie

Ačkoliv akcelerometrie nezkoumá aktivitu svalů jako povrchová elektromyografie, často bývá její součástí a doplňuje tak vzniklý signál o informaci okamžitého zrychlení zkoumaného předmětu v daném směru. Akcelerace je změna rychlosti s ohledem na čas, jejíž vzorec je  $g = \Delta v / \Delta t$ . Jakmile je akcelerace nula, měřený předmět nemění svou rychlost, ale těleso se může stále pohybovat, a to konstantní rychlostí. Nynější akcelerometry jsou složeny z integrovaných čipových senzorů se seismickou hmotou, která je přímo na piezoelektrickém prvku. Jakmile senzor podlehne zrychlení, seismická hmota způsobí na piezoelektrickém prvku tlak či napětí, čímž dojde k nahromadění přemístěného náboje na jednu stranu senzoru. Nahromaděný náboj je převeden na elektrický signál a ten se následně promítne do 2D obrazu.

Akcelerometry existují jak jednoosé, tak víceosé, které měří zrychlení ve všech třech rovinách. Akcelerometrie se obecně využívá ke snímání zrychlení těla v daném směru a také k určování pozice těla (Bassett et al., 2008; Chen & Bassett, 2005; Tříška, 2020).

## 3 CÍLE, ÚKOLY PRÁCE A HYPOTÉZY

### 3.1 Cíle práce

Hlavním cílem empirické části práce je zjistit a zhodnotit bilaterální rozdíl aktivity svalů *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus* a *m. tensor fasciae latae* pomocí povrchové elektromyografie u běžců se syndromem iliotibiálního traktu. Dalším cílem je určit, zda dominance dolní končetiny ovlivňuje stranu vzniku ITBS.

### 3.2 Úkoly práce

1. Sjednotit informace dosud publikovaných prací a odborné recentní literatury související s danou problematikou
2. Stanovit cíle a metodiku výzkumu
3. Zajistit technické vybavení a materiály nutné k provedení experimentu
4. Zajistit probandy odpovídající požadavkům výzkumu
5. Seznámit probandy s výzkumem, zajistit podepsaný Informovaný souhlas a vyplněný anamnestický dotazník
6. Provést měření pomocí sEMG přístrojem *Trigno Delsys*
7. Provést analýzu a statistiku získaných dat
8. Formulovat výsledky a porovnat je se stanovenými hypotézami
9. Vytvořit diskusi a závěry práce

### 3.3 Výzkumné otázky

- 1 Existuje rozdíl v aktivitě svalů *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus medius*, a *m. gluteus maximus* mezi afektovanou a neafektovanou dolní končetinou běžců s ITBS při cvicích vertikální výskok, dřep a seskok na jednu dolní končetinu?
- 2 Je patrná souvislost mezi vznikem ITBS a dominancí dolní končetiny?

### 3.4 Hypotézy

- H1a** Aktivita svalu *m. tensor fasciae latae* je při alespoň jednom z výše zmíněných cvicích vyšší na afektované končetině vůči druhostranné neafektované dolní končetině běžců s ITBS.
- H1b** Aktivita svalu *m. gluteus medius* je při alespoň jednom z výše zmíněných cvicích nižší na afektované končetině vůči druhostranné neafektované dolní končetině běžců s ITBS.
- H1c** Aktivita svalu *m. gluteus maximus* je při alespoň jednom z výše zmíněných cvicích vyšší na afektované končetině vůči druhostranné neafektované dolní končetině běžců s ITBS.
- H2** Mezi vznikem ITBS a dominancí dolní končetiny není patrná souvislost.

## 4 METODIKA PRÁCE

### 4.1 Metodický postup při vytváření teoretické části práce

Teoretická část této práce je psána formou literární rešerše. K sepsání této části posloužily dostupné zdroje české a anglické literatury pojednávající o dané problematice. Pro vyhledávání odborných článků a studií byly použity internetové databáze Web of Science, PubMed, Scopus a Google Scholar.

Pro vyhledávání v uvedených databázích bylo nutné nejprve stanovit klíčová slova pro vyhledávání. Pro českou literaturu jimi byly: *iliotibiální syndrom, biomechanika běhu, povrchová elektromyografie, běžecká poranění, běžci, m. tensor fasciae latae, m. gluteus medius, svalová aktivita*. Pro anglickou literaturu jimi byly: *iliotibial band syndrome, ITBS, running biomechanics, hip adduction, electromyography, gluteus medius, gluteus maximus, tensor fasciae latae, lateral knee pain, tractus iliotibialis, long distance runners*.

Získané zdroje byly následně důkladně prostudovány a v rámci teoretické části řazeny do kapitol a podkapitol. Každý použitý zdroj byl náležitě označen citací, dle citační normy ČSN ISO 690 a také uveden v seznamu použité literatury.

### 4.2. Metodický postup při vytváření praktické části práce

Praktická část této diplomové práce zahrnuje výzkumné měření, kterého se zúčastňují lidé. Byla proto před realizací samotného výzkumného projektu vytvořena Žádost Etické komisi UK FTVS, která byla Etické komisi UK FTVS elektronicky odeslána a schválena dne 8. 4. 2022 pod jednacím číslem EK 61/22.

Na základě schváleného projektu výzkumu byla provedena realizace. Každý z účastníků před vstupem do projektu podepsal Informovaný souhlas, jehož znění bylo také schváleno Etickou komisí UK FTVS. Žádost Etické komisi UK FTVS i vzor Informovaného souhlasu jsou uvedeny v Příloze 1 a 2.

#### 4.2.1 Příprava projektu

Příprava projektu probíhala od října 2022. V rámci příprav bylo nutné seznámit se s EMG přístrojem *Trigno Delsys* a také s programem *EMGworks Acquisition*, obstarat

materiály a předměty nezbytné pro výzkum – oboustranné lepící styčné plochy (*Trigno Sensor Adhesive, Delsys*) pro upevnění senzorů, dezinfekce, žiletky, krejčovský metr, goniometr, nastavitelný popruh, viditelnou izolepu a aerobikový step. Po zajištění předmětů k hladkému průběhu měření, bylo provedeno pilotní měření, které objasnilo časovou náročnost výzkumu a jeho nedostatky. Následně bylo nutné oslovit probandy a vytvořit anamnestický dotazník (Příloha 3) k získání osobních údajů.

Probandi byli oslovováni pomocí sociálních sítí v běžeckých skupinách a běžeckých klubech, stejně tak ve fyzioterapeutických ambulancích zaměřující se na běžecká poranění. O výzkum se přihlásilo zhruba 50 probandů.

#### **4.2.2 Popis výzkumného souboru**

Z přihlášených zájemců byla řada z nich vyřazena, z důvodu neodpovídajícím kritériím výběru (bilaterální obtíže, zlomeniny v průběhu předchozího roku, neodpovídající symptomy hledané diagnóze apod.). Výzkumný soubor byl tedy tvořen 22 účastníky, jejichž charakteristika je u vedena v Tabulce 1, 2, 3 a 4 dle vyplněného anamnestického dotazníku.

Výsledný průměrný věk probandů byl 34,1 let. Pro tuto studii byli vybráni probandi se specifickou diagnózou – syndrom iliotibiálního traktu. Výzkumný soubor byl tedy vybírán záměrně po splnění určených kritérií, kterými byly:

- Musí se jednat o běžce, rekreační či závodní s minimem 10 uběhnutých kilometrů/ týden
- Musí odpovídat věkovému rozpětí zkoumaného vzorku, tj. 18-50 let
- Musí splňovat kritéria pro diagnózu iliotibiálního syndromu, tj. bolest na laterální části kolene objevující se a zhoršující se při určité uběhnuté vzdálenosti a běhu z kopce včetně pozitivního testu určující syndrom iliotibiálního traktu – Noble test a/nebo René test
- Bolest laterální části kolenního kloubu se u běžců musí vyskytovat v uplynulých 2 měsících od zahájení měření a musí být unilaterální
- Nesmí trpět jinými poraněními, než je právě syndrom iliotibiálního traktu, nesmí být pozitivně testováni pro jiná zranění v oblasti kolenního kloubu
- Nesmí disponovat zraněním na dolních končetinách v uplynulém roce



- Musí být zdravotně způsobilí, bez známek hořčnatých stavů, otevřených rán v oblasti aplikace povrchových elektrod, kardiostimulátoru, onkologických, kardio-respiračních, bakteriálních, virových, infekčních onemocnění nebo gravidity a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu

**Tabulka 1: Charakteristika výzkumného souboru 1**

Počet probandů n= 22 (Ž 12; M 10)	Průměr	Rozpětí
Věk	34,1 let	22–46 let
Výška	173,2 cm	158–188 cm
Váha	66,6 kg	50–90 kg
BMI	22,1	18,3–27,8
Počet uběhnutých km/týden	25,7 km/týden	10–50 km/ týden

**Tabulka 2: Charakteristika výzkumného souboru 2**

	PRAVÁ	LEVÁ
Lateralita dolní končetiny (n)	20	2
Končetina s ITBS (n)	11	11

**Tabulka 3: Charakteristika výzkumného souboru 3**

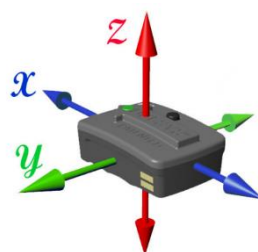
Stupeň zranění	1. stupeň	2. stupeň	3. stupeň	4. stupeň
n= 22	1	4	14	3

**Tabulka 4: Charakteristika výzkumného souboru 4**

Běžící povrch	silnice	trail	tartan	polní cesty
n= 22	12	8	1	1

### 4.2.3 Přístrojové vybavení

Měření EMG záznamu konkrétních svalů probíhalo za pomoci přístroje systému *Trigno Delsys*. Jedná se o přístroj, jehož součástí je snímací box a 16 bezkabelových senzorů snímající EMG signál s rozměry 37 x 27 x 15 mm. Každý senzor je tvořen čtyřmi kontaktními ploškami elektrod s rozměry 5x1 mm, přičemž prostor mezi každou elektrodou činí 1 cm. Tyto elektrody jsou vyrobeny ze stříbra a EMG signál snímají s frekvencí 1926 Hz. Všechny senzory nesou v sobě také akcelerometr, který snímá zrychlení ve třech osách na sebe kolmé (Obrázek 22). Snímací box je propojen s počítačem, do kterého se záznam signálu promítá. Pro záznam signálu byl využit program *EMGworks Acquisition 4.8.0* (Delsys Inc., 2016).



**Obrázek 22: Zobrazení triaxiálního systému akcelerometru Trigno (Delsys Inc., 2010)**

### 4.2.4 Vyšetření výzkumníkem práce

Po seznámení probanda s výzkumem, podepsání Informovaného souhlasu a vyplnění anamnestického dotazníku, následovalo vyšetření probanda výzkumníkem práce. V rámci vyšetření byl proveden Noble kompresní test a René test k ověření iliotibiálního syndromu a dále testy k vyloučení jiné možné patologie kolenního kloubu– McMurray test, Appley test, přední a zadní zásuvkový test, Zohlenův test, odporový test na m. biceps

femoris. Následně byla změřena vzdálenost *caput fibulae – malleolus lateralis* na afektované dolní končetině, která sloužila k určení vzdálenosti dopadového místa při cviku seskok z bedny.

#### **4.2.5.Příprava měření**

##### **Zahřátí a příprava probandů**

Po vyšetření výzkumníkem práce byla zahájena příprava měření. U každého účastníka proběhlo zahřátí a příprava svalů zejména dolní končetiny před samotným měřením. Zahřátí a rozcvičení trvalo 10 minut a skládalo se ze dvou částí.

- 1) 1 série cviků s třemi opakováními a 15 sekundovou pauzou mezi každým opakováním: 40x jogging na místě, 20x vysoký skipping, 10 klasických dřepů s osou chodidel pod kyčelními klouby.
- 2) Následně bylo provedeno dynamické protažení stehenní, gluteální skupiny svalů a lýtek a zvýšení mobility kyčelního a hlezenního kloubu krouživými pohyby.

##### **Aplikace elektrod**

Po zahřátí a rozcvičení proběhla aplikace samotných senzorů. Nejdříve byl připraven povrch kůže pomocí dezinfekce na bázi alkoholu, aby došlo k odstranění mazu a šupinaté kůže. V případě potřeby, byla kůže před aplikací dezinfekce zbavena chloupků. Senzory byly na kůži aplikovány pomocí oboustranně lepících styčných ploch. K měření bylo využito celkem 7 senzorů – 6 senzorů snímající EMG signál, které byly umístěny na střed svalového břicha u svalů *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus*, *m. tensor fasciae latae* bilaterálně a jeden senzor sloužící jako akcelerometr k vyhodnocování dat, který byl umístěn na střed sakrální kosti (Obrázek 26). Senzory na kyčelních svalech byly aplikovány podle SENIAM lokalizace (Seniam, 2016).

## M. gluteus medius

Tabulka 4: Aplikace elektrod na m. gluteus medius (Seniam, 2016)

POLOHA	leh na netestovaném boku
LOKALIZACE	střed mezi crista iliaca a trochanter major (Obrázek 23)
ORIENTACE	ve směru linie crista iliaca – trochanter major
TESTOVÁNÍ	ve stejné pozici zevní rotace kyčelního kloubu proti manuálnímu odporu (fixace kotníků k sobě)

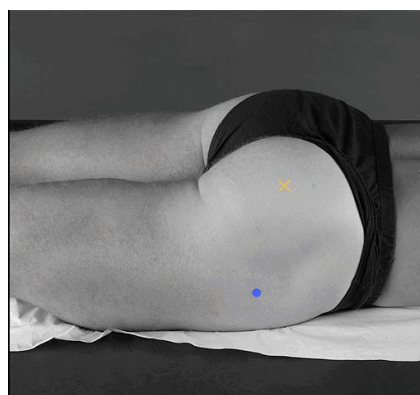


Obrázek 23: Lokalizace elektrod na m. glutes medius (Seniam, 2016)

## M. gluteus maximus

Tabulka 5: Aplikace elektrod na m. gluteus maximus (Seniam, 2016)

POLOHA	leh na břiše
LOKALIZACE	střed mezi os sacrum a trochanter major, místo největší prominence svalu (Obrázek 24)
ORIENTACE	ve směru linie SIPS – střed zadního stehna
TESTOVÁNÍ	extenze kyčelního kloubu proti manuálnímu odporu

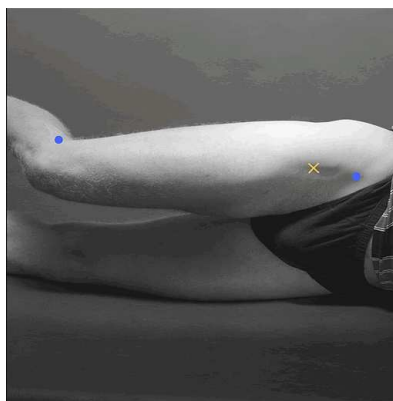


Obrázek 24: Lokalizace elektrod na m. gluteus maximus (Seniam, 2016)

## M. tensor fasciae latae

Tabulka 6: Aplikace elektrod na m. tensor fasciae latae (Seniam, 2016)

POLOHA	leh na netestovaném boku
LOKALIZACE	proximální 1/6 mezi SIAS a laterálním kondylem femuru (Obrázek 25)
ORIENTACE	ve směru linie SIAS – laterální kondyl femuru
TESTOVÁNÍ	abdukce kyčelního kloubu proti manuálnímu odporu



Obrázek 25: Lokalizace elektrod na m. tensor fasciae latae (Seniam, 2016)



Obrázek 26: Aplikace elektrod (archiv autora)

### 4.2.6 Sběr dat

Sběr dat probíhal v období prosinec 2022–leden 2023 v kineziologické laboratoři UK FTVS. V rámci jednoho měřicího dne byli naměřeni maximálně tři probandi. Jedno měření včetně příprav trvalo zhruba hodinu a půl. Měření probíhalo ve vnitřních prostorách za shodných podmínek.

