

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI

FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD

Ústav Fyzioterapie

Ondřej Pecha

**Syndrom iliotibiálního traktu (ITBS) u sportovců**

Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Jana Tomsová

Olomouc 2018

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracoval samostatně pod odborným vedením Mgr. Jany Tomsové a použil jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc 30.4.2018

.....

podpis

## **Poděkování**

Děkuji své vedoucí Mgr. Janě Tomsové za odborné vedení, cenné rady a připomínky k vypracování této bakalářské práce a její obrazové přílohy. Mé poděkování patří i rodině a kamarádům za poskytnutou podporu.

## **ANOTACE**

**Typ závěrečné práce:** bakalářská

**Název práce:** Syndrom iliotibiálního traktu (ITBS) u sportovců

**Název práce v AJ:** Iliotibial band syndrome (ITBS) in sportmen

**Datum zadání:** 2018-01-31

**Datum odevzdání:** 2018-04-30

**Vysoká škola, fakulta, ústav:** Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta zdravotnických věd

Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Ondřej Pecha

**Vedoucí práce:** Mgr. Jana Tomsová

**Oponent práce:** Mgr. Jiří Stacho

**Abstrakt v ČJ:** Tato bakalářská práce se zabývá problematikou syndromu iliotibiálního traktu u sportovců. Práce obsahuje základní informace týkající se stavby a funkce iliotibiálního traktu, etiopatogeneze iliotibiálního syndromu včetně klinické manifestace a diagnostiky. Terapeutická část je zaměřena na přehled léčebných intervencí podle funkčního stavu nemoci od akutní fáze až po návrat ke sportovní aktivitě.

**Abstrakt v AJ:** This bachelor thesis deals with the problematics of iliotibial syndrom in sportsmen. The work includes information characterizing the function and organization of iliotibial band, genesis of iliotibial band syndrome inclusive clinical presentation and diagnostics. The therapeutic part is focused on summarization of treatment based on the stage of the syndrome from the acute phase to the retainment of physical activity

**Klíčová slova v ČJ:**

**Klíčová slova v AJ:** Iliotibial band syndrome, Iliotibial band (ITB), Iliotibial band syndrome (ITBS), Iliotibial band fiction syndrome (ITBFS), runner's knee.

**Rozsah:** 72 s./ 10 příl.

# Obsah

Úvod .....	7
1 PŘEHLED POZNATKŮ .....	8
1.1 Klinická anatomie iliotibiálního traktu .....	8
1.1.1 Proximální a distální část ITT .....	8
1.1.2 Stavba a vlastnosti ITT .....	11
1.1.3 Funkce ITT .....	14
1.2 Syndrom iliotibiálního traktu (ITBS – iliotibial band syndrome) .....	19
1.2.1 Epidemiologie .....	19
1.2.2 Etiologie .....	20
1.2.3 Rizikové faktory .....	22
1.2.4 Klinická manifestace .....	27
1.3 Diagnostika .....	29
1.3.1 Diferenciální diagnostika .....	30
1.3.2 Klinické testy a provokační manévry .....	31
1.4 Terapie .....	34
1.4.1 Fáze akutní .....	34
1.4.2 Fáze subakutní .....	36
1.4.3 Fáze zotavování .....	37
1.4.4 Fáze návratu ke sportovní aktivitě .....	37
1.4.5 Další možnosti terapeutického ovlivnění .....	38
1.4.6 Specifika terapie u cyklistů a běžců .....	39
ZÁVĚR .....	40
LITERATURA A PRAMENY .....	41
SEZNAM ZKRATEK .....	59
SEZNAM OBRÁZKŮ .....	60
SEZNAM TABULEK .....	61

SEZNAM PŘÍLOH .....	62
PŘÍLOHY .....	63

## Úvod

V posledních letech je u populace zaznamenán zvýšený zájem o sportovní aktivity. Ty mnohým lidem poskytují odreagování od všedních starostí, prostředek k udržení či zvyšování kondice a mnohdy tvoří neodmyslitelnou část jejich denního režimu. Běh je finančně nenáročným sportem, který není limitován ani místem, ani časem.

Běh a cyklistika jsou nejčastěji spojované sporty se vznikem syndromu iliotibiálního traktu. Syndrom se prezentuje bolestí na laterální straně kolenního kloubu, a to nejprve v závěru sportovní aktivity a s postupnou progresí se bolest dostavuje mnohem dříve. Navzdory vysoké incidenci mezi běžci a cyklisty a množství terapeutických intervencí od konzervativních až po invazivní, neexistuje dostatek informací podložených EBM studii, které by vymezovaly rámcový způsob léčby. První polovina práce je teoretická se zaměřením na popis a přiblížení problematiky vzniku syndromu u běžců a cyklistů. Druhá část práce je zaměřena prakticky s cílem seznámit čtenáře s diagnostickými metodami, a především s léčbou, která je rozdělena dle jednotlivých fází nemoci. V příloze jsou uvedeny příklady cvičebních jednotek a terapeutických intervencí. Způsob léčby je velice podobný jak u běžců, tak u cyklistů. Každá z disciplín má i specifické způsoby prevence vzniku syndromu, které jsou v práci zmíněny pouze okrajově.

Vyhledávání odborných článků a studií ke splnění cílů práce jsem realizoval pomocí on-line databází Google Scholar, Elsevier ScienceDirect, PubMed, EBSCO, BMJ British medical journal, Ovid. Vyhledávány byly články bez časového omezení, přičemž vyhledávání probíhalo od 1. června 2017 do 23. dubna 2018.

Klíčová slova byla z důvodu absence českých zdrojů volena pouze v anglickém jazyce: Iliotibial band syndrome, Iliotibial band (ITB), Iliotibial band syndrome (ITBS), Iliotibial band fiction syndrome (ITBFS), runner's knee.

# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Klinická anatomie iliotibiálního traktu

I přes úsilí mnoha autorů se doposud nepodařilo sjednotit a popsat přesnou anatomii a nomenklaturu týkající se iliotibiálního traktu (ITT) (Flato et al., 2017, s. 605). Příčinou těchto nesrovnalostí jsou různé techniky přístupů při pitvě a také rozdílné způsoby konzervování (balzámování) kadáveru, či pitva nekonzervovaného, ale pouze zchlazeného kadáveru (Herbst et al., 2017, s. 91).

Iliotibiální trakt je dle Kaplana (1958, s. 819) komplexní strukturou tvořenou vlákny musculus (m.) gluteus maximus, m. tensor fasciae latae a fascia lata. Dle Čiháka (2001, s. 435) jde o aponeuroticky zesílený pruh fascia lata (FL).

### 1.1.1 Proximální a distální část ITT

FL je hluboko uložená povázka, která obepíná svaly stehna (Standring et al., 2008, s. 1400). Anteriorně se k ní přidávají vlákna z fascie m. iliopsoas a mm. abdomini (Stecco a Hammer, 2015, s. 315).

Proximálně se FL upíná na os ilium, konkrétně se anteriorně připojuje na ramus ossis pubis a ligamentum (lig.) inguinale, laterálně na crista iliaca anterior a na tuberositas ischiadica, lig. sacrotuberale, os sacrum a os coccygis posteriorně (Clemente, 1977 in Huang et al., 2013 s. 1437). FL je nejsilnější na úrovni trochanter major, kde se k ní připojují přídatná vlákna z m. gluteus maximus a úpon m. tensor fasciae latae (Standring et al., 2008, s. 1400). Avšak na trochanter major se neupíná. Ztluštělá část na úrovni trochanter major bývá označována jako ITT (Huang et al., 2013, s. 1437-1439).

Jiní autoři uvádějí, že FL se proximálně upíná na crista iliaca (Fairclough et al., 2006; Falvey et al., 2010 in Louw a Deary, 2013, s. 64), spina iliaca anterior superior (Birnbbaum et al., 2004 in Louw a Deary, 2013, s. 64) a kloubní pouzdro kyčle (Birnbbaum et al., 2004; Falvey et al., 2010; Tichy a Tillmann, 1989 in Louw a Deary, 2013, s. 64). Pauwels (in Birnbbaum et al., 2004, s. 433) popsal začátek ITT na trochanteru major, což je v rozporu s mnoha publikacemi, které na základě provedených studií tvrdí, že začátek ITT se nachází na os ilium – podrobně viz výše (Benninghoff, 1985; Frick, Leonhardt, Starck, 1987; Gray, 1980; Manouvrier, 1904 in Birnbbaum et al., 2004, s. 434). Evans (1977, s. 271) uvádí, že m. gluteus maximus se na tvorbě ITT nepodílí.

Dunn et al. (2003, s. 233) zkoumali u 16 kadáverů oblast trochanter major za účelem objasnění přítomnosti a případně struktury trochanterické bursy, jakožto zdroje bolesti



při zánětu. Výsledkem bylo prokázání přítomnosti jedné či více trochanterických burz u 13 kadáverů nacházejících se povrchově od společného úponu m. gluteus medius, m. gluteus minimus a m. vastus lateralis na trochanter major. Tato burza byla pojmenována jako hluboká burza eventuálně jako dominantní hluboká burza v případě existence více než jedné burzy v této vrstvě. V pěti případech byly přítomny dvě burzy, přičemž menší z nich byla ve všech případech umístěna na vnitřní straně m. gluteus maximus v oblasti, kde se jeho vlákna upínají do FL. Tato menší burza byla pojmenována jako povrchová. Histologický rozbor vzorků stěn burz potvrdil přítomnost synoviální výstelky v různých stádiích vývoje (Dunn et al., 2003, s. 233). U tří kadáverů nebyla identifikace burzy možná, přičemž u dvou byly zřetelné známky předchozí operace v podobě vyčnívajícího hřebu z trochanter major, u třetího byla v oblasti trochanter major přítomná výrazná jizva naznačující poškození či poranění v oblasti.