## Stanovení referenční hodnoty

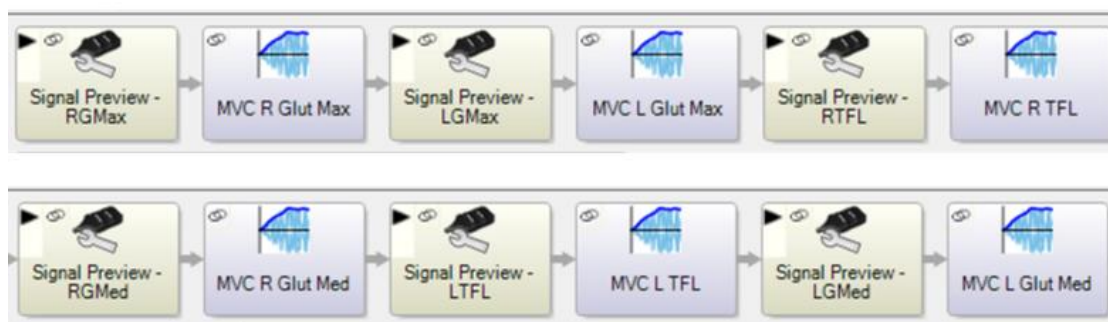
Pro normalizaci signálu a možnost porovnání výsledku byla před zahájením samotného měření stanovena referenční hodnota pomocí maximální volní izometrické kontrakce (MVIC) jednotlivých svalů. Byly provedeny dvě maximální izometrické kontrakce každého svalu po dobu 5 sekund s minutovým odpočinkem mezi jednotlivými kontrakcemi. Pro odpor končetin v jednotlivých pozicích byl využit nastavitelný popruh a pro přesnost jednotlivých poloh byl využit goniometr. Maximální hodnota izometrické kontrakce byla pro každý sval u každého jedince zaznamenána do programu *EMGworks Acquisition 4.8.0*. Před každým měřením MVIC byla zkontrolována správnost snímání elektrod pomocí funkce Signal preview. Posloupnost jednotlivých měření MVIC je znázorněna na Obrázku 27. Pozice pro měření MVIC jednotlivých svalů probíhala následovně:

MVIC pro sval *m. gluteus maximus* – proband leží v pronační pozici, hlava je rotována na netestovanou stranu, horní končetiny jsou podél těla, netestovaná dolní končetina je v nulovém postavení v jednotlivých kloubech, testovaná dolní končetina s nulovým postavením v kyčelním kloubu je flektována v kolenním kloubu v 90° (Selkowitz et al., 2013), popruh je umístěn na distální část femuru z posteriorní strany. Instrukce zněly: “Bez použití horních končetin či trupu, zanožte skrčenou dolní končetinou, jak nejvíce dokážete.”

MVIC pro *m. tensor fasciae latae* – proband leží na netestovaném boku, spodní horní končetina je položena pod hlavou, vrchní volně před tělem, netestovaná dolní končetina je v nulovém postavení ve všech kloubech, testovaná dolní končetina je ve 45° flexe, 30° abdukce a 0° rotace v kyčelním kloubu a nulovém postavení v kloubu kolenním a hlezenním (Selkowitz et al., 2013), popruh je umístěn na laterální straně bérce kraniálně od zevního kotníku. Instrukce zněly: “Bez použití horních končetin či trupu, zvedněte vrchní dolní končetinu ke stropu, jak nejvíce dokážete. Koleno přitom nevytáčíte ani nekrčíte.”

MVIC pro *m. gluteus medius* – proband leží na netestovaném boku, spodní horní končetina je položena pod hlavou, vrchní volně před tělem, netestovaná dolní končetina v nulovém postavení ve všech kloubech, testovaná dolní končetina je v 30° abdukce a 0° flexe a rotace v kyčelním kloubu a nulovém postavení v kloubu kolenním a hlezenním (Selkowitz et al., 2013), popruh je umístěn na laterální straně bérce kraniálně od zevního

kotníku. Instrukce zněly: “Bez použití horních končetin či trupu, zvedněte vrchní dolní končetinu ke stropu, jak nejvíce dokážete. Koleno přitom nevytáčíte ani nekrčíte.”



Obrázek 27: Posloupnost měření MVC jednotlivých svalů (archiv autora)

### Provedení měření

Po zaznamenání MVIC pro každý sval a vysvětlení průběhu měření se přešlo k samotnému měření svalové aktivity kyčelních svalů při určitých pohybech. Měření probíhalo během třech cviků, pro každou dolní končetinu zvlášť – dřep na jedné dolní končetině, vertikální výskok na jedné dolní končetině, seskok z bedny na jednu dolní končetinu – a to v tomto pořadí. U těchto pohybů se funkčně aktivují stabilizátory kyčelního kloubu, které jsou podle některých studií oslabené u běžců s ITBS (Fredericson et al., 2000; MacMahon et al., 2000). Běh, při kterém tato patologie vznikla, je navíc tvořen z odrazové a dopadové fáze (Cavagna & Legramandi, 2009). Měřené cviky tyto fáze, byť neidenticky, zahrnují a mohly by tak případně více poukázat na stranovou rozdílnost aktivity kyčelních svalů u běžců s ITBS. Každý cvik byl probandem proveden pětkrát, nejprve pro afektovanou a následně neafektovanou dolní končetinu (Obrázek 28). Mezi jednotlivými opakováními byla 10 sekundová pauza pro návrat do výchozí polohy, mezi jednotlivými cviky byla minutová pauza pro přechod do jiné pozice. Před zahájení měření si proband každý cvik vyzkoušel na každou končetinu.



Obrázek 28: Posloupnost měření jednotlivých cviků (archiv autora)

### **Dřep na jedné dolní končetině**

Cvik je prováděn bez bot. Zahájení probíhá na jedné dolní končetině, kdy výchozí poloha kyčelního a kolenního kloubu je v neutrální pozici a ruce jsou v bok. Netestovaná dolní končetina je flektována v kolenním kloubu. Po navedení pacienta k zahájení cviku slovy „připravit, start“ bylo zahájeno EMG měření a probandem byl proveden dřep na testované dolní končetině pomocí flexe v kolenním a kyčelním kloubu a dorzální flexe v kloubu hlezenním do té doby, dokud v kolenním kloubu stojné končetiny nebylo dosaženo 60° flexe. Rozsah byl kontrolován pomocí goniometru asistenta vyšetřujícího. Jakmile bylo dosaženo tohoto bodu, proband se vrátil zpět do výchozí pozice. Mezi jednotlivými opakováními došlo k bipedální opoře dolních končetin. Pohyb probanda je znázorněn na Obrázku 29.



**Obrázek 29: Provedení Single leg squat testu (archiv autora)**

### **Vertikální výskok na jedné dolní končetině**

Cvik je prováděn bez bot. Zahájení probíhá na jedné dolní končetině s horními končetinami v bok, netestovaná dolní končetina je flektována v kolenním kloubu a testovaná dolní končetina v podřepu s 45° flexí v kolenním kloubu, tj. podřep. Po navedení pacienta k zahájení cviku slovy „připravit, start“ bylo zahájeno EMG měření a proband provedl maximální výskok na jedné dolní končetině s dopadem na stejnou dolní končetinu. Mezi jednotlivými opakováními dochází k bipedální opoře dolních končetin. Pohyb probanda je znázorněn na Obrázku 30.

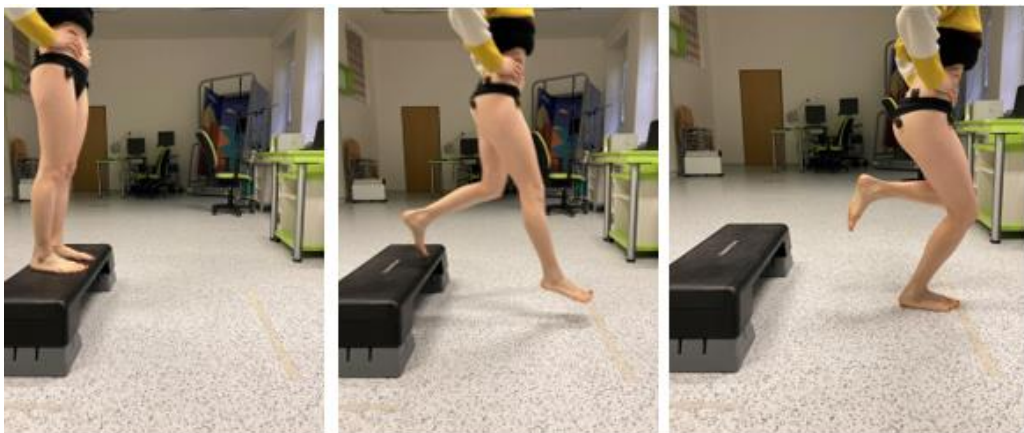




Obrázek 30: Provedení Single leg vertical hop test (archiv autora)

### Seskok z bedny

Cvik je prováděn bez bot. K tomuto pohybu byl využit 25 cm vysoký aerobikový step. Před tímto stepem byla vyznačena lepicí páskou horizontální linie, která určovala místo dopadu. Vzdálenost této linie od bedny byla individuální a rovnala se dvojnásobné délky vzdálenosti *caput fibulae – malleolus lateralis* konkrétního probanda na afektované dolní končetině. Zahájení proběhlo stojem na obou dolních končetin, horní končetiny byly v bok. Po navedení pacienta k zahájení cviku slovy „připravit, start“ bylo zahájeno EMG měření a proband provedl seskok z bedny testovanou dolní končetinou tak, aby distální části akra, tj. prstci, dopadl na vyznačenou linii. Následně proband přenesl váhu na dopadovou dolní končetinu a napřímil se, tj. z podřepu přechází do neutrálního postavení v kolenním kloubu. Poté dochází k bipedální opoře. Pohyb probanda je znázorněn na Obrázku 31.



Obrázek 31: Provedení seskoku z bedny (archiv autora)

## 4.2.8 Analýza dat

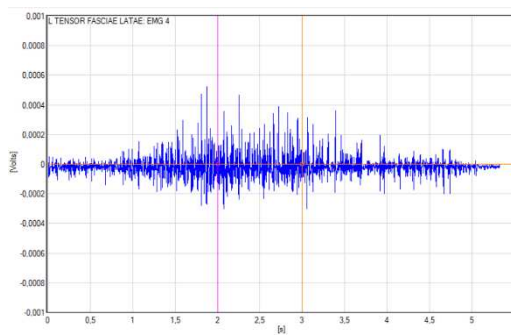
### Zpracování EMG záznamu

Analýza EMG signálu proběhla v aplikaci *Delsys EMGworks Analysis (EMGworks Software, Version 3.21, Delsys, Natick, MA, USA)*. Před samotnou analýzou byly odstraněny nepovedené pokusy probandů. U každého probanda bylo po této kontrole naměřeno celkem 102 EMG signálů a 30 akcelerometrických dat v ose x. Každý surový EMG signál (Obrázek 32) jak z měřených cviků, tak z MVIC, bylo nejprve nutné vyrovnat do nulového počátku pomocí funkce *Remove mean* (Obrázek 33). Takto upravené signály byly prohlédnuty, aby nedošlo k ovlivnění vyhodnocovaných dat přítomností artefaktů (Obrázek 36). Následně se převedly záporné hodnoty do hodnot kladných k získání lineární obálky pomocí funkce *Root mean square* (střední kvadratická hodnota), aby byla křivka vyhlazena a lépe použitelná pro následné vyhodnocování (Obrázek 34). Pohyblivý výběr této funkce byl nastaven na hodnotu 0,125s a překryv okna na hodnotu 0,0625s (Konrad, 2006).

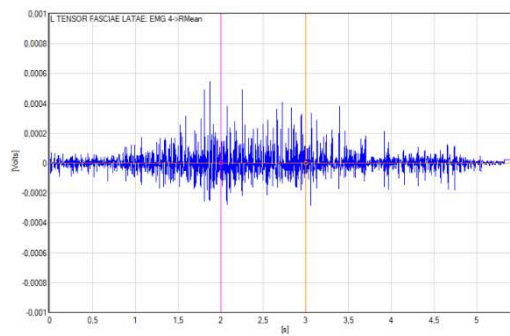
Tyto úpravy signálů byly provedeny u všech EMG signálů, včetně signálů z měření MVIC. Dále bylo nutné naměřené hodnoty vztáhnout k hodnotám MVIC. K takovému účelu posloužila funkce *Amplitude analysis* (Obrázek 35). Tato křivka již znázorňovala procentuální zastoupení dané aktivity svalu vzhledem k MVIC stejného svalu.

V tento moment byl z křivky upravené amplitudovou analýzou vyříznut potřebný úsek z akcelerometru osy x, který se u každého cviku lišil (Obrázek 38). Pro cvik dřep na jedné dolní končetině byl vyhraničen úsek, který odpovídá poslednímu vrcholu před výrazným zrychlením směrem k zemi a prvnímu vrcholu po výrazném zrychlení směrem vzhůru. Pro cvik vertikální výskok na jedné noze byl vyhraničen úsek, který odpovídá odrazové fázi, tedy nejvyššímu bodu před zrychlení směrem dolů a prvnímu vrcholu po zrychlení směrem vzhůru. Pro cvik seskok z bedny byl vyhraničen úsek, který odpovídá letové a dopadové fázi, tedy nejnižšímu bodu před letovou fází směrem vzhůru a poslednímu nejnižšímu bodu před napřimovací fází směrem nahoru.

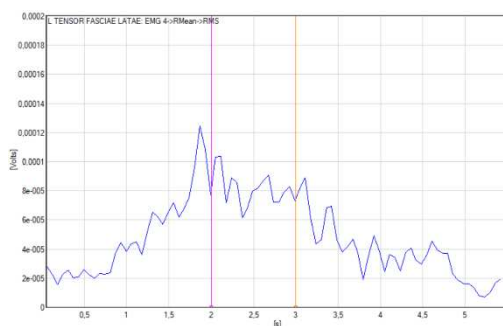
Z tohoto výseku mohly být dále převedeny potřebné hodnoty, tj. maximální amplitudy procentuální zastoupení MVIC a průměrné amplitudy procentuálního zastoupení MVIC do excelovské tabulky pro statistickou analýzu dat.



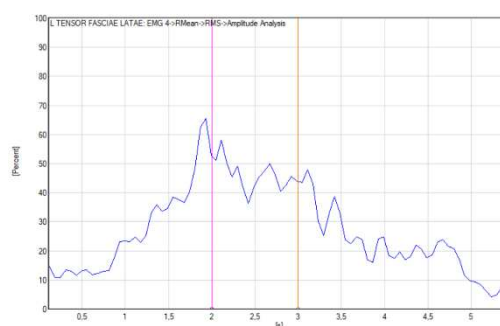
Obrázek 32: Surový signál (archiv autora)



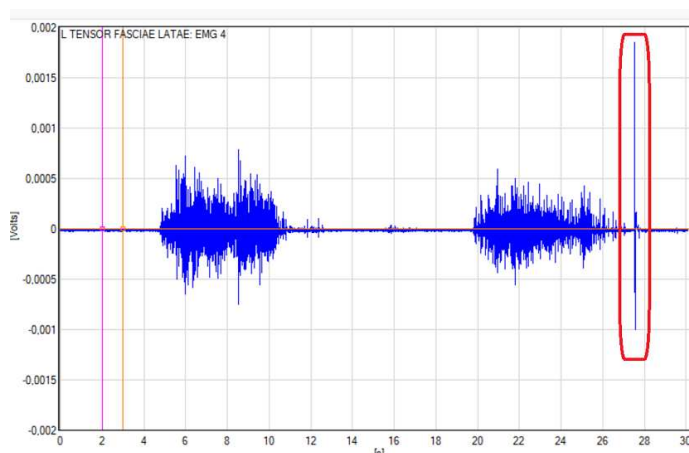
Obrázek 33: Zarovnání do nulového počátku pomocí funkce Remove mean (archiv autora)



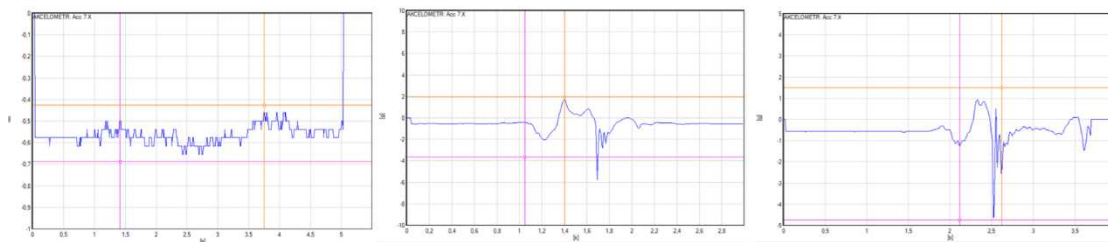
Obrázek 34: Vyhlazení signálu pomocí funkce Root mean square (archiv autora)



Obrázek 35: Hodnoty vztahené k MVIC pomocí funkce Amplitude analysis (archiv autora)



Obrázek 36: Artefakt nutný k odstranění (archiv autora)



**Obrázek 37: Ohraničené úseky z akcelerometru osy x při cvicích (zleva) dřep, vertikální skok, seskok z bedny (archiv autora)**

### Statistická analýza dat

Statistická analýza dat proběhla v programu Microsoft Excel. Jednotlivá data byla rozložena do přehledných tabulek pro snazší práci a přehlednost.