Na základě výsledků získaných touto studií autoři usuzují, že burza se v oblasti trochanter major nachází zpravidla u starší věkové skupiny, jako důsledek tření mezi m. gluteus maximus a trochanter major, dále autoři uvádí i možnost zvýšeného počtu burz s odlišným umístěním a různým stupněm vývoje synoviální výstelky (Dunn et al., 2003, s. 233).

Fascia lata obaluje m. tensor fasciae latae a obdobně i m. sartorius. Ventrálně je fascie poměrně tenká a překračuje fossa iliopectinea, jejíž strop tvoří. Na vnitřním okraji stehna přechází na adduktory a dostává se i na zadní stranu stehna, kde kryje svaly dorzální skupiny. Od fascia lata odstupují do hloubky stehna dvě septa:

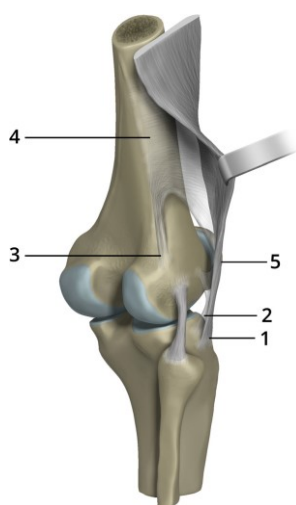
1. septum intermusculare mediale je slabé a odděluje svaly ventrální a mediální strany stehna
2. septum intermusculare laterale je silné a probíhá od zadního okraje ITT k labium lineae asperae femoris. Toto septum odděluje svaly dorzální a ventrální strany stehna. Mezi svaly na dorzální a mediální straně stehna se výraznější septum nenechází (Dylevský, 2009, s.301).

Intermuskulární septa mají svůj začátek na vnitřní straně fascie a upínají se do kosti. Svým průběhem rozdělují svaly stehna do kompartmentů a rovněž poskytují místo pro úpon některých svalových vláken. Septum intermusculare laterale se nachází mezi m. vastus lateralis a m. biceps femoris. Septum intermusculare mediale odděluje m. vastus medialis, mm. adductores a m. pectineus. Společně s méně výrazným septem oddělujícím mm. adductores od hamstringů tato septa rozdělují stehno na tři kompartmenty: compartimentum femoris anterius, compartimentum femoris posterius a compartimentum femoris mediale (Stecco a Hammer, 2015, s. 315).

FL se rozděluje na iliotibiální trakt a iliopatelární pruh (Terry, Hughston a Norwood, 1986, s. 39). ITT svými úpony podstatnou měrou přispívá k laterální stabilizaci kolene (Stecco a Hammer, 2015, s. 312).

Vieira et al. (2007, s. 271) provedli studii, ve které se zaměřili na úpon ITT. Výsledkem bylo zjištění, že ITT se neupíná pouze na Gerdyho tuberculum, jak se obecně uvádí, nýbrž má široký úpon v periartikulární oblasti kolene. Dle studie se ITT upíná pomocí pěti úponů na:

- 1) Gerdyho tuberkulum a do jeho okolí. Vzniká spojením povrchové a hluboké vrstvy,
- 2) na tibií posterolaterálně od Gerdyho tuberkulu. Úpon je rovněž znám jako lig. femorotibiale laterale,
- 3) laterální epikondyl femoru pomocí silného ligamenta upínajícího se v superiorní části, do oblasti začátku lig. collaterale laterale,
- 4) linea aspera pomocí mnoha vazivových svazků, které se upínají k nejhlubší části ITT skrze septum intermusculare laterale na laterální část diafýzy femoru,
- 5) patelu zešíroka a následně se spojuje s laterálním retinakulem. Ve své střední části zesiluje a vytváří lig. patellofemorale laterale. Pomocí tohoto úponu přispívá ITT k laterálnímu patellofemorálnímu ligamentovému komplexu (viz Obrázek 1).



**Obrázek 1** Ilustrace úponů ITT (Flato et al., 2017, s. 607)

Dle Viera et al. (2007, s. 271) dále ITT přispívá k anterolaterální stabilitě kolene svým aponeurotickým úponem do krurální fascie a patelotibiálním ligamentem, které začíná na laterální okraji pately a upíná se na laterální část tibiálního plató.

Wu a Shih (2004, s. 201) zdokumentovali výrazné zlepšení kongruence a nastavení pately v patellofemorálním skloubení při chirurgickém uvolnění kontraktury ITT. Na základě

těchto poznatků autoři studie dospěli k názoru, že ITT může být díky úponu na patelu v případě kontraktury příčinou neideální kongruence v patelofemorálním skloubení.

Stecco et al. (2013, s. 516) dále uvádí, že ITT je dynamickou multidimenzionální strukturou, která skrze spojení m. gluteus maximus s thorakolumbální fascií ovlivňuje bederní páteř. Thorakolumbální fascie se totiž upíná mimo jiné i na paraspinální svaly, a tím umožňuje přenos zátěže z páteře na pánev (Vleeming et al. (1995, s. 754). Stecco et al. (2013, s. 516) na základě své studie rozšířil tuto myšlenku o přenos zátěže z pánve na kolenní kloub. Stecco dále uvádí, že m. gluteus maximus lze díky úponům do ITT a septum intermusculare laterale považovat za důležitou strukturu, která se podílí na mechanické koordinaci bederní páteře, pánve a dolní končetiny.

M. gluteus maximus může být tedy v případě hypertonu příčinou vzniku vyzařované bolesti (bez neurologického pozadí) do dolní končetiny, především do laterální části kolenního kloubu. Bolest vzniká na základě tahu hypertonického m. gluteus maximus za fascia lata a ITT, které se upínají na Gerdyho tuberkulum. Příčinou těchto bolestí může být i zvýšené svalové napětí v oblasti bederní páteře. Tento tah je přenášen thorakolumbální fascií, která je spojená s m. gluteus maximus a dále tak, jak je uvedeno v předchozím odstavci. Stejně tak bolest bederní páteře může být způsobena hypertonem m. gluteus maximus (Stecco et al. 2013, s. 516).

Stecco et al. (2013, s. 516) obecně doporučují při bolestech kolene na laterální straně a vyzařované bolesti popsané výše vyšetřit m. gluteus maximus a m. tensor fasciae latae, které jsou hlavními napínači ITT.

Chen et al. pomocí MRI prokázal, že kontraktura či hypertonus m. gluteus maximus je zodpovědná za vznik ITBS. Na MRI obraze je možno vidět charakteristické znaky, mezi které patří protažení intramuskulárních vláken ve směru ztlustělé šlachy distálního úponu svalu spolu s atrofií m. gluteus maximus a posteromediální dislokací ITT. U pacientů s pokročilým stupněm patologie je možno vidět retrakci svalu v mediálním směru, která působí vznik prohlubně v oblasti spojení svalu se šlachou. K absolutnímu vyléčení ITBS vede pouze terapie cílená i na patologické změny m. gluteus maximus, které ovlivňují jeho funkci ve vztahu k ITT (Chen et al., 2006, s. 174).

### **1.1.2 Stavba a vlastnosti ITT**

Samotný ITT je tvořen hustým vazivem, která napomáhá stabilitě při chůzi a je schopen odolávat velkým torzním silám, které působí na koleno (Baker, Souza a Fredericson, 2011, s. 550).

Z histologického hlediska je ITT tvořen paralelně upořádanými kolagenními vlákny. Orientace vláken má stejný směr jako směr převládající mechanické síly (Čihák, 2001, s. 18). Kolagen je nejpevnější materiál v těle a poskytuje ITT vysokou pevnost v tahu, ale díky přítomnosti malého počtu elastických vláken disponuje ITT i určitou mírou protažitelnosti. Fascie disponují různými biomechanickými vlastnostmi, především na základě funkcí v různých částech těla – pro porovnání nejsilnější a nejslabší viz Tabulka 1. Silnější fascie pracují tvrději nebo se podílejí na udržování postury a tvaru těla (Paoletti, 2009, s. 197-198).

**Tabulka 1** Biomechanické vlastnosti ITT a aponeurosis m. obliqui abdomini (Boabighi et al, 1993 in Paoletti, 2009, s. 198)

	Protažitelnost (%)	Pevnost (N/mm <sup>2</sup> )	Deformace (Youngův model) (N/mm <sup>2</sup> )
ITT	35 %	3,8 N/mm <sup>2</sup>	18 N/mm <sup>2</sup>
aponeuróza m. obliquus externus	100 %	1,2N/mm <sup>2</sup>	3 N/mm <sup>2</sup>

Oblast mezi ITT a laterální plochou femuru je vyplněna vysoce vaskularizovanou adipózní tkání, která u některých jedinců obsahovala Paciniho tělíska a svazky myelinizovaných i nemyelinizovaných nervových vláken (Fairclough et al., 2006, s. 311).

Tuková tkáň v oblasti úponu ITT na laterální kondyl femuru je srovnatelná s tkání nacházející se v oblasti úponu většiny šlach a vazů. Hojné prokrvení oblasti a případné poškození cév může být příčinou otoku, který bývá mnohdy viditelný u pacientů s ITBS. I na základě četného prokrvení můžou být některé oblasti obsahující tukovou tkáň náchylnější ke vzniku zánětu. Poškození tukové tkáně může být příčinou protrahované periartikulární bolesti v oblasti tukového polštářku nebo v přilehlých kloubech (Benjamin, 2004, s. 1549).

Zmnožení cév ale nemůže být považováno za známku zánětu, stejně tak jako přítomnost tukové tkáně nemůže být považována za známku degenerace. Tuková tkáň umožňuje pohyb mezi šlachou, vazem a kostí a v místech, kde není přítomna synoviální bursa, přispívá k rozšíření úponové oblasti a tím tlumí napětí v oblasti úponu, čímž přispívá ke snížení jeho opotřebování a rizika poškození (Benjamin, 2004, s. 1553).

Tuková tkáň může dle Benjamin (2004, s. 1553) díky přítomnosti Paciniho tělísek hrát důležitou roli v propriocepci. Rovněž je nutno podotknout, že hyperplazie Paciniho tělísek může být zdrojem bolesti (Jones a Eadie, 1991, s. 869). Fakt, že množství adipózní tkáně v oblasti úponu ITT na femur nekoreluje s množstvím podkožního tuku nabízí vysvětlení,

že tuková tkáň v této oblasti je konstantním znakem a ve své podstatě analogií Hoffova tělesa v oblasti kolene či tukových polštářků v oblasti dlaní a plosek nohou (Fairclough et al., 2006, s. 315). Hoffovo těleso slouží jako absorbér sil v přední části kolena, tím chrání lig. patellae a dále napomáhá lepší lubrikaci kloubu (Roemer et al., 2015, s. 383).

Zimny a Wink (1991, s.148) ve své studii prokázali, že ve tkáni v oblasti kolenního kloubu se kromě Paciniho tělísek a volných nervových zakončení nachází i Ruffiniho tělíska, Golgiho šlachová tělíska a volná nervová zakončení. Všechna tato nervová zakončení slouží jako receptory poskytující senzoričké informace.

Paciniho tělíska jsou primárně receptory detekující rychlost či zrychlení pohybu a vibrací. Když v kloubu nedochází k pohybu jsou zcela neaktivní a aktivními se stávají pouze na začátku a na konci pohybu (Zimny, 1988, s. 28).

Volná nervová zakončení nezprostředkovávají mechanorecepci, ale nocicepci. Tkáň v okolí kolenního kloubu je jimi prostoupena za účelem detekce bolestivých či destruktivních stimulů (Zimny, 1991, s. 155).

Jednotlivé vrstvy hluboko uložené fascie jsou od sebe odděleny tenkou vrstvou řídké pojivové tkáně, která umožňuje jejich vzájemný skluz. Tato tkáň se ze stejného důvodu nachází i mezi hlubokou fascií a pod ní ležícími svaly. Jedná se o poddajnou, gelatinózní hmotu s množstvím rozptýlených fibroblastů. Kolagenní a elastická vlákna jsou v této tkáni rozmístěna nepravidelně. Schopnost klouzavého pohybu mezi jednotlivými kolagenními vrstvami může být zhoršena z důvodu nadměrného zatěžování, traumatu či operace (Stecco et al., 2008, s. 227).

Řídké pojivové vazivo slouží rovněž jako rezervoár vody a iontů pro přilehlé tkáně. Základní látkou tvořící tuto tkáň je kyselina hyaluronová a koncentrace iontů, teplota, molekulární hmotnost, změna typů vazeb mezi molekulami při probíhající zánětu je zodpovědná za její biomechanické vlastnosti, a tedy i klouzavý pohyb mezi jednotlivými vrstvami. Kyselina hyaluronová je schopna vázat velké množství vody. Pokud se kyselina hyaluronová nachází v řídkém pojivovém vazivu o změněné hustotě, může to mít negativní vliv na celou fascii a pod ní ležící svaly. Krom toho je dokázáno, že aktivace receptorů je silně závislá na viskoelastických vlastnostech okolní tkáně. Za viskoelastické vlastnosti tkáně je zodpovědná kyselina hyaluronová a změny v jejích biomechanických vlastnostech můžou být prvotní příčinou myofasciální bolesti (Stecco et al., 2011, s. 894).

### 1.1.3 Funkce ITT

ITT je v této podobě unikátní strukturou, která se nachází pouze u lidské rasy. U kvadrupedálních živočichů se sice vyskytuje m. tensor fascia latae, který u člověka souvisí s ITT, ale zřetelný ITT se u nich nenachází. Vývoj m. gluteus maximus spolu se změnou z téměř horizontálního postavení pánve u kvadrupedálních živočichů k postavení vertikálnímu u lidí, přispěl k rozvoji vzpřímeného držení těla a vytvoření silného fasciálního ITT (Kaplan, 1958, s. 824).

ITT je tvořen povrchovou, prostřední, hlubokou a kapsulárně-kostní vrstvou (Terry, Hughston a Norwood, 1986, s. 40). Viera et al. (2007, s. 271) však uvádí pouze vrstvu povrchovou, hlubokou a kapsulárně-kostní.

*Povrchová vrstva* přechází přes anteriorní část pately a šlachy m. quadriceps femoris, do které je zavzata a svými vlákny tvoří povrchové obloukovité retinakulum. Tato obloukovitá vlákna jsou v porovnání s vlákny směřujícími přímo ke Gerdyho tuberkulu zaúhlena od 70° do 80°. Častější a více diferencovaná bývají vlákna přecházející přes patelární šlachu, oproti vláknům jdoucím přes patelu (Viera et al., 2007, s. 271).

*Prostřední vrstva* má vůči výše uložené vrstvě rozdílně orientovaná vlákna. Vlákna povrchové vrstvy jsou orientována vertikálně, zatímco vlákna prostřední vrstvy směřují šikmo z proximolaterální na mediodistální stranu. Autor dále udává, že rozdílná orientace vláken v povrchové a prostřední vrstvě a těsný vztah obou vrstev daný úponem vláken střední vrstvy k vnitřní části povrchové vrstvy umožňuje zpevnění obou vrstev (Terry, Hughston a Norwood, 1986, s. 40). Viera et al. (2007, s. 271) uvádí, že k oddělení povrchové vrstvy od prostřední je nezbytný velice pečlivý a opatrný přístup.

*Hluboká vrstva* začíná distálně od úponu septum intermusculare laterale a pokračuje směrem k laterálnímu kondylu femuru, kde zesiluje povrchovou vrstvu (Terry, Hughston a Norwood, 1986, s. 41). Její součástí jsou i takzvaná Kaplanova vlákna, která představují pevný supraepikondylární úpon ITT distálně od septum intermusculare laterale (Kaplan, 1958, s. 828). Lobenhoffer et al. (1987, s. 288) při pitvách zjistili, že se vyskytují různé způsoby úponů vláken přítomných u 93 % případů. U 70 % zjistili, že se vlákna upínají proximálně a laterálně od laterálního kondylu femuru. U 73 % navíc našli přídatný úpon na dorsolaterální straně femuru v místě septum intermusculare. Dále by mělo být zdůrazněno, že Kaplanova vlákna se nacházejí v blízkosti větvi arteria superior lateralis genus, kdy u pacientů s traumatem kolene, bývá na magnetické rezonanci viditelné krvácení (Lobenhoffer et al., 1987, s. 286).

*Kapsulárně-kostní vrstva* byla poprvé popsána Terryem et al (1986, s. 41). Některé studie ji považují za součást hluboké vrstvy, jiné ne (Herbst et al., 2017, s. 93). Terry et al. (1986, s. 41) uvádí, že vrstva slouží jako mediální opora pro hlubokou vrstvu. Umožňuje extenzi vláken hluboké vrstvy, která napínají anterolaterální část kloubního pouzdra, to se chová jako anterolaterální ligamentum kolene, které svou přítomností působí proti vnitřní rotaci tibie, čímž přispívá ke stabilizaci kolenního kloubu.

Kapsulárně kostní vrstva se distálně mísí s povrchovou (Lobenhoffer et al., 1987, s. 290). Pro lepší pochopení topografie je nutno uvést, že laterálně se k vrstvě připojují vlákna m. biceps femoris stejně tak, jako jeho fascie (Terry et al., 1986, s. 41).

Distální část ITT zajišťuje i stabilitu pately ve frontální rovině. Obloukovité retinakulum povrchové vrstvy, někdy nazývané i jako iliopatelární pruh, spojuje přední část iliotibiálního traktu, femur a patelu. Retinakulum svým tahem omezuje pohyb pately v mediálním směru (Terry et al., 1986, s. 43-44).

Lig. cruciatum anterius (LCA) ve spojení s kapsulárně-kostní vrstvou vytváří strukturu připomínající obrácené písmeno „U“, případně podkovu. LCA tvoří její mediální část, kapsulárně-kostní vrstva ITT část laterální viz Příloha 1 (s. 63). Tato architektonika přispívá k tibiofemorální stabilitě při flexi v kolenním kloubu (Terry et al., 1993, s. 59)

V proximální části se do ITT upíná m. TFL a m. gluteus maximus (Brukner et Khan, 2012, s. 719). ITT se pomocí těchto svalů podílí na extenzi, abdukci a zevní rotaci kyčelního kloubu (Fairclough et al., 2006, s. 316). ITT pasivně omezuje vnitřní rotaci a addukci v kyčelním kloubu, čímž zajišťuje laterální stabilizaci (Fredericson et al., 2000, s. 453).

V kolenním kloubu je ITT považován za klíčovou strukturu přispívající k anterolaterální stabilitě (Hirschman a Müller, 2015, s. 2786). Při stojné fázi krokového cyklu ITT zabraňuje addukci v kyčelním kloubu a vnitřní rotaci v kolenním kloubu (Darell, 2014, s. 223). Iliopatelární pruh ITT svým tahem působí proti posunu pately mediálním směrem a omezuje míru flexe v kolenním kloubu (Terry et al., 1986, s. 44).

Pozice v kolenním kloubu ovlivňuje funkci ITT. V případě, že se kolenní kloub nachází v pozici od maximální extenze do 20-30° flexe, ITT leží anteriorně od laterálního epikondylu femuru a podílí se na aktivní extenzi v kloubu (Strauss et al., 2011, s. 729). ITT není extenzorem flektovaného kolene (Kaplan, 1958, s. 820). V pozici od 20° do 30° flexe se ITT nachází posteriorně od laterálního epikondylu femuru a stává se aktivním flexorem kloubu (Strauss et al., 2011, s. 729).