Před samotným statistickým zhodnocením byly zprůměrovány hodnoty pěti pokusů jednotlivých cviků a konkrétních svalů. Takové zprůměrování napozorovaných hodnot zajistilo splnění předpokladu normality dat. Následná statistika dat proběhla pomocí párového t-testu s oboustranným rozdělením pro určení bilaterálních rozdílů aktivity svalů kyčelního kloubu. T-test byl aplikován jak na průměrné, tak maximální hodnoty svalové aktivity EMG signálů všech probandů.

K určení signifikance byla stanovena hladina statistické významnosti 5 % ( $\alpha = 0,05$ ). Vyšší číslo tedy značí vyšší signifikanci výsledků, nižší značí signifikanci menší.

## 5 VÝSLEDKY

Cílem práce bylo zjistit rozdílnost v aktivitě svalů *m. gluteus medius*, *m. gluteus maximus* a *m. tensor fasciae latae* na dolní končetině s ITBS a druhostranné neafektované končetině. K hodnocení byly využity tři cviky – dřep na jedné dolní končetině, vertikální výskok na jedné dolní končetině a seskok z bedny na jednu dolní končetinu. Dalším dílčím cílem bylo zjistit, zda dominance dolní končetiny má vliv na stranu vzniku ITBS.

Z celkového počtu 22 probandů byli 3 probandi vyřazeni během analýzy dat, a to z důvodu poškozeného či nevhodného zaznamenání signálu, které by tak mohlo zkreslovat konečné výsledky. Výsledky odpovídají tedy 19 probandům, jejichž charakteristika je uvedena v Tabulce 7, 8, 9 a 10.

**Tabulka 7: Charakteristika výzkumného souboru po analýze dat 1**

Počet probandů n= 19 (Ž 11; M 8)	Průměr	Rozpětí
Věk	34,16 let	22–46 let
Výška	172,79 cm	158–188 cm
Váha	65,74 kg	50–90 kg
BMI	21,89	19,79–27,77
Počet uběhnutých km/týden	26,21 km/týden	10–50 km/ týden

**Tabulka 8: Charakteristika výzkumného souboru po analýze dat 2**

	PRAVÁ	LEVÁ
Lateralita dolní končetiny (n)	17	2
Končetina s ITBS (n)	10	9

**Tabulka 9: Charakteristika výzkumného souboru po analýze dat 3**

Stupeň zranění	1. stupeň	2. stupeň	3. stupeň	4. stupeň
n= 19	1	2	14	2

**Tabulka 10: Charakteristika výzkumného souboru po analýze dat 4**

Běžící povrch	silnice	trail	tartan	polní cesty
n= 19	11	7	1	0

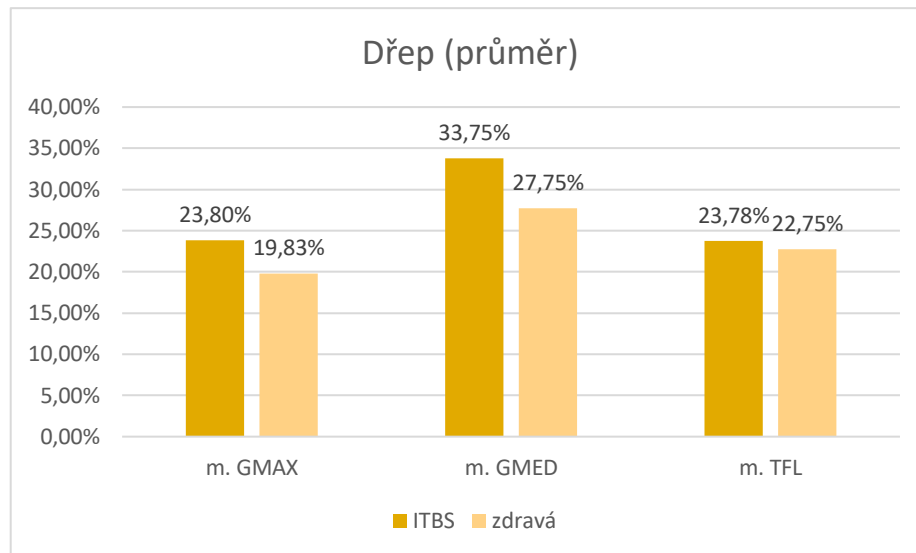
V první části této kapitoly jsou výsledky interpretovány souhrnně a zpracovány do podoby průměrných a maximálních hodnot zapojení jednotlivých svalů vůči MVIC (100 %) v porovnání zdravé končetiny a končetiny s ITBS v rámci jednotlivých cviků. Dále jsou také objasněny výsledky související s dominancí dolní končetiny a vznikem ITBS. Následně jsou výsledky vyhodnoceny v rámci jednotlivých hypotéz.

## 5.1 Stranová rozdílnost

### 5.1.1 Dřep na jedné dolní končetině

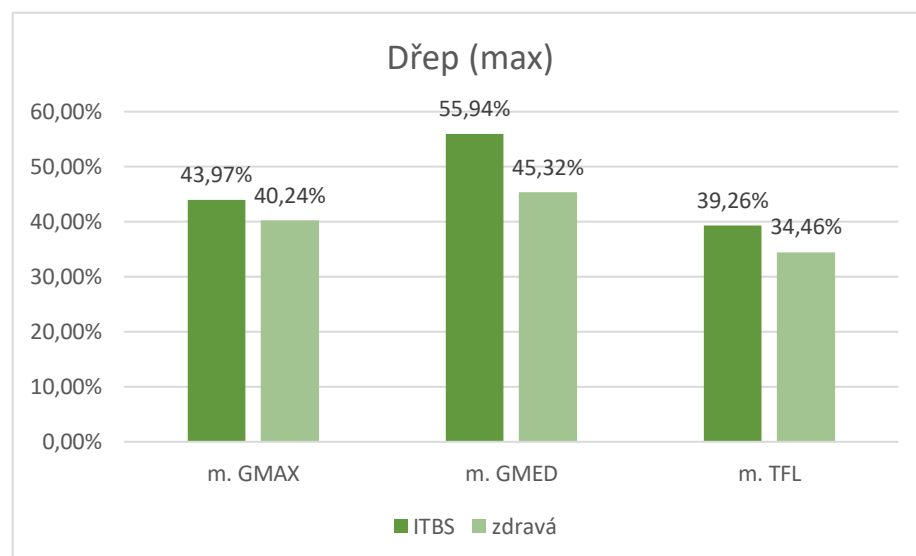
Na Obrázku 38 jsou zobrazeny průměrné hodnoty zapojení svalů *m. gluteus maximus* (m. GMAX), *m. gluteus medius* (m. GMED) a *m. tensor fasciae latae* (m. TFL) během dřepu na jedné dolní končetině.

Průměrná aktivita svalu *m. gluteus maximus* na končetině s ITBS činila 23,80 % oproti druhostranné neafektované končetině – 19,83 %. Tento rozdíl (3,97 %) však nebyl statisticky významný ( $p=0,084792$ ). Průměrná aktivita svalu *m. gluteus medius* byla také vyšší na končetině s ITBS – 33,75 % oproti druhostranné – 27,75 %. Tento rozdíl (6 %) nebyl opět statisticky významný ( $p=0,179148$ ). Průměrná aktivita svalu *m. tensor fasciae latae* byla opět vyšší na končetině s ITBS – 23,78 % oproti druhostranné – 22,75 %. Tento rozdíl (1,03 %) nebyl také statisticky významný ( $p=0,179148$ ).



**Obrázek 38: Průměrné hodnoty zapojení svalů během cviku dřep na jedné dolní končetině**

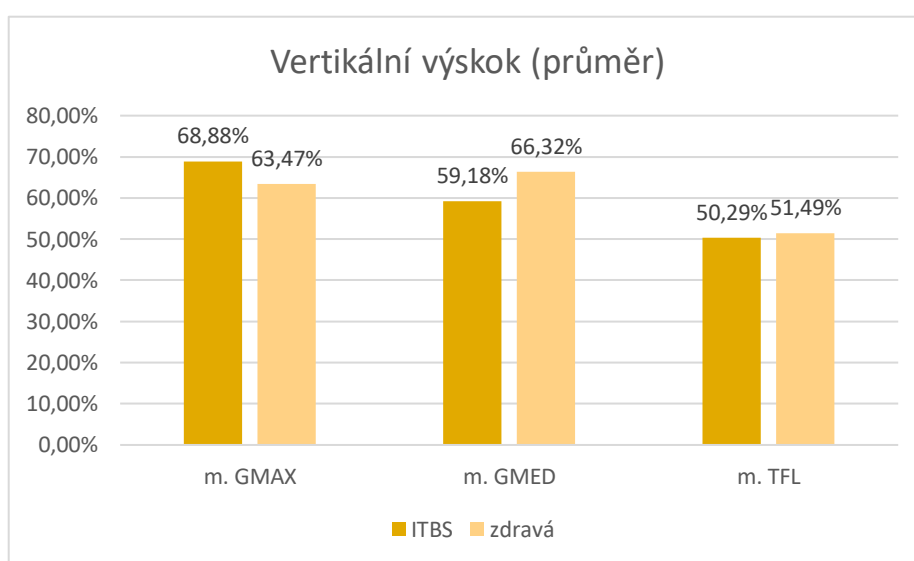
Co se týče maximálních hodnot zapojení těchto tří svalů, nalézáme podobné výsledky (Obrázek 39). Maximální hodnota aktivity svalu *m. gluteus maximus* na končetině s ITBS činila 43,97 % oproti neafektované – 40,24 %. Na končetině s ITBS se tak tento sval zapojoval v maximálních hodnotách o 3,73 % více, tento rozdíl nebyl však statisticky významný ( $p = 0,347883$ ). Aktivita svalu *m. gluteus medius* se v maximálních hodnotách pohybovala v 55,94 % na straně s ITBS a 45,32 % na neafektované dolní končetině. Rozdíl (10,62 %) nebyl statisticky významný ( $p = 0,070601$ ). Maximální hodnota aktivity svalu *m. tensor fasciae latae* při dřepu činila 39,26 % na straně s ITBS a 34,46 % na straně zdravé. Ani tento rozdíl (4,8 %) nebyl však statisticky významný ( $p = 0,330947$ ).



**Obrázek 39: Maximální hodnoty zapojení svalů během cviku dřep na jedné dolní končetině**

### 5.1.2 Vertikální výskok na jedné dolní končetině

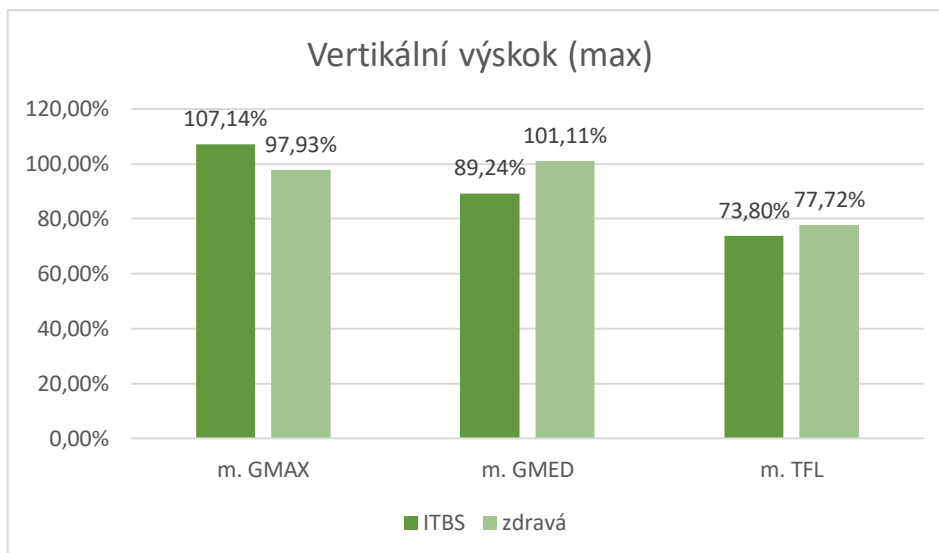
Při vertikálním výskoku byly průměrné hodnoty aktivity svalů následovné (Obrázek 40). Průměrná aktivita svalu *m. gluteus maximus* byla na končetině s ITBS 68,88 % a na zdravé 63,47 %. Rozdíl těchto aktivit činil 3,41 %, statisticky významný však nebyl ( $p=0,305945$ ). Aktivita svalu *m. gluteus medius* byla na straně ITBS nižší – 59,18 % oproti končetině zdravé – 66,32 %. Rozdíl těchto průměrných aktivit (7,14 %) nebyl statisticky signifikantní ( $p=0,276794$ ). Naopak sval *m. tensor fasciae latae* se na končetině s ITBS zapojoval více – 39,26 % oproti zdravé – 34,46 %. Ani tento rozdíl průměrných hodnot (4,8 %) nebyl statisticky významný ( $p=0,744554$ ).



Obrázek 40: Průměrné hodnoty zapojení svalů během cviku vertikální výskok na jedné dolní končetině

Maximální hodnoty (Obrázek 41) zapojení svalu *m. gluteus maximus* byly opět vyšší na končetině s ITBS – 107,14 % oproti neafektované končetině – 97,93 %. Rozdíl (9,21 %) nebyl ale statisticky významný ( $p=0,273557$ ). Maximální aktivita svalu *m. gluteus medius* byla stejně jako průměrná aktivita nižší u ITBS končetiny – 89,24 % oproti končetině zdravé – 101,11 %. Ani v tomto případě nebyl rozdíl (11,87 %) statisticky signifikantní ( $p=0,2000235$ ). U svalu *m. tensor fasciae latae* byla maximální hodnota nižší na straně ITBS – 73,80 % a větší na straně zdravé – 77,72 %. Rozdíl (3,92 %) je však tak malý, že nebyl statisticky významný ( $p=0,436429$ ).

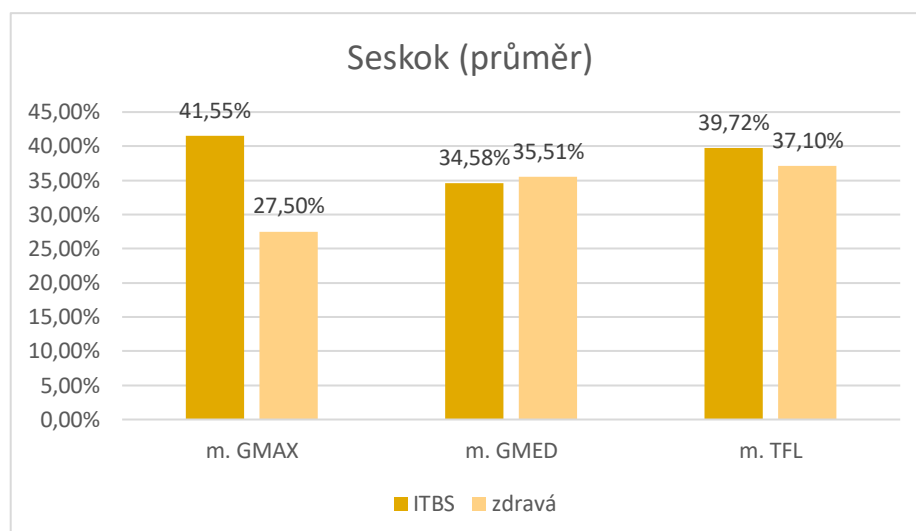




**Obrázek 41: Maximální hodnoty zapojení svalů během cviku vertikální výskok na jedné dolní končetině**

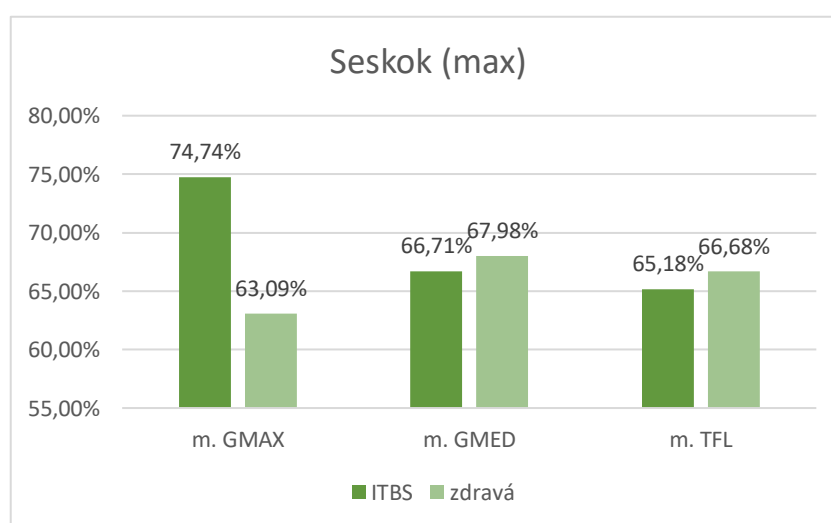
### 5.1.3 Seskok z bedny

Průměrná aktivita svalů GMAX, GMED a TFL při seskoku z bedny byla následovná (Obrázek 42). Aktivita svalu *m. gluteus maximus* činila na straně s ITBS 41,55 % oproti zdravé končetině – 27,50 %. Stranový rozdíl tak činil 14,05 % a dle hodnoty  $p=0,009256$  byl statisticky významný. *M. gluteus medius* se aktivoval na straně s ITBS v 34,58 % a na neafektované končetině 35,51 %. Rozdíl (0,93 %) nebyl statisticky významný ( $p=0,863843$ ). Průměrná aktivita svalu *m. tensor fasciae latae* byla na straně ITBS vyšší – 39,72 % oproti straně zdravé – 37,10 %. Stranový rozdíl, který činil 2,62 % nebyl statisticky signifikantní ( $p=0,637274$ ).