Hirschman a Müller (2015, s. 2786) popsali, jak ITT svým distálním úponem přispívá k anterolaterální stabilitě kolene. Vlákna, kterými se ITT upíná na laterální kondyl femuru

umožňují vliv kontrakce m. TFL a m. gluteus maximus na kolenní kloub, čímž zajišťují dynamické ligamentózní spojení. Posteriorní vlákna úponu ITT se ve flexi od 0° do 50° v kolenním kloubu chovají isometricky a od 50° do 90° flexe se zkracují, zatímco anteriorní vlákna se ve flexi od 0° do 40° v kolenním kloubu prodlužují a od 40° do 90° se chovají téměř isometricky.

Terry, Hughston a Norwood (1986, s. 44) popisují že ITT tahem za distální úpon na femuru zabraňují jeho posteriorní subluxaci na fixované tibii. Tahem je zajištěn i negativní výsledek předního zásuvkového testu a pivot shift fenoménu, kterými se testuje stabilita kolenního kloubu. Kapsulárně-kostní vrstva působí synergisticky s LCA, při extenzi v kolenním kloubu, dochází k napnutí vláken ITT, která spojují femur s tibií, čímž zabraňují anterolaterální subluxaci v kloubu.

V souvislosti s anterolaterální stabilitou kolenního kloubu se v literatuře objevuje název anterolaterální ligamentum (ALL). Poprvé, ne však přesně, jej popsal Segond roku 1879 (in Claes, 2013, s. 321). Terry et al. (1986, s. 44) uvádí, že hluboká, kapsulární-kostní a povrchová vrstva ITT funkčně tvoří ALL. Viera et al. (2007, s. 273) ve své studii zaměřené na strukturu iliotibiálního traktu potvrzují hypotézu, se kterou přišli Terry et al. Claes et al. (2013, s.327) provedli rozsáhlou studii zaměřenou na anatomii ALL. Autoři zkoumali 41 nepoškozených kolen nekonzervovaných těl. Při pitvě autoři zjistili, že ALL je zřetelně odlišitelnou strukturou, která přispívá k omezení vnitřní rotace tibie, čímž zajišťuje stabilitu a že by neměla být zaměňována s hlubokou vrstvou (obsahující Kaplanova vlákna) nebo s kapsulárně-kostní vrstvou.

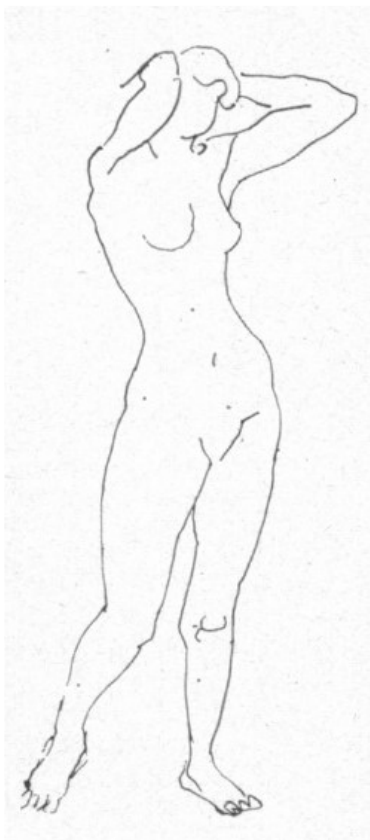
ITT má rovněž významnou posturální funkci. Kontrakce svalů upínající se do ITT způsobí, že distální úpon ITT svým tahem uzamkne koleno v hyperextenzi a tím se z dolní končetiny stane rigidní opora (viz Obrázek 2, s. 18). Této rigidní opory využívá člověk při asymetrickém stoji (Evans, 1979, s.274).

Při asymetrickém stoji pánev zpravidla poklesne na straně dolní končetiny, na které nespočívá váha těla. Na straně poklesu pánve dojde k arteficiálnímu prodloužení dolní končetiny, přičemž osoba končetinu zpravidla flektuje v koleni či ji vychýlí do strany. Tohoto prodloužení končetiny vzhledem k délce končetiny při symetrickém stání je dosaženo zevní rotací v kyčelním kloubu a pohybem v sakroiliakálním kloubu při poklesu pánve. Chodidlo nezatížené dolní končetiny bývá zpravidla uloženo příčně od chodidla zatížené dolní končetiny, čímž nejspíše napomáhá k dosažení laterolaterální stability ve stoji. Laterolaterální stability bývá někdy dosaženo oporou o vycházkovou hůl nebo prostým opřením se o zeď (viz Obrázek 3) (Evans, 1979, s.274). Asymetrický stoj je vzhledem k symetrickému stoji pozicí maximální

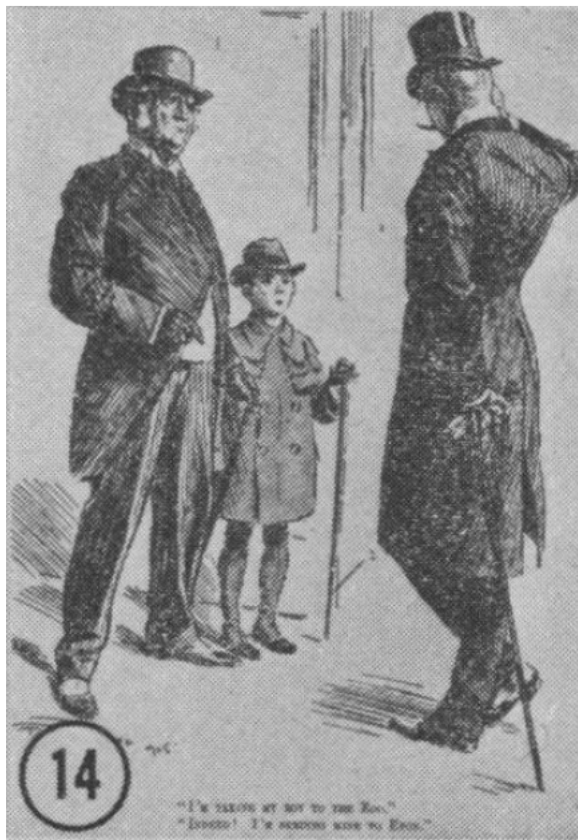


stability, které je dosaženo s minimálním svalovým úsilím (Akerblom, 1948; Joseph, 1960 in Evans, 1979, s. 274).

Evans (1979, s.274) uvádí, že stability trupu a pánve při asymetrickém stoji je dosaženo tak, že pánev se na straně zatížené dolní končetiny zvedá tak dlouho, než je dalšímu zvedání a lateralizaci trupu zabráněno napnutím ITT stojné dolní končetiny.



**Obrázek 2** Asymetrický stoj (Evans, 1979, s. 275)



**Obrázek 3** Laterolaterální stabilita dosažená oporou o hůl (Evans, 1979, s. 275)

ITT se dále společně s m. TFL a gluteálními svaly – m. gluteus minimus, m. gluteus medius a m. gluteus maximus podílí na udržení mediolaterální stability pánve, která je důležitá jak pro stoj, tak především pro fyziologickou chůzi (Gross, Fetto a Supnick, 2005, s. 382). Předchozí svalová skupina je někdy označována i jako laterální korzet pánve (Chaitow a Frankce, 2013, s. 125). Na stabilitě pánve se kromě výše uvedených svalů podílí i zevní rotátory kyčelního kloubu (Winter, Eng a Ishac, 1995 in Leetun et al., 2004, s. 927) a hluboký stabilizační systém (Bruno, 2014, s. 121). Pro zajištění mediolaterální stability pánve při stoji na obou dolních končetinách je nutná rovnováha mezi ipsilaterálními a kontralaterálními abduktory a adduktory kyčelního kloubu (Kapandji, 1985, s. 48). Postavení pánve při sólostoji ovlivňují především ipsilaterální abduktory tak, že přenášejí hmotnost těla na stojnou končetinu, tím zajišťují stabilitu kyčelního kloubu, a tedy i pánve (Gross, s. 382). V případě,

že abduktory nejsou dostatečně silné, pozorujeme při sólostoji pokles pánve kontralaterálně tj. Trendelenburgův příznak, který může být doplněn kompenzačním úklonem trupu na stranu stojné dolní končetiny – Duchennův příznak (Kolář, 2009, s. 161). K úklonu trupu dochází proto, aby se neporušila posturální rovnováha (Véle, 2006, s. 249).

## 1.2 Syndrom iliotibiálního traktu (ITBS – iliotibial band syndrome)

Syndrom iliotibiálního traktu (ITBS) bývá označován druhým nejčastějším poraněním u běžců. Bolest se objevuje v průběhu aktivity a bývá pocíťována v oblasti laterálního kondylu femuru nebo lehce distálně od něj. Vzniká na základě chronického přetěžování (Flato et al., 2017, s. 614). Zpravidla se vyskytuje u běžců zaměřujících se na dlouhé tratě a u cyklistů (Lavine, 2010, s. 18). Devan et al. (2004, s. 265) ve své studii, cílené na skupinu vysokoškolaček, které hrají fotbal, basketbal nebo pozemní hokej zjistili, že ITBS je nejčastějším zraněním dolní končetiny z přetížení. ITBS se dále vyskytuje u sportovních veslařů (Rumball et al., 2005 in Lavine, 2010, s. 18).

Obecně lze říci, že vznik syndromu se pojí se sportem či aktivitami, při kterých dochází k repetitivnímu střídání flexe a extenze v kolenním kloubu, což způsobuje nadměrně namáhání distální části ITT v oblasti laterálního kondylu femuru (Lavine, 2010, s. 18).

### 1.2.1 Epidemiologie

Celková míra incidence ITBS kolísá v intervalu od 1,6 % do 52 % v závislosti na typu sportovní aktivity, které se daný vzorek populace věnuje (Kirk, Kuklo a Klemme, 2000, s. 1209).

ITBS je s mírou incidence mezi 1,6 a 12 % považován za nejčastější příčinu bolesti laterální strany kolenního kloubu u běžecké populace (Fredericson et al., 2000, s. 169).

V prospektivní studii trvající 4 roky provedené na vzorku 400 běžkyň z University of Delaware byla zjištěna míra incidence ITBS 16 % (Noehren, Davis a Hamill, 2007, s. 953).

Dosud neexistuje žádná studie, která by jednoznačně zodpověděla otázku týkající se predilekce vzniku ITBS v závislosti na pohlaví (Baker a Fredericson, 2016, s. 53). Taunton et al. (2002, s. 96) zkoumali v průběhu dvou let pacienty, kteří přicházeli se zraněním způsobeným v souvislosti s během. Dohromady se výzkumu zúčastnilo 2002 běžců, z toho 926 mužů u nichž bylo prokázáno 63 případů ITBS, což představuje míru prevalence 6,8 % a 1076 žen, u kterých byl diagnostikován ITBS ve 105 případech, což odpovídá míře prevalence 9,8 %.

Tenforde et al. (2011, s. 125) vyhodnocením online dotazníku zaměřeného na zranění způsobená přetížením, který vyplnilo 442 běžkyň a 306 běžců ve věku od 13 do 18 let, zjistili míru prevalence ITBS 7 % u běžkyň a 5 % u běžců.

V průběhu ultramaratonu konaného v roce 1990 vedoucího ze Sydney do Melbourne, který měřil 1005 km zaznamenal Fallon (1996, s. 319) z celkového počtu 29 běžců 3 případy ITBS, což odpovídá míře incidence 10,3 %.

U cyklistů tvoří ITBS 15-24 % všech zranění v oblasti kolene způsobených přetížením (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 423).

U nováčků v armádě, kteří procházeli výcvikem byla zjištěna míra incidence 1 – 5,3 % (Jordaan a Schwellnus, 1994; Almeida et al., 1999 in Ellis, Hing a Reid, 2007, s. 200).

U inaktivní populace se ITBS vyskytuje zcela výjimečně, a proto neexistují přesná data týkající prevalence či incidence (Orava, 1978, s. 69).

Dokonalé porozumění epidemiologii je limitováno nedostatkem prospektivních studií zaznamenávajících incidenci ITBS, omezeným množstvím informací týkajících se incidence a prevalence v různých skupinách běžecské populace, například elitní běžci versus rekreační běžci, atleti zúčastňující se triatlonu, který obsahuje mezi jednotlivými disciplínami i běžecskou disciplínu versus běžci na tratě dlouhé od 5 do 10 km případně maratonci versus ultramaratonci. Je pravděpodobné, že u rozdílných souborů běžecské populace se budou lišit faktory přispívající ke vzniku ITBS (Baker a Fredericson, 2016, s. 54).

### **1.2.2 Etiologie**

Dříve často mylně uváděný anglický název iliotibial band friction syndrome (ITBFS), který v překladu znamená syndrom iliotibiálního traktu způsobený třením evokuje, že příčinou vzniku je nadměrné tření, ačkoli tomu tak ve skutečnosti není (Fairclough et al., 2006, s. 314).

Syndrom poprvé popsal Renne (1975 in Flato et al, 2017, s. 614) přičemž tření podle něj vzniká při střídání flexe s extensí v kolenním kloubu na základě anterio-posteriorního posunu distální části ITT vůči laterálnímu kondylu femuru a považoval to za příčinu vzniku zánětu tkáně nacházející se mezi ITT a laterálním kondylem femuru. Renne k tomuto závěru dospěl na základě popisu ITT dle Kaplana. Kaplan (1958, s. 828) ve své studii uvádí, že ITT ve svém průběhu přechází přes laterální kondyl femuru, ale neupíná se na něj, což umožňuje výše zmíněný pohyb v této oblasti. Tento přístup dále vedl k mylné představě, že v oblasti tření se nachází burza a že její zánět, tedy bursitida se notně pojí se syndromem. Tento výklad etiologie syndromu je však zastaralý a chybný (Flato et al., 2017, s. 614).

Fairclough et al. (2006, s. 315) společně s Falvey et al. (2010, s. 585) zpochybnili v předchozím odstavci dlouhodobě přijímanou etiologii vzniku ITBS na základě výzkumu, který ukázal, že ITT je v oblasti mezi laterálním kondylem femuru a Gerdyho tuberkulem dostatečně pevně fixován pomocí septum intermusculare laterale k linea aspera, což znemožňuje jeho anterio-posteriorní posun, ale umožňuje určitý posun ve směru medio-laterálním. Fairclough et al. (2006, s. 315) dále popisují, že pevná, fibrózní, šikmě orientovaná

vlákna, kterými se ITT upíná na distální část femuru prochází periostem a upínají se až pod ním.

Anterio-posteriorní pohyb distální části ITT je pravděpodobně iluzí, která vzniká postupnou změnou napětí jednotlivých vláken při flexi v kolenním kloubu. Při flexi v kolenním kloubu jsou nejprve napínána vlákna umístěná anteriorně, postupně pak dochází k napínání vláken posteriorních (Fairclough et al., 2006, s. 315).

V roce 1917 Koch (s. 245) na základě podrobné analýzy zjistil, že při axiálním zatížení femuru působí na mediální stranu kompresní síla, na laterální stranu síla naopak tahová, která se distálním směrem mění v sílu kompresní. Ve studii však Koch neuvádí, proč k této konverzi síly dochází (Fetto, Leali a Moroz, 2002, s. 724).

Fetto, Leali a Moroz (2002, s. 724) uvádí, že výsledek Kochova výzkumu je limitován faktem, že nebral v potaz funkci okolních měkkých tkání při zatížení, jelikož ji považoval za relativně malou a těžce analyzovatelnou.

Fetto, Leali a Moroz (2002, s. 724) se dále zabývali výsledky Kochovy studie týkající se konverze působící síly v distální části femuru. Fetto, Leali a Moroz uvádí, že kompresní síla působící na mediální stranu stehna je funkčním komplexem tvořeným ITT, m. gluteus medius a m. vastus lateralis vyvažována a směrem k distální části kosti se tahová síla působící na laterální straně mění na kompresní, díky tomu působí kompresní složka jak na mediální, tak na laterální stranu. Výše uvedený mechanismus demonstruje, že ITT tlakem proti laterálnímu kondylu femuru vytváří oporu, čímž se podílí na redukci varózní síly působící na femur.

Fairclough et al. (2006, s. 315) pomocí skenů získaných magnetickou rezonancí prokázali, že distální část ITT je ve 30° flexe v kolenním kloubu tažena mediálním směrem vůči laterálnímu kondylu femuru, což považuje za důsledek pasivní rotace tibie při pohybu během flexe a extenze v kolenním kloubu. Při pohybu dochází ke kompresi hojně vaskularizované a inervované tukové tkáně mezi ITT a laterálním kondylem femuru, což způsobuje zánět a bolest. Na základě těchto poznatků autoři usuzují, že příčinou syndromu není tření, ale nadměrná komprese tkáně.

Několik studií tvrdí, že příčinou bolesti není zánět samotného ITT, ale přítomnost patologické struktury (Flato et al., 2017, s. 614). Nemeth (1996, s. 579) při histologickém vyšetření tkáně laterální části kloubního pouzdra kolenního kloubu u pacientů s chronickým průběhem ITBS prokázal přítomnost zbytnělé synoviální tkáně, která vykazovala známky zánětu. Výše uvedená příčina vzniku je podporována i faktem, že pacientům s obzvlášť těžkým

průběhem ITBS pomohla od bolesti až chirurgická resekce laterálního synoviálního recesu, bursy či uvolnění úponu ITT na laterálním epikondyly femuru (Flato et al., 2017, s. 614).

Hariri et al. (2009, s. 1422) zaznamenali v případových studiích zmírnění potíží po chirurgické excizi patologické struktury. Tuto strukturu autoři označili za bursu. Costa et al. (2010, s. 248) popisují, že u 28letého vytrvalostního běžce s bolestmi kolene na laterální straně při operaci našli velkou synoviální cystu.

Jiné studie založené na zobrazení laterální oblasti kolene pomocí magnetické rezonance u pacientů s ITBS a kadáverů prokázaly pouze známky zánětu měkké tkáně v prostoru nacházejícím se pod ITT, ale přítomnost zřetelné burzy, cysty či synoviálního recesu nebyla potvrzena (Muhle et al., 1999, s. 109, Isusi et al., 2007, s. 433). Isusi et al. (2007, s. 434) dále popisují erozi subchondrální kosti v oblasti laterálního kondyly femuru a přítomnost kostního edému.

Je možné, že existují dva podtypy ITBS. První se pojí s iritací cysty, bursy nebo laterálního recesu a druhý je způsobený kompresí tukové tkáně nacházející se mezi distální částí ITT a laterálním kondylem femuru (Lavine, 2010, s. 19).

### **1.2.3 Rizikové faktory**

Rizikové faktory, které se pojí se vznikem, dělíme na vnitřní a vnější (Baker, Souza a Fredericson, 2011, s. 560). Za vnitřní faktory považujeme takové, které se přímo týkají jedince, např. tělesné proporce, věk, anatomické odchylky, svalová síla, flexibilita, předchozí zranění nebo biomechanické zvládnutí ideální techniky konkrétní sportovní aktivity. Za vnější faktory považujeme takové, které jedince pouze ovlivňují, ale přímo nesouvisí s jeho tělesnými proporcemi např. tréninkové metody, nastavení cyklistického posedu či výběr běžeckých bot (Baker, Souza a Fredericson, 2011, s. 553).

#### ***Rizikové faktory přispívající ke vzniku vznikem ITBS u běžců***

Vnitřní rizikové faktory lze rozdělit podle místa vzniku problému na čtyři hlavní oblasti – oblast trupu a pánve, oblast kyčelního kloubu, oblast kolenního kloubu a oblast nohy. S každou z těchto oblastí se pojí konkrétní vnitřní faktory, které přispívají vzniku ITBS.