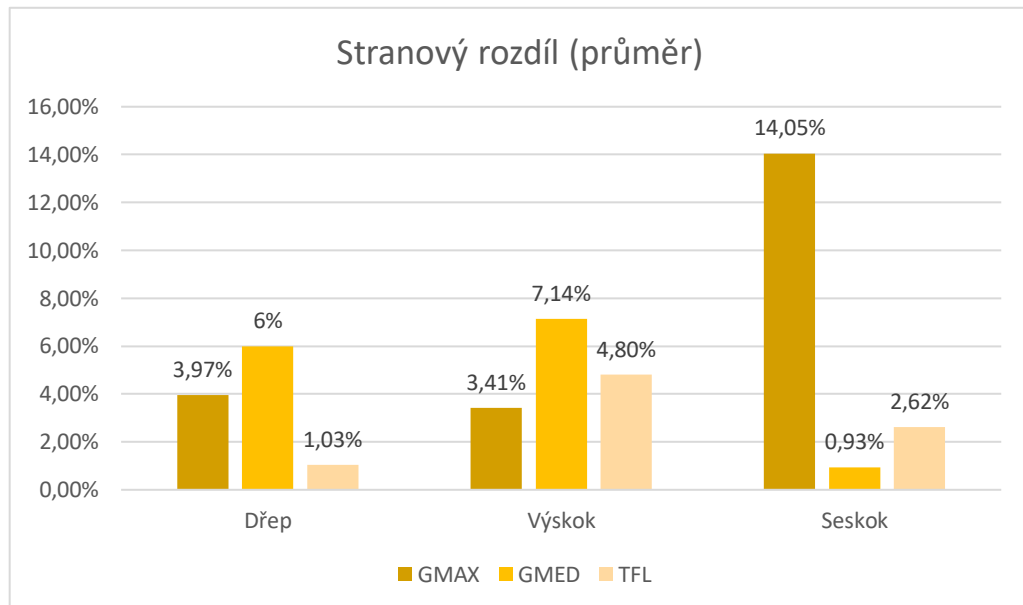
**Obrázek 42: Průměrné hodnoty zapojení svalů během cviku seskok z bedny na jednu dolní končetinu**

Maximální hodnoty aktivit svalů *m. gluteus maximus* však už na statisticky významné hodnoty nepoukazyvaly (Obrázek 43). *M. gluteus maximus* se na straně ITBS zapojoval více, 74,74 % oproti zdravé straně, která měla hodnotu aktivity 63,09 %. Rozdíl tedy činil 11,65 % , ale statisticky významný nebyl ( $p= 0,105731$ ). Maximální aktivita svalů *m. gluteus medius* při seskoku činila 66,71 % na končetině s ITBS a 67,98 % na končetině zdravé. Stranový rozdíl (1,27 %) nebyl ani v tomto případě statisticky významný ( $p= 0,907806$ ). U svalů *m. tensor fasciae latae* byla nižší aktivita na straně s ITBS – 65,18 % a vyšší aktivita na končetině neafektované – 66,68 %. Rozdíl, který činil 1,5 % nebyl statisticky významný ( $p= 0,854774$ ).

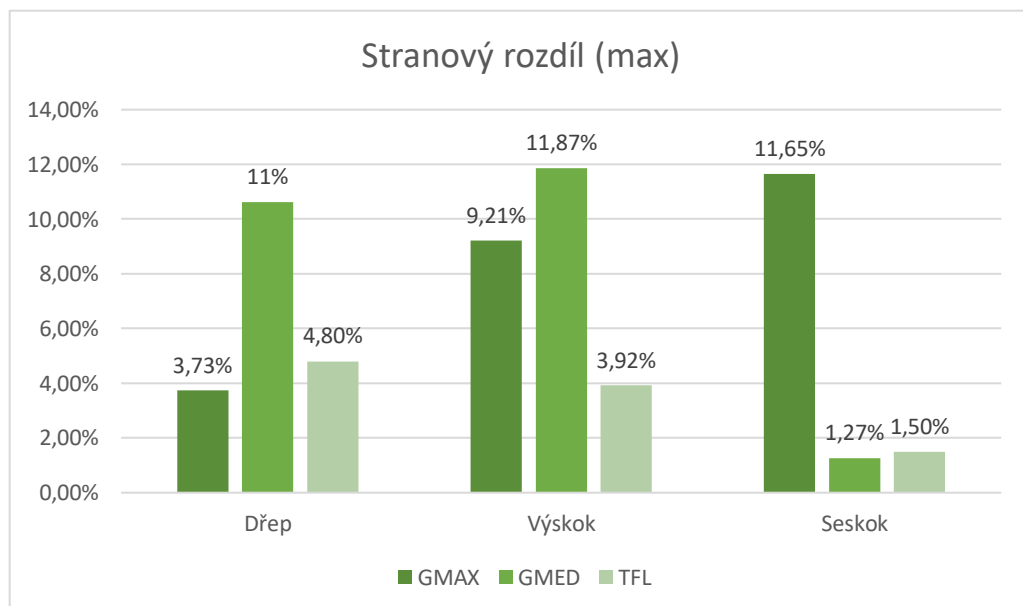


**Obrázek 43: Maximální hodnoty zapojení svalů během cviku seskok z bedny na jednu dolní končetinu**

Na Obrázku 44 a 45 jsou zobrazeny stranové rozdíly v průměru a maximum amplitud aktivity svalů v jednotlivých cvičích.



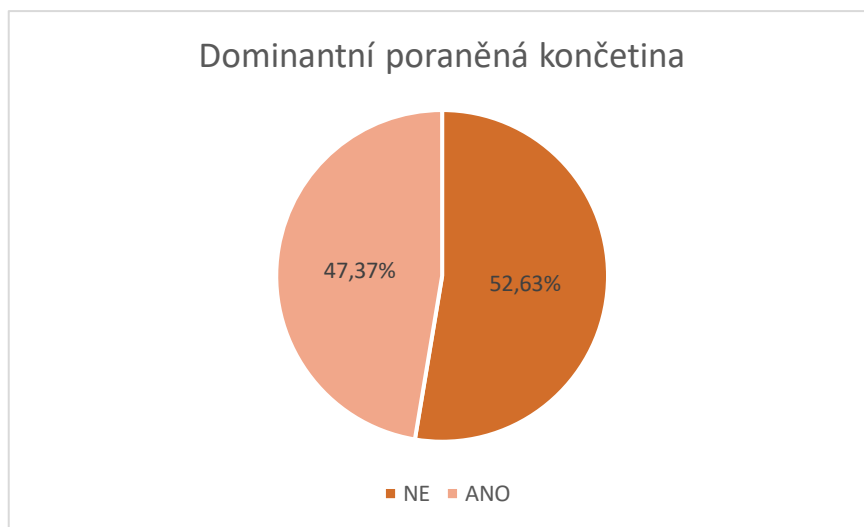
**Obrázek 44: Procentuální rozdíl průměrné aktivity mezi zdravou končetinou a končetinou s ITBS**



**Obrázek 45: Procentuální rozdíl maximální aktivity mezi zdravou končetinou a končetinou s ITBS**

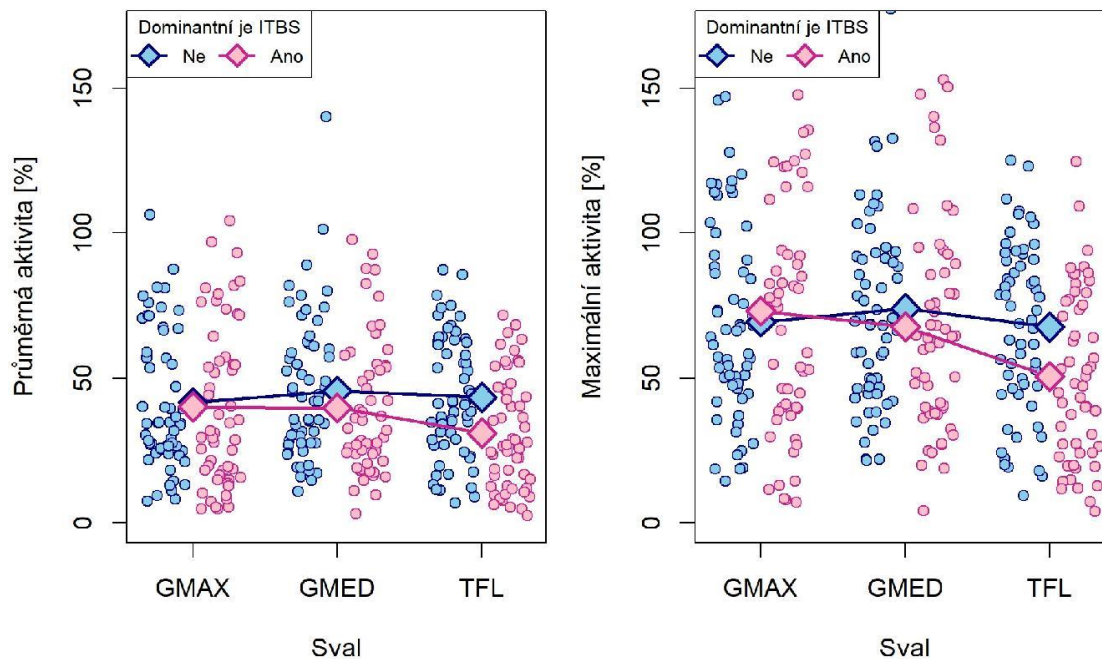
## 5.2 Dominance a vznik ITBS

Mezi 19 probandy bylo 9 běžců (47,37 %), jejichž dominantní dolní končetina se shodovala s poraněnou končetinou a 10 běžců (52,63 %), u kterých se dominantní dolní končetina neshodovala s poraněnou končetinou (Obrázek 46). Z tak malého počtu probandů nelze obecně uplatnit tvrzení, že se souvislost mezi dominantní končetinou a vznikem ITBS nenachází. Nicméně můžeme uplatnit tvrzení, že u těchto 19 probandů, se souvislost mezi dominancí končetiny a stranou vzniku ITBS nepotvrdila, jelikož jsou výsledky téměř totožné.



**Obrázek 46: Procentuální zastoupení skupiny se shodnou dominantní končetinou a končetinou s ITBS a neshodnou dominantní končetinou a končetinou s ITBS**

Pro zajímavost lze na Obrázku 47 pozorovat, zdali tato shodnost (poraněné a dominantní strany) ovlivňuje aktivitu svalů. V grafu jsou zobrazeny průměrné a maximální hodnoty aktivity jednotlivých svalů při všech pozorování s ohledem na to, zdali je končetina s ITBS dominantní (růžové hodnoty) či nikoliv (modré hodnoty). Liniemi jsou propojeny průměry v jednotlivých skupinách. V grafu můžeme pozorovat nerovnoběžnost těchto linií, které se navíc v maximálních hodnotách kříží. Takto postavené průměry a jejich odlišná strmost propojení může poukazovat na fakt, že pokud je dominantní končetina končetinou poraněnou, může se jednat o významný modifikátor aktivity svalu. Ačkoliv takové zkoumání není cílem této práce, může jistě posloužit jako podklad dalším studiím s cílem zjistit, zdali shodnost strany poraněné a dominantní končetiny významně ovlivňuje aktivitu svalu.



Obrázek 47: Znárodnění interakce mezi aktivitou svalů a shodností či neshodností strany dominance se stranou poranění

### 5.3 Výsledky vztahující se ke stanoveným hypotézám

Výzkumné otázky zněly:

- 1 Existuje rozdíl v aktivitě svalů *m. tensor fasciae latae*, *m. gluteus medius*, a *m. gluteus maximus* mezi afektovanou a neafektovanou dolní končetinou běžců s ITBS při cvičích vertikální výskok, dřep a seskok na jednu dolní končetinu?
- 2 Je patrná souvislost mezi vznikem ITBS a dominancí dolní končetiny?

**H1a** Aktivita svalů *m. tensor fasciae latae* je při alespoň jednom z výše zmíněných cvičích vyšší na afektované končetině vůči druhostranné neafektované dolní končetině běžců s ITBS.

Výsledky tuto hypotézu zamítají. Ani jeden ze cviků neprokázal statistickou významnost

ve vyšší aktivitě *m. tensor fasciae latae* na končetině s ITBS vůči neafektované končetině.

**H1b** Aktivita svalu *m. gluteus medius* je při alespoň jednom z výše zmíněných cvičích nižší na afektované končetině vůči druhostranné neafektované dolní končetině běžců s ITBS.

Výsledky tuto hypotézu zamítají. Ani jeden ze cviků neprokázal statistickou významnost v nižší aktivitě *m. gluteus medius* na končetině s ITBS vůči neafektované končetině.

**H1c** Aktivita svalu *m. gluteus maximus* je při alespoň jednom z výše zmíněných cvičích vyšší na afektované končetině vůči druhostranné neafektované dolní končetině běžců s ITBS.

Výsledky tuto hypotézu potvrzují. V rámci průměrných hodnot byla aktivita svalu *m. gluteus maximus* vyšší na afektované končetině vůči druhostranné neafektované dolní končetině při cviku seskok z bedny. Tento rozdíl poukazoval na statistickou významnost  $p=0,009256$ . Při ostatních cvičích se však tato skutečnost nepotvrdila.

**H2** Mezi vznikem ITBS a dominancí dolní končetiny není patrná souvislost.

Výsledky tuto hypotézu potvrzují. V případě 19 měřených probandů dominance končetiny neovlivňuje stranu vzniku ITBS.

## 6 DISKUSE

Iliotibiální syndrom je častým poraněním běžců. Taunton et al. (2012) udává, že se jedná o druhou nejčastější příčinu bolesti kolene u běžců a nejčastější příčinu bolesti jeho laterální části. Zhruba každý osmý běžec se s tímto syndromem setká (Pelgrum et al., 2019). I napříč takto rozšířenou incidencí, není etiologie, biomechanické příčiny nebo samotný název syndromu iliotibiálního traktu důkladně prozkoumán a sjednocen.

Tato práce propojovala teoretické znalosti s výzkumnou částí s cílem přispět k objasnění etiologie syndromu. Zájmem bylo zjistit, zdali se u běžců s ITBS vyskytuje bilaterální asymetrie svalů kyčelního kloubu v podobě jejich zapojení, aktivace, a lépe tak porozumět neuromuskulárním faktorům, které by potencionálně mohly přispět k patologické kinematice běhu a vzniku ITBS. Mnoho autorů se domnívá, že vznik tohoto syndromu souvisí právě s patologickou funkcí kyčelních svalů, která následně ovlivňuje postavení distálních segmentů a přispívá ke kompresi tkáně mezi IT traktem a femorálním epikondylem.