##### *Oblast trupu a pánve*

Za vznik potíží jsou zodpovědné i proximálně uložené segmenty. Hluboký stabilizační systém (HSS) někdy uváděný i jako tzv. „core“ zajišťuje posturální kontrolu a pohyb trupu a pánve tak, aby bylo dosaženo optimální síly a jejího přenosu až k terminálním tělesným

segmentům. Jinými slovy působí proximální stabilitu, aby bylo možno dosáhnout distální mobility (Kibler, Press a Sciascia, s. 189, 2006). Véle (2006, s. 223) považuje pánev z hlediska funkce za převodník zátěže mezi osovým orgánem (trupem) a dolními končetinami. Nefyziologické postavení pánve či svalové dysbalance mohou být příčinou vzniku poranění dolních končetin (Leetun et al., s. 933, 2004).

Powers (s. 43, 2010) popisuje vliv stability pánve a trupu na mechaniku ITT. Pokud během stojné fáze dojde na základě oslabení abduktorů k poklesu pánve kontralaterálně, a tedy posunu těžiště laterálně, působí reakční síla podložky, která při fyziologickém zatížení prochází mírně mediálně od kolenního kloubu stojné dolní končetiny, směrem ke kyčelnímu kloubu švihové dolní končetiny, dále dochází ke zvýšení varózního rotačního momentu v kolenním kloubu, což vyústí ve zvýšení tahu působícího na ITT. Pokud je kontralaterální pokles pánve kompenzován úklonem trupu na stranu stojné dolní končetiny (Trendeleburgův – Duchennův příznak), reakční síla podložky se posouvá laterálně od kolenního kloubu stojné dolní končetiny a dochází k valgóznímu postavení v kolenním kloubu, což opět způsobuje přetížení ITT (viz Příloha 2, s. 63).

Dolní zkřížený syndrom popisovaný Jandou ukazuje na svalovou dysbalanci v oblasti dolního trupu a pánve, která může být příčinou vzniku ITBS. Jedná se o oslabené mm. glutei maximae a zkrácené mm. iliopsoas a mm. recti femoris, oslabené mm. abdomini a zkrácené mm. erectores lumborum, oslabené mm. glutei mediae a minimae a zkrácené mm. tensores fasciae latae a mm. quadrati lumbos (Janda, 1982 in Lewit, s. 142, 2003).

### *Oblast kyčelního kloubu*

Snížená síla svalů zajišťujících abdukcii v kyčelním kloubu může být dle Fredericson et al. (2000, s. 169) příčinou zvýšené addukce a vnitřní rotace v kyčelním kloubu, která s největší pravděpodobností vede ke zvýšenému napětí ITT. Noehren et al. (2014, s. 220) uvádí, že ke zvýšené míře vnitřní rotace v kyčelním kloubu dochází i na základě alterované neuromuskulární kontroly. Vzhledem k faktu, že Fredericson ve své studii zaznamenal sníženou sílu abduktorů u běžců, kteří se v danou chvíli potýkali s projevy ITBS, nemůže být určeno, zda snížená svalová síla je příčinou či důsledkem ITBS (Noehren, Davis a Hamill, 2007, s. 952). Grau et al. (2008, s. 582) zkoumali rozdíl ve svalové síle abduktorů u kontrolní skupiny běžců bez obtíží a skupiny běžců s ITBS. Výsledky měření neprokázaly statisticky významné rozdíly mezi oběma skupinami, na základě čehož autor usuzuje, že svalová síla abduktorů není příčinou vzniku ITBS a posilování těchto svalů nepůsobí výraznou prevencí vzniku.

Navzdory předchozímu zjištění je nutno podotknout, že po absolvování šestitýdenního programu zaměřeného na posílení abduktorů 90 % zúčastněných pocítilo snížení či naprosté vymizení potíží (Fredericson et al., 2000, s. 173).

### *Oblast kolenního kloubu*

Zjednodušeně se ITT upíná na distální část femuru a Gerdyho tuberkulum, takže při vnitřní rotaci v kolenním kloubu dochází k jeho protažení, což způsobuje zvýšení kompresní síly působící proti laterálnímu kondylu femuru a tkáni nacházející se mezi ním a ITT. Jedinci se zvýšenou vnitřní rotací v kolenním kloubu mohou být náchylnější ke vzniku ITBS. V průběhu první poloviny stojné fáze krokového cyklu dochází k vnitřní rotaci v kolenním kloubu, přičemž na něj zároveň působí i zevně rotační pohybový moment. Tento zevně rotační moment působí zpomalení vnitřně rotační komponenty v kloubu. Noehren, Davis a Hamill (2007, s. 955) u pacientů s ITBS naměřili o 25 % větší zevně rotační komponentu. Terry, Hughston a Norwood (1986, s. 44) uvádí, že jednou z hlavních funkcí ITT je omezování rotačních pohybů v kolenním kloubu, což může být v případě opakovaného zvyšování běžecské zátěže příčinou jeho poškození. Vnitřní rotace v kolenním kloubu je způsobena buď vnitřní rotací tibie nebo zevní rotací femuru. Noehren, Davis a Hamill (2007, s. 955) na základě měření zjistili, že pacienti s ITBS vykazovali větší vnitřní rotaci v kolenním kloubu ačkoli u nich byla v porovnání se zdravými jedinci naměřena menší míra vnitřní rotace tibie. Autoři uvádí, že větší míra zevní rotace v kyčelním kloubu je příčinou zvýšené vnitřní rotace v kolenním kloubu, která byla pozorována u pacientů s ITBS. Ko-kontrakce zevních a vnitřních rotátorů v kyčelním kloubu je důležitá pro zajištění stability hlavice femuru v acetabulu při zátěži (Gottschalk, Kouroschi a Leveal, 1989, s. 185). Svalové dysbalance či snížená svalová síla m. gluteus minimus, předních vláken m. gluteus medius a m. tensor fasciae latae, které zajišťují abdukci a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu může být příčinou zvýšené zevní rotace femuru u pacientů s ITBS (Noehren, Davis a Hamill, 2007, s. 955).

Další příčinou může být zvýšená flexe v kolenním kloubu při kontaktu paty s podložkou. Úhel flexe v kolenním kloubu se zpravidla zvyšuje s rostoucí únavou běžce. Flexe v kolenním kloubu kolem 30° způsobuje větší zátěž ITT v oblasti laterálního kondylu femuru, což má za následek iritaci tkáně, která se v této oblasti pod ITT nachází (Miller et al., 2007, s. 412).



### *Oblast nohy*

Na vzniku ITBS se rovněž může podílet zvýšená everze paty. Ta se pojí s addukcí v hlezenním kloubu, což vede ke zvýšené vnitřní rotaci tibie, která opět díky úponu ITT na Gerdyho tuberkulum způsobuje nadměrné protažení ITT (Lundberg et al., 1989, s.248). Ačkoli se tento mechanismus může zdát logickým vysvětlením vzniku ITBS, výsledky studií zabývajících se touto problematikou si vzájemně odporují (Noehren, Davis a Hamill, 2007, s. 952). Messier et al. (1995, s. 958) uvádí, že skupina pacientů s ITBS vykazovala v měřeních vzhledem ke kontrolní skupině bez ITBS vyšší maximální úhel everze paty. Noehren, Davis a Hamill (2007, s. 955) naopak uvádí, že u běžců, kteří trpí ITBS naměřili nižší maximální hodnotu everze paty. Přesné porovnání výsledků předešlých dvou studií je nemožné, jelikož Messier použil 2D technologii snímání kinematiky a kinetiky, která je náchylnější k nepřesnému měření, zatímco Noehren 3D technologii (Noehren, Davis a Hamill, 2007, s. 955).

Skupina pacientů s ITBS vykazovala při měření dopadu chodidla a v průběhu stejné fáze nižší míru everze. Nižší míra everze je v souladu s nižší mírou vnitřní rotace tibie, jelikož jsou tyto pohyby vzájemně propojeny (Lundberg et al., 1989, s. 248).

Noehren dále uvádí, že ačkoli skupina běžců s ITBS vykazovala jako celek sníženou míru everze, tak v rámci skupiny bylo nalezena podskupina, která naopak vykazovala nadměrnou everzi. U běžců s největší mírou everze byla rovněž zjištěna vyšší míra vnitřní rotace tibie a na základě toho i vyšší míra vnitřní rotace v kolenním kloubu (Noehren, Davis a Hamill, 2007, s. 955).

Jmenovitě patří mezi další vnitřní faktory přispívající rozvoji ITBS i nadměrně prominující laterální kondyl femuru, zvýšené napětí ITT, nadměrné varózní postavení kolen, zvýšený Q úhel, omezený pohyb hlezenního kloubu směrem do dorsiflexe, snížená svalová síla hamstringů v porovnání vzhledem ke stejnostrannému m. quadriceps femoris, varózní postavení chodidla, zvýšená nožní klenba a rozdíl v délce končetin (Linenger a Christensen, 1992, s. 105).

### Zevní faktory

Mezi zevní faktory přispívající ke vzniku ITBS patří běhání v obnošených běžeckých botách, které již nejsou schopny dostatečné absorpce nárazů, které vznikají při dopadu paty na podložku. Čím více je běžecká bota opotřebována, tím větší část reakční síly podložky je přenášena na kolenní kloub (Messier et al., 1995, s. 957). Příkladem rozvoje ITBS v souvislosti s používáním nevhodné obuvi může být i tzv. heel flare – rozšíření mezipodešve v oblasti paty.

Rozšíření na zevní straně podporuje dopad nohy na podložku v pronačním postavení, pokud je rozšíření na vnitřní straně, tak podporuje dopad v supinačním postavení. Konkrétním příkladem je bota Nike LDV 1000, která disponovala rozšířením na zevní straně, což u mnoha běžců způsobilo rozvoj ITBS (Cavanagh, 1980 in Noakes, 1991, s. 179).