### 6.1 Diskuse k teoretické části

Co se týče části teoretické, je největším úskalím velká diskrepance názorů mezi autory, stejně tak výsledků jednotlivých studií. První problém nacházíme již v samotném názvu a etiologii tohoto syndromu, kdy řada autorů používá zkratku ITBFS – *iliotibial band friction syndrome*, což v překladu znamená třecí syndrom. Mylně se myslelo, že bolest v oblasti laterálního epikondylu vzniká třením mezi IT traktem a touto strukturou během repetitivní flexe a extenze kolenního kloubu. Mechanismus vzniku je však dle novějších studií jiný, jak popisuje Fairclough et al. (2006). Jedná se spíše o kompresní či impingement syndrom, při kterém je tuková tkáň mezi laterálním epikondylem a IT traktem komprimována při 30 stupních flexe kolenního kloubu, což vyústí v zánět a progredující bolest laterální části kolene (Friede et al., 2020; Hutchinson et al., 2022). Slovo tření a ITBS by se tedy nemělo spojovat, jelikož se jedná o zcela jiný mechanismus a není v případě IT traktu anatomicky či biomechanicky možný (Fairclough et al., 2006).

Řada autorů se shoduje, že přítomnost tohoto syndromu může být zapříčiněna opravdu proximálními strukturami. A proto byla spousta studií zhotovena s cílem zjistit souvislost mezi kyčelními svaly a vznikem ITBS. Výsledky jsou však rozporuplné. Jeli řeč o snížené svalové síle abduktorů kyčelního kloubu, studie Fredericson et al. (2000)

nebo MacMahon et al. (2000) opravdu sníženou sílu této skupiny svalů objevily u běžců s ITBS. Naopak řada studií (Foch et al., 2015; Grau et al., 2007; Hamstra-Wright et al., 2019;) tuto hypotézu svými výsledky vyvrátily a v rámci svalové síly abduktorů kyčelního kloubu nebyla přítomna žádná rozdílnost.

Jiní autoři se rozhodli prozkoumat, zdali se neliší postavení jednotlivých segmentů dolní končetiny u běžců s ITBS, ale výsledky byly opět nejednotné a přispívaly tak k dalším otázkám než odpovědím. Navíc studie byly často tvořeny velmi malým počtem probandů, což vedlo k poklesu významnosti výsledků. Úskalí však může být v neuromuskulárních faktorech čili aktivitě svalů, které se v rámci pohybového stereotypu nezapojují adekvátně. Je nutné si uvědomit skutečnost, že při analytickém hodnocení může být síla svalu neměnná, ale při určitém funkčním pohybu se nemusí sval zapojovat v jeho plných možnostech. K těmto účelům zkoumání slouží právě EMG studie, kterým je na vědeckém poli ITBS dostávána stále malá pozornost a chybějí.

Ačkoliv jsou zahraniční zdroje nabitě poznatky o ITBS, ne zcela se vždy shodují. Recentní a české zdroje, které by pojednávaly o tomto častém běžeckém zranění a probíraly by problematiku do hloubky, scházejí.

## **6.2 Diskuse k empirické části**

Výzkum byl tvořen zprvu 22 probandy, ale po analýze výsledků, kdy se objevily špatně zaznamenané signály, byl nakonec soubor tvořen devatenácti probandy. Probandi byli oslovoováni jednak přes fyzioterapeutickou ambulanci, zaměřující se na běžce, tak také přes sociální sítě, kde se po popsání symptomů syndromu ozvalo zhruba padesát zájemců. Nakonec bylo výzkumníkem práce vybráno pouze 22 probandů.

Probandi v anamnestickém dotazníku vyplnili mimo jiné i informace týkající se jejich běžeckých zvyklostí. Dotaz padl i na nejčastější běžící povrch, který může taktéž ovlivnit vznik ITBS. Z devatenácti probandů byl pro 7 z nich hlavním z běžících povrchů trailové cesty, což jsou místa s nezpevněným povrchem a prudkými svahy. A právě běh z kopce je dle Fredericson & Weir (2006) jedním z důvodů vzniku ITBS. Bolest spjata s ITBS se navíc při běhu z kopce zvyšuje (Flato et al., 2016). Tenhle typ povrchu vyžaduje také důslednější zapojení stabilizátorů kyčelního kloubu, které když nepracují adekvátně, mohou přispívat k větší patobiomechanice běhu. Dalších 11 probandů označilo za nejčastější běžící povrch silnice, které se vyznačují zpravidla rovinným



a tvrdým povrchem. Silnice jsou však vytvořeny tak, že jedna strana je převýšená než strana druhá. Autoři Noble et al. (2017) a Clancy (1980) zjistili, že dolní končetina, která bývá častěji poraněna ITBS je ta, která je na nižší straně silnice. Na této straně je dle Lindenberg et al. (2016) omezena pronace chodidla, což může přispívat ke vzniku ITBS. Rizikovým faktorem bývají i tartanové cesty, konkrétně běh po oválné trase jedním směrem. Při tomto typu, se dle Nevisona et al. (2015) *m. gluteus medius* dolní končetiny, která je na vnější straně oválu, zapojuje méně, oproti druhostrannému. Tato skutečnost může hrát opět roli při vzniku ITBS.

Jako normalizační hodnota byla v této práci zvolena maximální volní izometrická kontrakce (MVIC). Díky této normalizaci mohla být porovnána EMG aktivita mezi jednotlivými svaly. Tato metoda je nejčastěji zvolenou normalizační hodnotou. Důležitým faktorem je při této normalizační metodě shodná pozice všech probandů při pohybu, během kterého dochází k co nejvyšší aktivitě konkrétního svalu (Halaki & Gi, 2012). V této diplomové práci byly pozice a pohyb shodné se svalovým testem dle Jandy (Janda, 2004), který byl však u svalů *m. tensor fasciae latae* a *m. gluteus medius* modifikovaný (Selkowitz et al., 2013), aby byl zacílen individuálně na svaly, vzhledem k jejich stejné funkci – abdukci.

Ve výsledcích vidíme, že některé hodnoty přesahují tuto 100% hranici. K tomuto jevu dochází, pokud testovaný pohyb je rychlý nebo při něm dochází k excentrické nebo silné kontrakci. Dále může tento jev značit nevyvinutí maximálního úsilí probanda během měření MVIC nebo pohyb pro měření MVIC nebyl vhodně vybrán (Halaki & Gi, 2012). V našem případě, byly zaznamenány hodnoty vyšší 100 % u svalů *m. gluteus maximus* a *m. gluteus medius* při vertikálním výskoku jedné dolní končetiny a tyto hodnoty odpovídaly maximální amplitudě. Vertikální výskok je pohybem velmi rychlým a intenzivním, což by vysvětlovalo vyšší naměřené hodnoty.

Pohyby, které hodnotily bilaterální asymetrickou aktivitu svalů, byly vybrány tak, aby u nich docházelo k zapojení stabilizátorů kyčelního kloubu. Cviky byly zvoleny dynamické a při výběru se dbalo na to, aby pohyby obsahovaly fázi odrazu a dopadu, které jsou, byť neidenticky, součástí běhu. Cviky byly vybrány i v návaznosti na

etiologii – pohyby při kterých dochází k flexi a extenzi kolene nebo běh z kopce s vyšším nárazem dolní končetiny. Každý pohyb probíhal přes impingement zónu, která činila 30st kolenní flexe. Cvik seskok z bedny byl zvolen pro přiblížení dopadové fáze běhu z kopce, kdy se symptomy ITBS zhoršují.

Samozřejmě, pohyb, při kterém k tomu syndromu dochází je často běh. Pár autorů (Baker et al., 2018; Brown et al., 2019; Foch et al., 2020) tedy zkoumalo aktivitu svalů kyčelních kloubů při běhu na běžícím páse. V žádné z těchto studií nedošlo k převratné interakci mezi skupinou kontrolní a s ITBS. I z tohoto důvodu, bylo pro hodnocení asymetrie v této práci zvoleny dynamické cviky v domnění, že by se rozlišná aktivita mohla projevit více.

Kaltyczak et al. (2016) poukazuje na zajímavost, že v některých studiích (Aminaka et al., 2011; Cowan et al., 2009; Willson et al., 2011), které zkoumaly aktivitu svalu *m. gluteus medius* během chůze do schodů, ze schodů a běhu, našli autoři významné rozdílnosti mezi zdravými jedinci a jedinci s patellofemorálním syndromem. Při cvicích, které, jak i v našem případě vyžadovali větší svalové úsilí (single leg vertical jump test nebo drop jump), se však mezi skupinami neobjevovaly významné rozdíly (Nakagawa et al., 2011; Souza & Powers, 2009).

Roli hraje také únava svalů. Klinické projevy ITBS se vyskytují zpravidla až po uplynulé vzdálenosti, kdy dochází k únavě a prohloubení patologické biomechaniky běhu. Únava může souviset s opožděnou svalovou aktivací a změněným silovým útlumem (Nyland et al., 1994), což může zvyšovat riziko vzniku. Řada studií (Baker et al., 2018; Brown et al., 2019; Foch et al., 2020) je tedy navržena tak, aby docházelo při běhu k únavě svalů a bylo možné tak hodnotit rozdíl v zapojení svalů na začátku a na konci běhu s cílem získání větších informativních výsledků.

Během stojné fáze běhu mohou reakční síly od země vyvinout sílu zhruba dvojnásobku až trojnásobku tělesné váhy s výslednou addukcí kyčelního kloubu. Během této fáze musí kyčelní abduktory addukční moment vyrovnat (Cavanagh & LaFortune, 1980; Novacheck, 1998). Pokud k vyrovnání nedojde, ať již z důvodu snížení svalové síly či neuromuskulární dysfunkce, přispívá to ke vzniku ITBS. Jedná se zejména o neschopnost abduktorů kyčelního kloubu excentricky kontrolovat postavení kyčle (Brown, 2011).

Hypotézy vznikly na základě teoretických předpokladů, že při oslabení *m. gluteus medius*, které se dle některých studií (Fredericson et al., 2000; MacMahon et al., 2000) u běžců s ITBS vyskytuje, dochází k nadměrné aktivaci a firingu *m. TFL*, což zvyšuje tenzi IT traktu (Fredericson et al., 2000). Vyšší aktivitu TFL u běžců s ITBS potvrzuje i studie Baker et al. (2018), kde došlo k této rozdílnosti mezi poraněnou a kontrolní skupinou v 3. minutě běhu.

Při našem zkoumání se vyšší aktivita *m. tensor fasciae latae* na poraněné končetině projevila u dřepu v průměrných i maximálních hodnotách a u seskoku z bedny pouze v průměrných hodnotách. Ani jeden z těchto rozdílů však nebyl natolik velký, aby bylo možné považovat tuto diferenci za významnou.

Aktivita *m. gluteus medius* na poraněné končetině byla v průměrných i maximálních hodnotách nižší u vertikálního výskoku a seskoku z bedny. Naopak vyšší v obou hodnotách u dřepu na jedné dolní končetině. Ani jeden rozdíl nebyl ovšem statisticky signifikantní.

Předpokládaná vyšší aktivita *m. gluteus maximus* na končetině s ITBS se projevila při všech cvicích, a to jak v průměrných, tak maximálních hodnotách. Významná však byla jen u seskoku z bedny v jeho průměrných hodnotách, kde p hodnota činila 0,009256. Vyšší aktivita *m. gluteus maximus* se objevila na poraněné končetině i při součtu všech pozorování (dřep, výskok, seskok) a to jak v maximálních, tak průměrných hodnotách. Naopak zbylé dva svaly měly při tomto pozorování vyšší aktivitu na straně zdravé.

Projevená vyšší aktivita *m. gluteus maximus* může poukazovat na primární nebo sekundární (kompenzační) projev. Primární projev by mohl značit, že aktivita svalu *m. gluteus maximus* je u běžců s ITBS při těchto konkrétních cvicích vyšší a z toho důvodu dochází k vyšší tenzi úponového místa – IT traktu (Klauser et al., 2022). Taková tenze by mohla v dlouhodobém horizontu a prolongovaném běhu přispívat k větší kompresi na laterální femorální epikondyl (Noehren et al., 2007). Vyšší aktivita svalu *m. gluteus maximus* by mohla vznikat sekundárně a kompenzovat tak nižší sílu *m. gluteus medius*. Dle Yamagata et al., (2022), se při takovém oslabení snaží *m. gluteus maximus* a *m. gluteus minimus* kompenzovat pohyb ve prospěch abdukce a extenze kloubu a dochází tak k jejich vyšší aktivaci. Studie, vysvětlující vyšší zapojení *m. gluteus maximus* u běžců s ITBS, ať už v rámci primárních nebo kompenzačních mechanismů, nejsou dohledatelné, a proto lze objasnění těchto výsledků jen hypotézovat.

V porovnání s jinými EMG studii běžců s ITBS se výsledky částečně shodují. Při běhu nezjistil Brown et al. (2019), žádné signifikantní rozdíly v aktivitě svalů *m. gluteus medius* a *m. TFL* u běžců s ITBS, což se shoduje i s našimi výsledky. Ani Foch et al. (2020) nezjistil u této skupiny běžců rozdíl v aktivitě svalů *m. gluteus medius*. Rozdílný výsledek poukázala studie Baker et al., (2018), kdy se u běžců s ITBS v 3. minutě běhu zapojoval *m. TFL* signifikantně více oproti kontrolní skupině. Je nutné podotknout, že studií, které by zkoumaly aktivitu svalů pomocí EMG u běžců s ITBS je limitně málo, navíc žádná ze studií nehodnotí aktivitu v silově dynamických cvičích. Proto nelze výsledky exaktně porovnat a zkonfrontovat se současnými poznatky.

Ačkoliv významné rozdíly v zapojení kyčelních abduktorů nebyly, jejich funkční oslabení se u probandů často projevovalo dynamickou valgozitou kolenního kloubu (Heinert et al., 2008), která byla nejvíce patrná při cviku dřep na jedné dolní končetině.

Výsledek, který nepoukazoval na souvislost mezi dominancí a stranou vzniku ITBS se shoduje i s výsledkem studie Niemuth et al., (2005), který však zkoumal tuto souvislost u více poranění z přetížení – patellofermorální syndrom, ITBS, mediální tibiální stress syndrom, tendinopatie Achillovy šlachy, plantární fascitidu a únavovou zlomeninu dolní končetiny. Výsledek poukazoval na to, že strana dominance neovlivňuje stranu zranění.

Pro zajímavost byl do výsledků vložen graf (Obrázek 47), který zobrazoval nerovnoběžnost linií spojující průměry jednotlivých hodnot aktivity v rámci interakce jednotlivého svalu a shodností či neshodností strany dominance a strany poranění. Tato nerovnoběžnost může poukazovat na fakt, že shodnost strany dominance a strany s ITBS může být značným modifikátorem svalové aktivity. Konkrétně můžeme pozorovat, že *m. gluteus maximus* se v rámci maximálních hodnot zapojuje více na končetině, která byla dominantní a zároveň poraněná oproti končetině, která byla nedominantní a zároveň poraněná. Kdežto u svalu *m. tensor fascia latae* byla tato skutečnost opačná. Toto zkoumání je nad rámec této diplomové práce, bylo by však v budoucích výzkumech zajímavé tento faktor prozkoumat a určit tak jeho významnost.

Iliotibiální syndrom nemusí být jen a pouze důsledkem funkční patologie v oblasti kyčelního kloubu. Roli ve vzniku může hrát i samotná oblast kolene nebo nohy. Dle

Noehrena et al. (2007), může při nadměrnému vnitřně rotačnímu postavení tibie docházet k vyššímu napětí IT traktu a větší kompresi na femorální epikondyl. Příčina tohoto postavení, může ale opět vycházet z kyčelní oblasti a její svalové dysfunkce. Dále může být příčinou vzniku také prominentnější femorální epikondyl (Aderem & Louw, 2015) nebo genua vara (Kim et al., 2020), které opět zvýší tlak IT traktu na problematickou oblast femuru.

Kolenní kloub může distálně ovlivňovat i kloub hlezenní. Vnitřní rotaci tibie může způsobovat nadměrná everze paty, která se pojí se zvýšenou addukcí v hlezenním kloubu (Lundenberg et al., 1989). Výsledky výzkumů (Messier et al., 1995; Noehren et al., 2007) zabývající se kinematickými změnami nohy u běžců s ITBS, nejsou opět jednotné a navzájem se vyvracejí. Noehren et al. (2007) poukazují na skutečnost, že vyšší everze nohy se nevyskytuje u všech osob s ITBS. Pokud se však vyskytuje, je nadměrná a způsobuje vnitřně rotační postavení kolenního kloubu, které přispívá ke vzniku ITBS. Z tohoto hlediska je patrné, že vznik ITBS může být opravdu individuálně ovlivněn jinou anatomickou oblastí a pro větší prozkoumání etiologie je vhodné se v dalších výzkumech zaměřit na všechny tyto aspekty.

Objasnit etiologii ITBS je recentně stále cílem mnoha studií. Její osvětlení by mohlo takto častému zranění běžců předcházet či ho efektivněji léčit. Jak již bylo zmíněno výše, autoři a výsledky výzkumů nejsou stále jednotné. Je to zapříčiněno i velmi malým počtem probandů, kteří ve výzkumu participují. Bylo by vhodné do budoucna provést výzkum, který by obsahoval větší výzkumný soubor a výsledky by tak měly větší vypovídající hodnotu. Nebylo by od věci v následujících studiích otestovat také stabilitu trupu a pánve, která může jednoznačně ovlivnit biomechaniku distálnějších struktur a přispívat tak ke vzniku ITBS. V rámci EMG studií, by bylo vhodné zaměřit pozornost nejen na aktivaci svalů, ale také jejich timing. Vhodné by bylo také provést výzkum hodnotící aktivitu svalů při běhu z kopce, který představuje jeden z rizikových faktorů vzniku ITBS. Takový výzkum by tak mohl poukázat na větší bilaterální rozdílnosti, než běh po rovině či dynamické testy. Bylo by i vhodné další výzkumy designovat tak, aby se prozkoumala jak kinematika, EMG, tak síla kyčelních svalů před a po 6měsíční terapeutické intervenci, což by jasně ukázalo, jaké rozlišnosti v těchto parametrech jsou při přítomnosti ITBS.

### 6.3 Limity práce

I tato práce obsahuje limity a výsledky je nutné interpretovat s rezervou. Jedna z nich je jednoznačně malý vzorek probandů, díky kterému nejsou výsledky tolik významné, jako kdyby byl výzkumný soubor větší. Výzkum neobsahoval kontrolní skupinu, která by výsledky opět více objektivizovala.

Dalším limitem, s kterým se musí při práci s sEMG počítat je variabilita amplitudy a frekvence naměřeného signálu. Tato variabilita je ovlivněna anatomickými, technickými i fyziologickými faktory (De Luca, 1997). Ačkoliv byly dodrženy pravidla aplikace elektrod (odmaštění, aplikace na identické místo a svalové břicho, aplikace v průběhu svalových vláken, aplikace stejným výzkumníkem), vnitřní faktory již tolik ovlivnitelné nebyly. Jedná se o počet aktivních motorických jednotek pod senzorem, rychlost průtoku krve svalem, jak hluboko pod povrchem jsou aktivní vlákna svalu apod. (De Luca, 1997). Tyto faktory mohou snižovat konečnou amplitudu signálu a částečně tak zkreslovat výsledky.

Testované cviky nebyly statické, ale jednalo se o poměrně složité dynamické cviky, a ačkoliv byly probandům uděleny přesné pokyny provedení, je nutné počítat s drobnými odlišnostmi. Pro cvik dřep na jedné noze, u kterého byl využit goniometr, aby byl určen konečný stupeň flexe, by bylo pro větší přesnost vhodnější využít elektrický goniometr.

Pro stanovení jednotného úseku EMG signálu byla využita data z akcelerometru, která díky snímání zrychlení určovala také pozici těla. Konečné fáze pohybu a pozice těla se však z akcelerometrického signálu nedala určit přesně, jelikož pohyb obsahuje jak zrychlení, tak zpomalení, což nešlo přesně detekovat a vyříznout. A tak se pracovalo s přesně definovanými body (peaky), které byly u všech probandů totožné. Pro přesnější pozici těla by byl vhodnější provést videozáznam, který by se s nahraným EMG signálem zkonfiguroval.

## 7 ZÁVĚRY

Teoretická část práce pojednávala o problematice týkající se iliotibiálního syndromu, jednoho z nejčastějších běžeckých zranění. Značný úsek byl věnován etiologii a změnám v oblasti kinematiky, aktivity nebo svalové síly u běžců s tímto poraněním. Rozvinut je ale také diagnosticko-terapeutický přístup nebo důležitost funkčního propojení kyčelní a kolenní oblasti. V rámci výzkumné části bylo pomocí povrchové elektromyografie testováno 22 běžců se syndromem iliotibiálního traktu s cílem zjistit stranovou rozdílnost aktivity svalů *m. gluteus maximus*, *m. gluteus medius* a *m. tensor fasciae latae* mezi poraněnou a neporaněnou končetinou. Hodnotícími pohyby byl dřep, vertikální výskok a seskok z bedny. Z výsledků vyplynulo, že jediný signifikantní rozdíl v aktivaci se vyskytoval u svalu *m. gluteus maximus*, který měl významně vyšší zapojení na afektované končetině při cviku seskok z bedny. U zbývajících svalů se signifikantní rozdíl mezi končetinami neprokázal.

Tato práce měla za cíl přispět k objasnění etiologie iliotibiálního syndromu, která, jak se ukazuje není jednoznačná, ba naopak multifaktoriální. Tento syndrom je ne méně častým zraněním v běžeckém světě a prohloubení znalostí této problematiky by tak ušetřilo řadu nepříjemných bolestí kolen a navrátila radost k běhu.

## 8 REFERENČNÍ SEZNAM

ADELAAR, Robert S. The practical biomechanics of running. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1986, **14**(6), 497-500 [cit. 2022-08-26]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354658601400613

ADEREM, Jodi a Quinette A. LOUW. Biomechanical risk factors associated with iliotibial band syndrome in runners: a systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders* [online]. 2015, **16**(1) [cit. 2022-08-05]. ISSN 1471-2474. Dostupné z: doi:10.1186/s12891-015-0808-7

AMINAKA, Naoko, Brian G. PIETROSIMONE, Charles W. ARMSTRONG, Andrew MESZAROS a Phillip A. GRIBBLE. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2011, **21**(4), 645-651 [cit. 2023-04-12]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/j.jelekin.2011.03.007

BAKER, Robert L. a Michael FREDERICSON. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. 2016, **27**(1), 53-77 [cit. 2021-11-13]. ISSN 10479651. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmr.2015.08.001

BAKER, Robert L., Richard B. SOUZA, Mitchell J. RAUH, Michael FREDERICSON a Michael D. ROSENTHAL. Differences in Knee and Hip Adduction and Hip Muscle Activation in Runners With and Without Iliotibial Band Syndrome. *PM&R* [online]. 2018, **10**(10), 1032-1039 [cit. 2021-11-13]. ISSN 19341482. Dostupné z: doi:10.1016/j.pmrj.2018.04.004

BASSETT, David, R., MATTHEW T. MAHAR, DAVID A. ROWE a JAMES R. MORROW. Walking and Measurement. *Medicine & Science in Sports &*



*Exercise* [online]. 2008, **40**(7), S529-S536 [cit. 2023-03-12]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/MSS.0b013e31817c699c

BAUER, Jeffrey a Lara DUKE. Examining Biomechanical and Anthropometrical Factors as Contributors to Iliotibial Band Friction Syndrome. *Sport Science Review* [online]. 2011, **20**(1-2), 39-53 [cit. 2023-01-09]. ISSN 2069-7244. Dostupné z: doi:10.2478/v10237-011-0045-4

BIERNAT, Ryszard a Dariusz CZAPROWSKI. Rehabilitation protocol of „runner’s knee” (Iliotibial Band Syndrome - ITBS) – a case study. *Advances in Rehabilitation* [online]. 2012, **26**(3), 35-40 [cit. 2023-02-19]. ISSN 1734-4948. Dostupné z: doi:10.2478/rehab-2013-0044

BIRNBAUM, K., C. H. SIEBERT, T. PANDORF, E. SCHOPPHOFF, A. PRESCHER a F. U. NIETHARD. Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surgical and Radiologic Anatomy* [online]. 2004, **26**(6), 433-446 [cit. 2022-08-05]. ISSN 0930-1038. Dostupné z: doi:10.1007/s00276-004-0265-8

BROWN, Allison M. *The effects of fatigue on pathomechanics and electromyography in female runners with iliotibial band syndrome*. Philadelphia, 2011. Dissertation thesis. Temple University. Advisor Mary F. BARBE, PhD. Dostupné z: doi:10.34944/dspace/845

BROWN, Allison M., Rebecca A. ZIFCHOCK, Howard J. HILLSTROM, Jinsup SONG a Carole A. TUCKER. The effects of fatigue on lower extremity kinematics, kinetics and joint coupling in symptomatic female runners with iliotibial band syndrome. *Clinical Biomechanics* [online]. 2016, **39**, 84-90 [cit. 2022-01-29]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2016.09.012

BROWN, Allison M., Rebecca A. ZIFCHOCK, Mark LENHOFF, Jinsup SONG a Howard J. HILLSTROM. Hip muscle response to a fatiguing run in females with iliotibial band syndrome. *Human Movement Science* [online]. 2019, **64**, 181-190 [cit. 2021-11-29]. ISSN 01679457. Dostupné z: doi:10.1016/j.humov.2019.02.002

BURDEN, Adrian. *Surface electromyography* [online]. In: Biomechanical evaluation of movement in sport and exercise Oxfordshire: Routledge, 2008, 91-116 [cit. 2023-04-23]. ISBN 0-203-93575-6. Dostupné z: <https://www.sportsbiomech.com/Books/Biomechanics%20of%20movement.pdf>

CAVAGNA, G. A. a M. A. LEGRAMANDI. The bounce of the body in hopping, running and trotting: different machines with the same motor. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* [online]. 2009, **276**(1677), 4279-4285 [cit. 2023-03-18]. ISSN 0962-8452. Dostupné z: doi:10.1098/rspb.2009.1317

CAVANAGH, Peter R. a Mario A. LAFORTUNE. Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics* [online]. 1980, **13**(5), 397-406 [cit. 2023-04-16]. ISSN 00219290. Dostupné z: doi:10.1016/0021-9290(80)90033-0

CHEN, Kong Y. a David R. BASSETT. The Technology of Accelerometry-Based Activity Monitors: Current and Future. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. 2005, **37**(11), S490-S500 [cit. 2023-03-12]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/01.mss.0000185571.49104.82

CLANCY, William G. Runners' injuries Part two. Evaluation and treatment of specific injuries. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1980, **8**(4), 287-289 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354658000800415

COWAN, S. M., K. M. CROSSLEY a K. L. BENNELL. Altered hip and trunk muscle function in individuals with patellofemoral pain. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2009, **43**(8), 584-588 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.2008.053553

DELSYS INC. Trigno Avanti Sensors. Delsys.com [online]. ©2023 [cit. 2023-04-23]. Dostupné z: <https://delsys.com/trigno-avanti/>

DELSYS INC. Trigno Wireless System User's Guide. Edition PM-W01. ©2010. MAN-012-2-0

DE LUCA, Carlo J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, **13**(2), 135-163 [cit. 2023-04-14]. ISSN 1065-8483. Dostupné z: doi:10.1123/jab.13.2.135

DISTEFANO, Lindsay J., J. Troy BLACKBURN, Stephen W. MARSHALL a Darin A. PADUA. Gluteal Muscle Activation During Common Therapeutic Exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2009, **39**(7), 532-540 [cit. 2022-09-07]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2009.2796

EVANS, Philip. The postural function of the iliotibial tract. *Annals of the Royal college of Surgeons of England* [online]. 1979, **61**(4), 271 [cit. 2022-03-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2492187/pdf/annrcse01495-0022.pdf>

FAIRCLOUGH, John, Koji HAYASHI, Hechmi TOUMI, Kathleen LYONS, Graeme BYDDER, Nicola PHILLIPS, Thomas M. BEST a Mike BENJAMIN. Is iliotibial band syndrome really a friction syndrome?. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. 2006, **10**(2), 74-76 [cit. 2022-01-28]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2006.05.017

FALLON, K. E. Musculoskeletal injuries in the ultramarathon: the 1990 Westfield Sydney to Melbourne run. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 1996, **30**(4), 319-323 [cit. 2023-04-23]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.30.4.319

FERBER, Reed, Brian NOEHREN, Joseph HAMILL a Irene DAVIS. Competitive Female Runners With a History of Iliotibial Band Syndrome Demonstrate Atypical Hip and Knee Kinematics. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2010, **40**(2), 52-58 [cit. 2023-04-23]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2010.3028

FETTO, Joseph, Alex LEALI a Alex MOROZ. Evolution of the Koch model of the biomechanics of the hip: clinical perspective. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. 2002, **7**(6), 724-730 [cit. 2022-08-22]. ISSN 09492658. Dostupné z: doi:10.1007/s007760200130

FLATO, Russell, Giovanni J. PASSANANTE, Matthew R. SKALSKI, Dakshesh B. PATEL, Eric A. WHITE a George R. MATCUK. The iliotibial tract: imaging, anatomy, injuries, and other pathology. *Skeletal Radiology* [online]. 2017, **46**(5), 605-622 [cit. 2022-08-05]. ISSN 0364-2348. Dostupné z: doi:10.1007/s00256-017-2604-y

FOCH, Eric, Jeffrey A. REINBOLT, Songning ZHANG, Eugene C. FITZHUGH a Clare E. MILNER. Associations between iliotibial band injury status and running biomechanics in women. *Gait & Posture* [online]. 2015, **41**(2), 706-710 [cit. 2021-11-13]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.031

FOCH, Eric, Kevin AUBOL a Clare E. MILNER. Relationship between iliotibial band syndrome and hip neuromechanics in women runners. *Gait & Posture* [online]. 2020, **77**, 64-68 [cit. 2023-02-06]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2019.12.021

FREDERICSON, Michael, Curtis L. COOKINGHAM, Ajit M. CHAUDHARI, Brian C. DOWDELL, Nina OESTREICHER a Shirley A. SAHRMANN. Hip Abductor Weakness in Distance Runners with Iliotibial Band Syndrome. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2000, **10**(3), 169-175 [cit. 2021-11-13]. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/00042752-200007000-00004

FREDERICSON, Michael a Adam WEIR. Practical Management of Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2006, **16**(3), 261-268 [cit. 2022-01-28]. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/00042752-200605000-00013

FREDERICSON, Michael a Chuck WOLF. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Medicine* [online]. 2005, **35**(5), 451-459 [cit. 2023-01-25]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/00007256-200535050-00006

FRIEDE, Miriam C., Andrea KLAUSER, Christian FINK a Robert CSAPO. Stiffness of the iliotibial band and associated muscles in runner's knee: Assessing the effects of physiotherapy through ultrasound shear wave elastography. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2020, **45**, 126-134 [cit. 2023-04-12]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2020.06.015

GARCIA, M. A. Cavalcanti, T. M. M. VIEIRA. Surface electromyography: Why, when and how to use it. *Revista andaluza de medicina del deporte*, 2011, **4**(1), 17-28. ISSN: 1888-7546. Dostupné z: <https://www.redalyc.org/pdf/3233/323327665004.pdf>

GOSE, John C. a Paul SCHWEIZER. Iliotibial Band Tightness. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1989, **10**(10), 399-407 [cit. 2023-01-09]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.1989.10.10.399

GOTTSCHALK, Frank; Sohrab KOUROSH, B. LEVEAU. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of anatomy* [online]. 1989, **166**, 179-189 [cit. 2023-04-23]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1256751/pdf/janat00044-0181.pdf/?tool=EBI>

GRAU, S., I. KRAUSS, C. MAIWALD, R. BEST a T. HORSTMANN. Hip Abductor Weakness is not the Cause for Iliotibial Band Syndrome. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 2007, **29**(7), 579-583 [cit. 2022-01-29]. ISSN 0172-4622. Dostupné z: [doi:10.1055/s-2007-989323](https://doi.org/10.1055/s-2007-989323)

GRAU, Stefan, Christian MAIWALD, Inga KRAUSS, Detlef AXMANN a Thomas HORSTMANN. The Influence of Matching Populations on Kinematic and Kinetic Variables in Runners With Iliotibial Band Syndrome. *Research Quarterly for Exercise and Sport* [online]. 2008, **79**(4), 450-457 [cit. 2022-01-29]. ISSN 0270-1367. Dostupné z: [doi:10.1080/02701367.2008.10599511](https://doi.org/10.1080/02701367.2008.10599511)