Vznik ITBS podporují i nevhodně sestavené tréninkové plány neposkytující tkáním dostatek času na regeneraci a adaptaci (Dubin, 2006, s. 3).

Běhání v nevhodném tempu, běhání na kluzkém povrchu nebo běhání na nakloněném povrchu tak, jak je tomu na běžeckých oválech stále stejným směrem může taktéž přispět k rozvoji patologického stavu u jedince, který takto zatěžuje muskuloskeletální systém (Strauss et al., 2011, s. 730).

### ***Rizikové faktory přispívající ke vzniku ITBS u cyklistů***

ITBS je historicky považováno za zranění pojící se převážně s během a ve vědeckých publikacích se v souvislosti s cyklistikou objevuje pouze zřídka (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 420).

U cyklistů je etiologie podobná jako u běžců. Ačkoli je cyklistika mnohými považována za sport, který působí menší zátěž na nosné klouby než běh, jelikož při cyklistickém kroku nedochází k nárazům při počátečním kontaktu paty s podložkou tak, jako u běhu. Ke vzniku poranění však dochází na základě mnohem častějšího střídání pohybů v kolenním kloubu, než je tomu u běhu. Tyto pohyby jsou příčinou zvýšené tenze distálního části ITT proti laterálnímu kondylu femuru. Posteriovní vlákna jsou vzhledem k těsnějšímu kontaktu s laterálním kondylem femuru náchylnější k podráždění. Pozice v kolenním kloubu od 150° flexe do plné extenze způsobuje tah posteriovních vláken anteriorně po povrchu laterálního kondylu femuru. A proto flexe z této pozice způsobuje posun vláken posteriovně, přičemž dochází k jejich namáhání kontaktem s laterálním epikondyl femuru (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 419).

Mezi specifické faktory pojící se se vznikem ITBS u cyklistů patří deletrvající (i několikahodinový) posed v sedle, znamenající značné přetěžování svalstva podílejícího se na udržení stability pánve, jednostranné nefyziologické zatěžování svalstva a částečná inhibice neaktivovaného svalstva. Stability pánve je z důvodu inhibice abdominálního svalstva dosaženo zkrácením a hypertrofií m. erector spinae v bederní oblasti (Zeman, Novák a Chrastina, s. 43, 2011).

Holmes, Pruitt a Whalen (1993, s. 422) uvádí že na etiologii ITBS u cyklistů se nepodílí pouze jeden faktor, ale spíše kombinace několika faktorů, mezi které patří drobné odchylky od fyziologického postavení jednotlivých tělesných segmentů ve spojení s výrazným

zvyšováním tréninkové zátěže, změnou vybavení v průběhu cyklistické sezóny či zvýšená sportovní aktivita bez odpovídajícího tréninkového základu. Méně často se na vzniku může podílet změna obuvi, neadekvátní zatěžování končetiny, která byla v minulosti traumatizována a je tedy náchylnější k poškození, případně u ní ještě přetrvává pooperační svalová slabost.

Příkladem vnitřních rizikových faktorů může být zevně rotovaná tibia o 20° a více, kdy při nastavování upevnění cyklistické tretry do nášlapných pedálů přímo vpřed, či lehce dovnitř dochází k nadměrnému protažení ITT (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 419).

Nadměrnou zátěž ITT u cyklistů působí i varózní postavení kolen či aktivní pronace chodidla během cyklistického kroku při nastavení špičky boty lehce dovnitř (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 419).

Významným faktorem podílejícím se na vzniku ITBS je i rozdíl v délce končetin, nejčastěji v holenní oblasti. V tomto případě je možno správně nastavit pouze jednu dolní končetinu, přičemž druhá kompenzuje nastavení posedu buď varózním postavením v kolenním kloubu anebo nadměrným protažením dolní končetiny v nejnižším bodě cyklistického kroku. Významný rozdíl v délce končetin je považován od 0,635 cm (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 419).

Mezi zevní faktory přispívající ke vzniku ITBS u cyklistů patří agresivní tréninky zaměřené na jízdu do kopce, trénink časovek či neúměrné zvyšování ujeté vzdálenosti (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 419-420).

Mezi další zevní faktory patří především špatně nastavený cyklistický posed. Při cyklistickém posedu by mělo být vyšetřeno předozadní nastavení chodidla na pedálu, jelikož chodidlo, které se nachází příliš vpředu může být příčinou nadměrného protažení ITT. Sedlo posunuté více dozadu, ve výsledku nutí cyklistu při šlapání nadměrně propínat dolní končetinu, tak aby dosáhl na pedál (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 419-420).

Namáhání ITT může být způsobeno i prostým ježděním na kole s výrazně vtočenou špičkou tretry, což opět působí nadměrné protažení ITT a z toho plynoucí rozvoj patologie (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 419-420).

#### **1.2.4 Klinická manifestace**

Nehledě na příčinu vzniku ITBS udává většina pacientů stejné či velice podobné obtíže. Pacienti, zpravidla pravidelně sportující, přicházejí k odborníkovi a stěžují si na ostrou či pálivou bolest distální části ITT mezi laterálním epikondylem femuru a Gerdyho tuberkulem na tibia. Tato oblast bývá palpačně bolestivá. Pacienti často uvádějí, že v počátcích rozvoje syndromu pociťovali bolest na laterální straně kolene při začátku švihové fáze končetiny

v závěru nebo těsně po skončení sportovní aktivity, v průběhu progresu syndromu se však bolest začala objevovat již během vykonávané aktivity. Ke zvýraznění bolesti docházelo dle výpovědí pacientů při běhu z kopce (Flato et al., 2017, s. 614). Pacienti dále tvrdí, že bolest se zhoršuje i prodloužením kroku či při dlouhodobém sezení s flektovaným kolenem, u některých zvláště těžkých případů bývá bolest pociťována i při pouhé chůzi po rovině či chůzi ze schodů (Fredericson a Wolf, 2005, s. 453). Úleva od bolesti bývá zpravidla při chůzi s extendovaným kolenem.

Provozování sportů, u nichž nedochází ke kontinuálnímu běhu, např. squash nebo tenis, pacientům nepůsobí bolest (Noble, 1979, s. 51). Bolest bývá nejvíce pociťována při kontaktu nohy s podložkou, kdy dochází excentrickou svalovou aktivitou k deceleraci pohybu

### 1.3 Diagnostika

Diagnostický proces se skládá primárně z odebrání anamnézy a fyzikálního vyšetření, které je možno doplnit i o využití zobrazovacích metod.

U většiny pacientů je přesně odebraná anamnéza dostačující k odhalení ITBS, měla by odhalit zevní a vnitřní rizikové faktory, které jsou příčinou vzniku ITBS. Při odebrání anamnézy by měl vyšetřující svými dotazy cílit na aktuální příznaky, které pacient pociťuje, na dobu trvání obtíží, zvyšování zátěže (frekvenci, trvání zátěže a množství uběhnutých kilometrů za týden), terén, ve kterém pacient běhá, stáří a kvalita obuvi, ve které pacient běhá, faktory, které zhoršují či zmírňují bolestivý vjem, přítomnost zvukových fenoménů při běhu (Dubin, 2006, s. 4). K popsání intenzity bolesti může být pacientovi nabídnuta VAS – visual analog scale (= vizuální analogová škála bolesti), která má 10 stupňů, přičemž stupeň 1 označuje nejnižší stupeň bolesti a 10 stupeň nejvyšší (Darell, 2014, s. 224).

Fyzikální vyšetření pacienta je další částí diagnostického procesu. Vyšetřující provádí standardní komplexní vyšetření pacienta pomocí aspekce, palpce. Vyšetřující by se měl zaměřit na postavení a konfiguraci dolní končetiny, rozdíly v délce končetin, výrazné valgózní či varózní postavení v kolenním kloubu. Při vyšetření by neměly být opomenuty ani deformity chodidla, které způsobují nadměrnou pronaci nohy a hlezenního kloubu, které způsobují nadměrné protažení ITT. Mezi tyto deformity patří např. příčně plochá noha či varózní postavení chodidla (Strauss et al., 2011, s. 731).

Při palpačním vyšetření kolenního kloubu vyšetřující zpravidla odhalí bolestivost v oblasti laterálního kondylu femuru, tedy 2-3 cm proximálně od kloubní štěrbiny, v oblasti může být přítomen i lehký lymfedém. Méně často se palpační bolestivost objevuje v oblasti laterální části kloubní štěrbiny, šlachy m. popliteus, lig. colaterale laterale nebo oblasti Hoffova tukového tělesa. Při pohybu v kolenním kloubu může vyšetřující zjistit i krepitaci (Fredericson a Wolf, 2005, s. 453). Renne (in Strauss et al., 2011, s. 731) popsal, že při palpaci laterálního kondylu femuru během flexe a extense v kolenním kloubu cítil vrzání, které přirovnal ke tření při sunutí prstů po mokřém povrchu balónu. Opomenuto by nemělo být ani komplexní vyšetření ligamentózních struktur v oblasti kolenního kloubu (Strauss et al., 2011, s. 731).

Dále by se měl vyšetřující zaměřit na zhodnocení svalového tonu, síly a případného zkrácení svalů dolní končetiny a v oblasti pánve. K tomu využíváme hodnocení svalového testu dle Jandy (Fredericson a Wolf, 2005, s. 455) a hodnocení stability pánve pomocí Trendelenburgova testu (Kolář, 2009, s. 161).

Kendall, McGreary a Provance (1993 in Baker, Souza a Fredericson, 2011, s. 555) využívají hodnocení pomocí povrchového snímání elektrických potenciálů (EMG). Kendall dále popisuje, že m. TFL substituuje funkci zadních vláken m. gluteus medius a hamstringy substituuje funkci m. gluteus maximus.