HALAKI, Mark a Karen GI. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to?. In: NAIK, Ganesh R., ed. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges* [online]. InTech, 2012, [cit. 2023-04-12]. ISBN 978-953-51-0805-4. Dostupné z: [doi:10.5772/49957](https://doi.org/10.5772/49957)

HAMILL, Joseph, Ross MILLER, Brian NOEHREN a Irene DAVIS. A prospective study of iliotibial band strain in runners. *Clinical Biomechanics* [online]. 2008, **23**(8), 1018-1025 [cit. 2022-08-23]. ISSN 02680033. Dostupné z: [doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.04.017](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.04.017)

HAMSTRA-WRIGHT, Karrie L., Michael W. JONES, Carol A. COURTNEY, Dony MAIGUEL a Reed FERBER. Effects of iliotibial band syndrome on pain sensitivity and gait kinematics in female runners: A preliminary study. *Clinical Biomechanics* [online]. 2019, **76** [cit. 2022-01-28]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2020.105017

HEINERT, Becky L., Thomas W. KERNOZEK, John F. GREANY a Dennis C. FATER. Hip Abductor Weakness and Lower Extremity Kinematics during Running. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. 2008, **17**(3), 243-256 [cit. 2022-01-28]. ISSN 1056-6716. Dostupné z: doi:10.1123/jsr.17.3.243

HIRSCHMANN, Michael T. a Werner MÜLLER. Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. 2015, **23**(10), 2780-2788 [cit. 2022-08-05]. ISSN 0942-2056. Dostupné z: doi:10.1007/s00167-015-3619-3

HUANG, Brady K., Juliana C. CAMPOS, Philippe Ghobrial MICHAEL PESCHKA, Michael L. PRETTERKLIEBER, Abdalla Y. SKAF, Christine B. CHUNG a Mini N. PATHRIA. Injury of the Gluteal Aponeurotic Fascia and Proximal Iliotibial Band: Anatomy, Pathologic Conditions, and MR Imaging. *RadioGraphics* [online]. 2013, **33**(5), 1437-1452 [cit. 2022-08-05]. ISSN 0271-5333. Dostupné z: doi:10.1148/rg.335125171

HUTCHINSON, L. A., G. A. LICHTWARK, R. W. WILLY a L. A. KELLY. The Iliotibial Band: A Complex Structure with Versatile Functions. *Sports Medicine* [online]. 2022, **52**(5), 995-1008 [cit. 2023-02-19]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.1007/s40279-021-01634-3

HYLAND, Scott; Steven GRAEFE, Matthew VARACALLO. Anatomy, bony pelvis and lower limb, iliotibial band (tract). In: *StatPearls* [online]. Treasure Island (FL): StatPearls

Publishing, 2021 [cit. 2023-04-19]. Dostupnosť z:  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK537097/>

JANDA, Vladimír. Svalové funkční testy: kniha obsahuje 401 obrázků a 65 tabulek. Praha: Grada, 2004. ISBN 9788024707228.

JOLDERSMA, Patty a Koos VAN NUGTEREN. Iliotibiale-bandsyndroom (ITBS). In: VAN NUGTEREN, Koos a Patty JOLDERSMA, ed. *Fysiotherapie bij peesaandoeningen* [online]. Houten: Bohn Stafleu van Loghum, 2019, 55-65 [cit. 2023-04-23]. Orthopedische casuïstiek. ISBN 978-90-368-2352-4. Dostupné z: doi:10.1007/978-90-368-2353-1\_7

KALYTCZAK, Marcelo Martins, Paulo Roberto Garcia LUCARELI, Amir Curcio DOS REIS, André Serra BLEY, Daniela Aparecida BIASOTTO-GONZALEZ, João Carlos Ferrari CORREA a Fabiano POLITTI. Kinematic and electromyographic analysis in patients with patellofemoral pain syndrome during single leg triple hop test. *Gait & Posture* [online]. 2016, **49**, 246-251 [cit. 2023-04-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2016.07.020

KAPLAN, Emanuel B. The Iliotibial Tract. *The Journal of Bone & Joint Surgery* [online]. 1958, **40**(4), 817-832 [cit. 2022-08-28]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi:10.2106/00004623-195840040-00006

KHAUND, Razib; FLYNN, Sharon H. Iliotibial band syndrome: a common source of knee pain. *American family physician* [online]. 2005, **71**(8), 1545-1550. [cit. 2022-04-23]. Dostupné z: <https://www.dr-walser.ch/iliotibial-band-syndrom.pdf>

KIM, Da Yoon, Shumpei MIYAKAWA, Takashi FUKUDA, Jang Soo YOOK a Masahiro TAKEMURA. Possible factors related to increased strain of the iliotibial band



in recreational female runners. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* [online]. 2020, **9**(3), 127-134 [cit. 2022-01-28]. ISSN 2186-8123. Dostupné z: doi:10.7600/jpfsm.9.127

KLAUSER, Andrea S., Felix DE-KOEKKOEK, Christoph SCHWABL, Christian FINK, Miriam FRIEDE a Robert CSAPO. Intraobserver Assessment of Shear Wave Elastography in Tensor Fasciae Latae and Gluteus Maximus Muscle: The Importance of the Hip Abductor Muscles in Runners Knee Compared to Healthy Controls. *Journal of Clinical Medicine* [online]. 2022, **11**(13) [cit. 2023-04-15]. ISSN 2077-0383. Dostupné z: doi:10.3390/jcm11133605

KONRAD, Peter. *The ABC of EMG* [online]. USA: B.m.: Noraxon INC, 2006 [cit. 2023-04-15]. ISBN 0-9771622-1-4. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>

KROBOT, Alois, Barbora KOLÁŘOVÁ, UNIVERZITA PALACKÉHO, a FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VED. *Povrchová elektromyografie v klinické rehabilitaci*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2011. ISBN 978-80- 244-2762-1.

LINDENBERG, Graeme, Renee PINSHAW a Timothy D. NOAKES. Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *The Physician and Sportsmedicine* [online]. 2016, **12**(5), 118-130 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0091-3847. Dostupné z: doi:10.1080/00913847.1984.11701850

LINENGER, Jerry M. a Loyd A. WEST. Epidemiology of Soft-Tissue/Musculoskeletal Injury among U.S. Marine Recruits Undergoing Basic Training. *Military Medicine* [online]. 1992, **157**(9), 491-493 [cit. 2022-08-29]. ISSN 0026-4075. Dostupné z: doi:10.1093/milmed/157.9.491

LOUW, Maryke a Clare DEARY. The biomechanical variables involved in the aetiology of iliotibial band syndrome in distance runners – A systematic review of the literature. *Physical Therapy in Sport* [online]. 2013, **15**(1), 64-75 [cit. 2022-01-28]. ISSN 1466853X. Dostupné z: doi:10.1016/j.ptsp.2013.07.002

LUCAS, Carrie Ann. Iliotibial band friction syndrome as exhibited in athletes. *Journal of athletic training* [online]. 1992, **27**(3), 250 [cit. 2023-04-23]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1317254/pdf/jathtrain00035-0060.pdf>

LUNDBERG, Arne, Ola K. SVENSSON, Carin BYLUND a Göran SELVIK. Kinematics of the Ankle/Foot Complex—Part 3: Influence of Leg Rotation. *Foot & Ankle* [online]. 1989, **9**(6), 304-309 [cit. 2023-04-15]. ISSN 0198-0211. Dostupné z: doi:10.1177/107110078900900609

MACMAHON, John M.; CHAUDHARI, Ajit M.; ANDRIACCHI, Thomas P. Biomechanical injury predictors for marathon runners: striding towards iliotibial band syndrome injury prevention. In: *ISBS-Conference Proceedings Archive* [online]. 2000 [cit. 2023-04-23]. Dostupné z: <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/2485>

MAGEE, David J. *Orthopedic physical assessment*. Elsevier Health Sciences, 2014. ISBN: 9780323522991

MASSÓ, Núria, Ferran REY, Dani ROMERO, Gabriel GUAL, Lluís COSTA, Ana GERMÁN. Surface electromyography applications in the sport. *Apunts Med Esport* [online]. 2010, **45** (165), 121-130 [cit. 2023-04-23]. ISSN 1886-6581. Dostupné z: [https://www.researchgate.net/publication/291051010\\_Surface\\_electromyography\\_applications\\_in\\_the\\_sport](https://www.researchgate.net/publication/291051010_Surface_electromyography_applications_in_the_sport)

MCGOVERN, Ryan P., RobRoy P. MARTIN, John J. CHRISTFORETTI, Benjamin R. KIVLAN. Evidence-based procedures for performing the Single leg squat and Step-down tests in evaluation of non-arthritic hip pain: A literature review. *International Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 2018, **13**(3), 526-536 [cit. 2022-09-07]. ISSN 2159-2896. Dostupné z: doi:10.26603/ijspt20180526

MCMANUS, Lara, Giuseppe DE VITO a Madeleine M. LOWERY. Analysis and Biophysics of Surface EMG for Physiotherapists and Kinesiologists: Toward a Common Language With Rehabilitation Engineers. *Frontiers in Neurology* [online]. 2020, **11** [cit. 2022-08-24]. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:10.3389/fneur.2020.576729

MCNICOL, K., J. E. TAUNTON, D. B. CLEMENT. Iliotibial tract friction syndrome in athletes. *Canadian journal of applied sport sciences. Journal canadien des sciences appliquees au sport* [online]. 1981, **6**(2): 76-80 [cit. 2023-04-23]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7237678/>

MEARDON, Stacey A., Samuel CAMPBELL a Timothy R. DERRICK. Step width alters iliotibial band strain during running. *Sports Biomechanics* [online]. 2012, **11**(4), 464-472 [cit. 2023-04-25]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2012.699547

MERLETTI, Roberto, Dario FARINA. *Surface electromyography: physiology, engineering, and applications*. USA: John Wiley & Sons, 2016. ISBN 978-1-118-98702-5

MILLER, Ross H., Jennifer L. LOWRY, Stacey A. MEARDON a Jason C. GILLETTE. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait & Posture* [online]. 2007, **26**(3), 407-413 [cit. 2023-04-23]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2006.10.007

NAKAGAWA, Theresa H., Thiago B. MUNIZ, Rodrigo M. BALDON, Carlos D. MACIEL, César F. AMORIM a Fábio V. SERRÃO. Electromyographic preactivation pattern of the gluteus medius during weight-bearing functional tasks in women with and without anterior knee pain. *Brazilian Journal of Physical Therapy* [online]. 2011, **15**(1), 59-65 [cit. 2023-04-12]. ISSN 1413-3555. Dostupné z: doi:10.1590/S1413-35552011005000003

NEMETH, William C. a Barbara L. SANDERS. The lateral synovial recess of the knee: Anatomy and role in chronic iliotibial band friction syndrome. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* [online]. 1996, **12**(5), 574-580 [cit. 2022-08-05]. ISSN 07498063. Dostupné z: doi:10.1016/S0749-8063(96)90197-8

NEVISON, Stephanie E., Youngmin JUN a James P. DICKEY. The Gluteus Medius Activation in Female Indoor Track Runners is Asymmetrical and May be Related to Injury Risk. *Sports and Exercise Medicine - Open Journal* [online]. 2015, **1**(1), 27-34 [cit. 2022-01-28]. ISSN 23796375. Dostupné z: doi:10.17140/SEMOJ-1-105

NICOLA, Terry L. a David J. JEWISON. The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine* [online]. 2012, **31**(2), 187-201 [cit. 2022-08-26]. ISSN 02785919. Dostupné z: doi:10.1016/j.csm.2011.10.001

NIEMUTH, Paul E., Robert J. JOHNSON, Marcella J. MYERS a Thomas J. THIEMAN. Hip Muscle Weakness and Overuse Injuries in Recreational Runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. 2005, **15**(1), 14-21 [cit. 2022-01-29]. ISSN 1050-642X. Dostupné z: doi:10.1097/00042752-200501000-00004

NOBLE, C. A. The treatment of iliotibial band friction syndrome. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 1979, **13**(2), 51-54 [cit. 2022-01-15]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.13.2.51

NOBLE, Clive A. Iliotibial band friction syndrome in runners. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1980, **8**(4), 232-234 [cit. 2022-01-15]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354658000800403

NOBLE, H. Bates, Michael R. HAJEK a Marianne PORTER. Diagnosis and Treatment of Iliotibial Band Tightness in Runners. *The Physician and Sportsmedicine* [online]. 2017, **10**(4), 67-74 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0091-3847. Dostupné z: doi:10.1080/00913847.1982.11947203

NOEHREN, Brian, Anne SCHMITZ, Ross HEMPEL, Carolyn WESTLAKE a William BLACK. Assessment of Strength, Flexibility, and Running Mechanics in Men With Iliotibial Band Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2014, **44**(3), 217-222 [cit. 2023-02-06]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2014.4991

NOEHREN, Brian, Irene DAVIS a Joseph HAMILL. ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006. *Clinical Biomechanics* [online]. 2007, **22**(9), 951-956 [cit. 2021-11-22]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001

NOVACHEK, Tom F. The biomechanics of running. *Gait & Posture* [online]. 1998, **7**(1), 77-95 [cit. 2022-08-26]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(97)00038-6

NYLAND, John A., Robert SHAPIRO, Rebecca L. STINE, Terry S. HORN a Mary Lloyd IRELAND. Relationship of Fatigued Run and Rapid Stop to Ground Reaction Forces, Lower Extremity Kinematics, and Muscle Activation. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 1994, **20**(3), 132-137 [cit. 2023-04-16]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.1994.20.3.132

ORCHARD, John W., Peter A. FRICKER, Anna T. ABUD a Bruce R. MASON. Biomechanics of Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 1996, **24**(3), 375-379 [cit. 2023-01-09]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/036354659602400321

PAPAGIANNIS, Georgios I., Athanasios I. TRIANTAFYLLOU, Ilias M. ROUMPELAKIS, et al. Methodology of surface electromyography in gait analysis: review of the literature. *Journal of Medical Engineering & Technology* [online]. 2019, **43**(1), 59-65 [cit. 2021-12-13]. ISSN 0309-1902. Dostupné z: doi:10.1080/03091902.2019.1609610

PEGRUM, James, Alex SELF a Nick HALL. Iliotibial band syndrome. *BMJ* [online]. 2019 [cit. 2022-01-28]. ISSN 0959-8138. Dostupné z: doi:10.1136/bmj.1980

POWERS, Christopher M. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2010, **40**(2), 42-51 [cit. 2023-02-05]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2010.3337

ROSENTHAL, Michael D. Clinical testing for extra-articular lateral knee pain. A modification and combination of traditional tests. *North American journal of sports physical therapy: NAJSPT*, 2008. **3**(2), 107-109 [cit. 2022-01-15]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953323/>

SELKOWITZ, David M., George J. BENECK a Christopher M. POWERS. Which Exercises Target the Gluteal Muscles While Minimizing Activation of the Tensor Fascia Lata? Electromyographic Assessment Using Fine-Wire Electrodes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2013, **43**(2), 54-64 [cit. 2023-02-01]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2013.4116

SENIAM. Sensor Locations. Recommendations for Sensor Locations on Individual Muscles. Senim.org [online]. ©2016 [cit. 2023-04-23]. Dostupné z: [http://seniam.org/sensor\\_location.htm](http://seniam.org/sensor_location.htm)

SHEN, Peixin, Dewei MAO, Cui ZHANG, Wei SUN a Qipeng SONG. Effects of running biomechanics on the occurrence of iliotibial band syndrome in male runners during an eight-week running programme—a prospective study. *Sports Biomechanics* [online]. 2019, **20**(5), 560-570 [cit. 2022-01-28]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2019.1584235

SHEN, Peixin, Dewei MAO, Cui ZHANG, Wei SUN a Qipeng SONG. Effects of running biomechanics on the occurrence of iliotibial band syndrome in male runners during an eight-week running programme—a prospective study. *Sports Biomechanics* [online]. 2021, **20**(5), 560-570 [cit. 2022-01-15]. ISSN 1476-3141. Dostupné z: doi:10.1080/14763141.2019.1584235

SOUZA, Richard B. a Christopher M. POWERS. Differences in Hip Kinematics, Muscle Strength, and Muscle Activation Between Subjects With and Without Patellofemoral Pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 2009, **39**(1), 12-19 [cit. 2023-04-12]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2009.2885

STRAUSS, Eric J., Suezie KIM, Jacob G. CALCEI a Daniel PARK. Iliotibial Band Syndrome: Evaluation and Management. *American Academy of Orthopaedic Surgeon* [online]. 2011, **19**(12), 728-736 [cit. 2022-08-05]. ISSN 1067-151X. Dostupné z: doi:10.5435/00124635-201112000-00003

SUÁREZ-LUGINICK, B., J. RUEDA-OJEDA, C. L. COLLAZO-GARCÍA, E. S. RODRÍGUEZ-LÓPEZ, A. OTERO-CAMPOS a E. NAVARRO-CABELLO. Activación muscular en corredores con el síndrome de la banda iliotibial. *Revista Internacional de*

*Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte* [online]. 2022, **22**(86), 335-348 [cit. 2023-04-23]. ISSN 1577-0354. Dostupné z: doi:10.15366/rimcafd2022.86.009

TAUNTON, J. E. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine* [online]. 2002, **36**(2), 95-101 [cit. 2022-01-30]. ISSN 03063674. Dostupné z: doi:10.1136/bjism.36.2.95

TŘÍSKA, Martin. *Využití akcelerometrie při analýze posturální stability*. Brno, 2020. Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Fakulta sportovních studií. Vedoucí práce Miriam KALICHOVÁ. Dostupné z: <https://is.muni.cz/th/eqwph/>

VAN DER WORP, Maarten P., Nick VAN DER HORST, Anton DE WIJER, Frank J.G. BACKX a Maria W.G. NIJHUIS-VAN DER SANDEN. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Medicine* [online]. 2012, **42**(11), 969-992 [cit. 2021-11-13]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi:10.2165/11635400-000000000-00000

WANG, Tyng-Guey, Mei-Hwa JAN, Kwan-Hwa LIN a Hsing-Kuo WANG. Assessment of Stretching of the Iliotibial Tract With Ober and Modified Ober Tests: An Ultrasonographic Study. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. 2006, **87**(10), 1407-1411 [cit. 2023-01-23]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2006.06.007

WILLETT, Gilbert M., Sarah A. KEIM, Valerie K. SHOSTROM a Carol S. LOMNETH. An Anatomic Investigation of the Ober Test. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. 2016, **44**(3), 696-701 [cit. 2023-01-09]. ISSN 0363-5465. Dostupné z: doi:10.1177/0363546515621762

WILLSON, John D., Thomas W. KERNOZEK, Rebecca L. ARNDT, Daniel A. REZNICHEK a J. SCOTT STRAKER. Gluteal muscle activation during running in



females with and without patellofemoral pain syndrome. *Clinical Biomechanics* [online]. 2011, **26**(7), 735-740 [cit. 2023-04-12]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.02.012

YAMAGATA, Momoko, Hiroshige TATEUCHI, Akihiro ASAYAMA a Noriaki ICHIHASHI. Influence of lower-limb muscle inactivation on medial and lateral knee contact forces during walking. *Medical Engineering & Physics* [online]. 2022, **108** [cit. 2023-04-22]. ISSN 13504533. Dostupné z: doi:10.1016/j.medengphy.2022.103889

## Přílohy

# PŘÍLOHA Č. 1

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
Josef Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

### Žádost o vyjádření Etické komise UK FTVS

k projektu výzkumné, kvalifikační či seminární práce zahrnující lidské účastníky

**Název projektu:** Specifické změny v oblasti kyčelního kloubu u běžců se syndromem iliotibiálního traktu

**Forma projektu:** výzkumná práce - diplomová práce

**Období realizace:** říjen 2022 – květen 2023

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

**Předkladatel:** Bc. Kateřina Procházková, UK FTVS, katedra Fyzioterapie

**Hlavní řešitel:** Bc. Kateřina Procházková, UK FTVS, katedra Fyzioterapie

**Místo výzkumu (pracoviště):** UK FTVS – biomedicínská laboratoř/ prostory fakultní posilovny

**Vedoucí práce (v případě studentské práce):** PhDr. Tereza Nováková, PhD.

**Popis projektu:** V rámci této diplomové práce bude zkoumána míra zapojení a poměr aktivity svalů v oblasti kyčelního kloubu u běžců se syndromem iliotibiálního traktu pomocí povrchové EMG. Cílem práce je zjistit poměr zapojení svalů kyčelního kloubu (m. gluteus maximus, m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae) a stanovit souvislost mezi změnami aktivity těchto svalů a vznikem iliotibiálního syndromu. Výzkumu se zúčastní běžci s iliotibiálním syndromem. Poté, co budou účastníci řešitelem práce diagnostikováni formou specifického testu a dotazníku (zahrnující otázky zaměřující na dané poranění – předchozí zranění, laterálie, počet průměrně uběhlých kilometrů za týden, apod.) a budou odpovídat požadovanému výzkumnému souboru, bude zahájen výzkum. Účastníkům budou aplikovány povrchové elektrody na požadovaná místa s následným ověřením aplikace pomocí kontrakce daného svalu a zjištění maximální volní kontrakce. Poté účastníci provedou tři konkrétní cviky – dřep na jedné noze, abdukce kyčelního kloubu v leže na boku s vnitřně rotovaným postavením femuru a abdukce kyčelního kloubu v leže na boku se zevně rotovaným postavením femuru, přičemž bude aktivita jednotlivých svalů snímána během každého cviku na obou končetinách. Probandi budou vybíráni vyšetřujícím dle nabídky přihlášených na základě splněných kritérií.

**Charakteristika účastníků výzkumu:** Předpokládaný počet účastníků je 20, přibližný věk v rozmezí 18-40 let. Bude se jednat o běžce, a to převážně rekreační, kteří mají platnou zdravotní prohlídku. Všichni běžci musí splňovat kritéria pro diagnózu iliotibiálního syndromu, tj. bolest na laterální části kolene objevující se a zhoršující se při běhu na delší vzdálenost a pozitivní test určující syndrom iliotibiálního traktu – Noble test, René test, který bude vyšetřen řešitelem práce. Bolest spjata s iliotibiálním syndromem se u běžců musí vyskytovat do 3 předchozích měsíců. Účastníci budou osloveni skrz kruhy blízkých přátel, fyzioterapeutických ambulancí, inzerce pomocí UK FTVS a sociálních sítí.

Účastníci práce potvrdí před zahájením šetření svým podpisem, že jsou zdravotně způsobilí. Za kontraindikace se budou považovat poranění kolenního kloubu jiného charakteru než je syndrom iliotibiálního traktu, dále horečnaté stavy, otevřené rány v oblasti aplikace povrchových elektrod, onkologická, kardio – respirační, bakteriální, virové, infekční onemocnění nebo gravidita a v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu. Účastníci budou vybíráni na základě těchto kritérií hlavním výzkumníkem práce.

**Zajištění bezpečnosti:** Jedná se o metodu neinvazivní. Rizika, která mohou nastat v rámci výzkumu, se neliší od rizik přítomných u vykonávání podobných aktivit mimo laboratorní prostředí, myšleno zejména muskuloskeletální poranění. Během vykonávání cviků se mohou vyskytovat bolesti kolene související s iliotibiálním syndromem. V takovém případě může být na žádost účastníka výzkum ukončen. Rizika budou minimalizována zahřátím a rozcvičením účastníka před samotnou intervencí, zajištěním bezpečnosti povrchu pro provádění cviků a přítomností řešitele práce po celou dobu výzkumu. Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenu obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Budou zajištěny adekvátní podmínky prostředí a adekvátní příprava účastníků k provádění aktivit v rámci daného výzkumu. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

**Etické aspekty výzkumu:** Výzkumu se nebudou účastnit vulnerabilní skupiny a jednotlivci. **Potenciální střet zájmů:** Neexistuje žádná skutečnost, která by mohla ovlivnit objektivitu/integritu výzkumu. Výzkum není prováděn žádnou institucí či organizací. Nemám soukromý zájem na výsledku výzkumu ani výzkum nevedu k osobnímu prospěchu. Vedoucí této diplomové práce bude dohlížet na korektnost a nestranost posuzování výsledků výzkumu.



## PŘÍLOHA Č. 2

UNIVERZITA KARLOVA  
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU  
José Martího 31, 162 52 Praha 6-Vešelavín

### INFORMOVANÝ SOUHLAS

Vážený pane/ vážená paní,

v souladu se Všeobecnou deklarací lidských práv, nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů a dalšími obecně závaznými právními předpisy (*jakož jsou zejména Helsinská deklarace, přijatá 18. Světovým zdravotnickým shromážděním v roce 1964 ve znění pozdějších změn (Fortaleza, Brazílie, 2013); Zákon o zdravotních službách a podmínkách jejich poskytování (zejména ustanovení § 28 odst. 1 zákona č. 372/2011 Sb.) a Úmluva o lidských právech a biomedicině č. 96/2001, jsou-li aplikovatelné*), Vás žádám o souhlas s Vaší účastí ve výzkumném projektu na UK FTVS v rámci *diplomové práce s názvem Specifické změny v oblasti kyčelního kloubu u běžců se syndromem iliotibiálního traktu prováděné na Fakultě tělesné výchovy a sportu, prováděné v biomedicínské laboratoři/ prostorách fakultní posilovny.*

Projekt bude probíhat v období: říjen 2022 – květen 2023

Výzkum bude realizován v souladu s platnými epidemiologickými opatřeními Ministerstva zdravotnictví ČR.

Cílem výzkumného projektu je zjistit míru zapojení svalů kyčelního kloubu během tří jednoduchých cviků a stanovit souvislost mezi změnami v zapojení těchto svalů a vznikem syndromu iliotibiálního traktu.

Způsob zásahu bude neinvazivní. Výzkumu se zúčastní běžci s iliotibiálním syndromem.

Nejdříve s řešitelem práce budete diagnostikováni formou specifického testu (test potvrzuje pár vteřin, kdy budete pasivně ležet na lehátku a aktivně provádět flexi a extenzi v kolenním kloubu, přičemž bude vyšetřující zkoumat přítomnost patologie) a dotazníku (zahrnující otázky zaměřující na dané poranění – předchozí zranění, laterality, počet průměrně uběhlých kilometrů za týden, apod.). K odlišení jiných patologií kolenního kloubu poslouží testy k vyloučení poranění menisků, zkřížených kolenních vazů apod.

Po zahřátí a rozcvičení Vám budou aplikovány povrchové elektrody na požadovaná místa s následným ověřením aplikace pomocí kontrakce daného svalu a zjištění maximální volní kontrakce svalu. Poté provedete tři konkrétní cviky – dřep na jedné noze, výskok na jedné noze a sestup z bedny, přičemž bude aktivita jednotlivých svalů snímána během každého cviku na obou končetinách. Každý cvik bude proveden pětkrát, nejprve pro afektovanou a následně neafektovanou dolní končetinu. Mezi jednotlivými opakováními bude 10sekundová pauza pro návrat do výchozí polohy, mezi jednotlivými cviky bude 120sekundová pauza pro dostatečnou regeneraci svalů a přechod do jiné pozice.

Testování bude probíhat jednorázově.

Časová náročnost testování bude cca 50 min.

Rizika výzkumného projektu se neliší od rizik vzniklých z provádění běhu mimo laboratorního prostředí. Rizika budou minimalizována Vaším zahřátím a rozcvičením před samotnou intervencí. Hlavní řešitelka bude zajišťovat Vaši bezpečnost během provádění cviků.

Výzkum proběhne za standardních bezpečnostních podmínek proškolenými pracovníky laboratoře dle instrukcí výrobce zaškolenou obsluhou při dodržení bezpečnostních pravidel. Rizika prováděného výzkumu nebudou vyšší než běžně očekávaná rizika u aktivit a testování prováděných v rámci tohoto typu výzkumu. Bezpečnost bude zajištěna standardním způsobem.

Projektu se nemohou účastnit osoby s jiným poraněním v oblasti kolenního kloubu než je syndrom iliotibiálního traktu, dále hořčičnaté onemocnění, onkologické onemocnění, bakteriální, virové a

infekční onemocnění, kardio-respirační onemocnění, gravidita v rekonvalescenci po onemocnění či úrazu a osoby s přítomností otevřené rány v oblasti aplikace elektrod.

**Ochrana osobních dat:** Data budou shromažďována a zpracovávána v souladu s pravidly vymezenými nařízením Evropské Unie č. 2016/679 a zákonem č. 110/2019 Sb. – o zpracování osobních údajů. Budou získávány následující osobní údaje – váha, výška, laterality, výsledky klinického testování, tréninkové zvyklosti, které budou bezpečně uchovány na heslem zajištěném počítači v uzamčeném prostoru, přístup k nim bude mít hlavní řešitel.

Uvědomuji si, že text je anonymizován, neobsahuje-li jakékoli informace, které jednotlivě či ve svém souhrnu mohou vést k identifikaci konkrétní osoby - budu dbát na to, aby jednotlivé osoby nebyly rozpoznatelné v textu práce. Osobní data, která by vedla k identifikaci účastníků výzkumu, budou bezprostředně do 1 dne po testování anonymizována.

Získaná data budou zpracovávána, bezpečně uchována a publikována v anonymní podobě v diplomové práci, případně v odborných časopisech, monografiích a prezentována na konferencích, případně budou využita při další výzkumné práci na UK FTVS.

**Pořizování fotografií účastníků:** Během výzkumu budou pořizovány fotografie. Neanonymizované fotografie budou uchovány na heslem zajištěném počítači, přístup k nim bude mít pouze řešitel práce a budou smazány do 1 dne od testování. Anonymizace osob na fotografiích bude provedena odříznutím částí, na které se vyskytuje obličej účastníka či rozmazáním částí těla, znaků, které by mohly vést k identifikaci jedince. Publikovány budou pouze anonymizované fotografie.

**Pořizování videí/audio nahrávek účastníků:** Během výzkumu nebudou pořizovány žádné audionahrávky ani videozáznamy.

S celkovými výsledky a závěry výzkumného projektu se můžete seznámit na emailu: prochazkova.katerina@outlook.cz .

V maximální možné míře zajistím, aby získaná data nebyla zneužita.

Jméno a příjmení předkladatele a hlavního řešitele projektu: Bc. Kateřina Procházková

Jméno a příjmení osoby, která provedla poučení: Bc. Kateřina Procházková Podpis:.....

Prohlašuji a svým níže uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že dobrovolně souhlasím s účastí ve výše uvedeném projektu a že jsem měl(a) možnost si řádně a v dostatečném čase zvěřit všechny relevantní informace o výzkumu, zeptat se na vše podstatné týkající se účasti ve výzkumu a že jsem dostal(a) jasné a srozumitelné odpovědi na své dotazy. Byl(a) jsem poučen(a) o právu odmítnout účast ve výzkumném projektu nebo svůj souhlas kdykoli odvolat bez represí, a to písemně Etické komisi UK FTVS, která bude následně informovat předkladatele projektu. Dále potvrzuji, že mi byl předán jeden originál vyhotovení tohoto informovaného souhlasu.

Místo, datum .....

Jméno a příjmení účastníka ..... Podpis: .....

# PŘÍLOHA Č. 3

## Anamnestický dotazník

Proband č.:

iniciály:

Pohlaví:

MUŽ / ŽENA

Věk:

.....

Tělesná váha:

.....

Tělesná výška:

.....

BMI:

.....

Koleno Vás bolí na straně:

PRAVÉ/LEVÉ

Koleno Vás bolí pouze na jedné straně?

NE/ANO

Bolest kolene se objevuje na vnější části?

NE/ANO

Bolest kolene se objevuje po uběhnuté vzdálenosti nebo běhu z kopce?

NE/ANO

Kdy Vás koleno naposledy bolelo?

.....

Jak dlouho Vás již koleno bolí?

.....

Určete stupeň zranění:

1. Bolest se vyskytuje po běhu, ale neomezuje uběhnutou vzdálenost nebo rychlost.
2. Bolest přichází při běhu, ale neomezuje uběhnutou vzdálenost nebo rychlost.
3. Bolest se objevuje při běhu a omezuje vzdálenost a rychlost.
4. Bolest je tak vážná, že brání v běhu.

Na jakém povrchu nejčastěji běháte? (Trail, silnice, tartan,...)

.....

Průměrný počet uběhnutých kilometrů za týden:

.....  
.....

Trpíte nějakým onemocněním pohybové soustavy?

NE/ANO

Pokud ANO, jakým?

.....  
.....

Procházíte nyní léčbou nebo jste v procesu rekonvalescence?

NE/ANO

Pokud ANO, jakou?

.....  
.....

Předchozí zranění na dolní končetině včetně data události:

.....  
.....  
.....

Poznámky:

**VYPLŇ VYŠETŘUJÍCÍ:**

Stranová dominance na dolní končetině:

PRAVÁ/LEVÁ