Příčinou bolestí mohou být i myofasciální změny, triggerpoints (TrPs), svalový hypertonus či adheze fascií. Tyto změny mohou být i příčinou přetrvávajících bolestí při nedostatečné léčbě ITBS (Fredericson a Wolf, 2005, s. 454).

Kromě statického vyšetření je vhodné zhodnotit i dynamiku pohybu například kinematickou analýzou pacientova běhu (Darell, 2014, s. 223).

K potvrzení diagnózy je možno využít i zobrazovacích metod. V klinické praxi se tak ale rutinně neděje (Strauss et al., 2011, s. 731).

Standartní rentgenový snímek může být využit k vyloučení některých patologických příčin, které rovněž způsobují bolest laterální části kolenního kloubu tak, jako ITBS, např. degenerativní nemoci či stresové fraktury (Strauss et al., 2011, s. 731).

V obzvlášť složitých případech, kdy se nedaří nalézt příčinu bolesti se využívá magnetická rezonance. Zobrazení pomocí magnetické rezonance je velice výhodné k vyloučení bolesti způsobené např. poškozením kloubní chrupavky úrazem, poškozením menisků kolenního kloubu či meniskálními cystami. Ekman et al. (1994, s. 852) na základě zkoumání zdravých jedinců a jedinců s ITBS popisuje na MRI snímku jedinců s ITBS v oblasti laterálního kondylu femuru viditelné zmnožení tekutiny a ztlustění distální části ITT.

Gyaran et al. (2011, s. 460) na základě zkoumání pacientů s ITBS popisuje, že k prokázání ztlustění distální části ITT může být využito i ultrasonografie. Autor dále uvádí, že využití ultrasonografie je ve výsledku levnější a dostupnější zobrazovací metoda než magnetická rezonance.

### **1.3.1 Diferenciální diagnostika**

Jelikož existuje více příčin, které způsobují bolesti na laterální straně kolene, je nutno vyloučit níže zmíněné.

Jmenovitě je nutno pro potvrzení ITBS vyloučit myofasciální bolestivý syndrom, femoropatelární syndrom, začínající osteoartrózu, roztržení či natržení laterálního menisku kolenního kloubu, cystu laterálního menisku kolenního kloubu, distorzi proximálního tibiofibulárního kloubu, distenzi lig. colaterale laterale, tendinitidu m. politeus či m. biceps femoris, poranění nervus fibularis communis a přenesení bolesti z bederní páteře (Fredericson, 2005, s. 455). Rosenthal (2008, s. 107) dále uvádí jako příčinu bolesti kolenního kloubu

diskoidní tvar laterálního menisku, osteochondrální poranění laterální části kloubu či artritidu, instabilitu proximálního tibiofibulárního kloubu, instabilní patelu, entrapment syndrom arteria politea, natažení hamstringů či stresovou frakturu distální části femuru.

U většiny pacientů postačí k vyloučení výše zmíněných patologických stavů přesně odebraná anamnéza a kineziologické vyšetření. K případnému odlišení bolesti měkkých tkání od intraartikulární či přenesené bolesti mohou posloužit injekčně podaná lokální anestetika (Fredericson a Wolf, 2005, s. 455).

### 1.3.2 Klinické testy a provokační manévry

**Ober test** slouží ke zhodnocení zkrácení ITT, zánětu či kontraktury m. TFL (Baker, Souza a Fredericson, 2011, s. 555). Při testu pacient leží na boku nevyšetřované strany s neutrálním postavením v kyčelním a kolenním kloubu spodní dolní končetiny a rukou stejné strany položenou pod hlavou, přičemž vyšetřující stojí čelem k jeho zádům. V průběhu celého testu vyšetřující jednou rukou stabilizuje pánev a stehno, aby zamezil pohybům pánve a vnitřní rotaci v kyčelním kloubu, které by mohly vést k falešně negativním výsledkům testu. Vyšetřující drží pacientovu svrchní dolní končetinu za kotník a pasivně ji uvede do 90° flexe v kolenním kloubu a mírné extenze spolu s maximální abdukci v kyčelním kloubu, na základě toho se ITT posune na úroveň nebo až za úroveň trochanter major. Nakonec terapeut nechá vyšetřovanou končetinu působením gravitační síly klesnout směrem do addukce, přitom ji však stále lehce podpírá tak, aby ji měl pod kontrolou v případě komplikací. Zkrácení či napětí iliotibiálního traktu se hodnotí na základě míry dosažené addukce (Ober, 1935, s. 1581).

**Tabulka 2** Hodnocení zkrácení ITT (dle Ober, 1935, s. 1581):

Minimální zkrácení	addukce přes střední čáru, ale dolní končetina se nedotýká vyšetřovacího stolu
Střední zkrácení	addukce na úroveň střední čáry
Maximální zkrácení	končetina zůstává abdukována, nedochází k addukci ani na úroveň střední čáry

Za účelem dosažení stabilní polohy může pacient pokrčit spodní nevyšetřovanou dolní končetinu v kolenním kloubu a svrchní horní končetinou se chytnout za kolenní kloub spodní dolní končetiny (Baker, Souza a Fredericson, 2011, s. 555).

**Modifikovaný Ober test** se provádí a hodnotí stejně jako Oberův test, ale kolenní kloub se nachází místo 90° flexe v plné extenzi. Modifikace Oberova testu se používá, jelikož k provedení Oberova testu je nutná relativně velká míra extenze v kyčelním kloubu při současně 90° flexi v kolenním kloubu, což může být u pacientů se zkráceným m. rectus femoris problém (Clarkson, 2005, s. 162).

**Modifikovaný Thomas test** hodnotí zkrácení m. iliopsoas, m. rectus femoris a m. TFL či ITT (Fredericson, 2005, s. 454). Pacient sedí na okraji lehátka s nohama dolů. Nevyšetřovanou dolní končetinu má lehce flektovanou v kyčli a koleni a oběma rukama ji drží pod kolenem, přičemž vyšetřovanou dolní končetinou se dotýká podložky. S pomocí terapeuta, který jistí pacienta, si pacient lehne na záda a nevyšetřovanou končetinu přitáhne co nejvíce k hrudníku, aby se vyrovnala bederní lordóza a pánev byla v lehké retroflexi. Vyšetřovanou dolní končetinu nechá pacient volně viset z lehátka. Test se hodnotí na základě postavení končetiny, které je popsáno pomocí hodnot naměřených goniometrem či inklinometrem. Za normu se považuje postavení femuru 12° pod horizontální rovinu, 52° flexe v kolenním kloubu a 15° abdukce v kyčelním kloubu. Výrazné odchylky od těchto hodnot jsou považovány za patologické (Harvey, 1998, s. 68).

**Renné test** se vyšetřuje tak, že pacient ve stoji přenesse celou váhu těla na postiženou dolní končetinu a pomalu ji flektuje v kolenním kloubu, přičemž nevyšetřovanou končetinu má zanoženou a flektovanou v kolenním kloubu. Test je pozitivní, pokud pacient cítí bodavou bolest v oblasti laterálního epikondylu femuru ve zhruba 30-40° flexi v kolenním kloubu (van der Worp et al., 2012, s. 16).

**Noble kompresní test** bývá často pozitivní u pacientů s ITBS, ačkoli jeho validita nebyla nikdy exaktně prokázána (Fredericson a Weir, 2006, s. 261). Noblův kompresní test se používá k odlišení bolesti způsobené ITBS a jinými extraartikulárními příčinami např. tendinitida m. popliteus nebo m. biceps femoris. Při vyšetřování leží pacient na zádech a vyšetřující pasivně flektuje kolenní kloub vyšetřované dolní končetiny do 90°. V této pozici vyšetřující tlačí směrem proti laterálnímu epikondylu femuru a postupně pasivně extenduje kolenní kloub. Pokud pacient ucítí bolest ve flexi kolem 30°, tak je výsledek testu považován za pozitivní (Noble, 1979, s. 51).

Rosenthal (2008, s. 108) navrhuje za účelem přesnějšího odlišení bolesti laterální strany kolenního kloubu způsobené ITBS a jinými příčinami kombinaci:

- a) Noble kompresního testu a Ober testu,
- b) Noble kompresního testu, Ober testu a pasivního posunutí pately mediálním směrem,



- c) Noble kompresního testu, Ober testu a vnitřní rotace tibie,
- d) Noble kompresního testu, Ober test v plném či částečném zatížení dolní končetiny při výpadu (viz Příloha 3, s. 64-65).

## 1.4 Terapie

Léčba ITBS se řídí funkčním stavem – fází onemocnění. Rozlišujeme 4 hlavní fáze – akutní, subakutní, zotavování a fázi návratu ke sportovní aktivitě. Baker a Fredericson (2016, s. 64) uvádí, že každá z fází se zaměřuje na dosažení určitého cíle (viz Příloha 4, s. 65). Principem terapie je především odstranění příčiny vzniku a z ní vyplývajících následků (Noble, 1979, s. 51). Vyléčení je u většiny pacientů dosaženo konzervativní cestou, k chirurgické léčbě se přistupuje pouze když selže léčba konzerv. (Strauss et al., 2011, s. 734). Fredericson a Wolf (2005, s. 452) uvádí léčbu ITBS jako u většiny poranění pojivových tkání, kdy v akutní fázi je nutné především snížit zánětlivou reakci a otok, dále se terapie zaměřuje na korekci pohybových stereotypů a následně dochází k návratu k pohybové aktivitě. Na efektivitu terapie má významný vliv i edukace pacienta, týkající se především minimalizace zevních faktorů (Baker, Souza a Fredericson, 2011, s. 556).

Léčba ITBS je vzhledem k povaze poranění velice podobná jak u cyklistů, tak u běžců, ale má i svá určitá specifika, která budou dále v textu zmíněna.

### 1.4.1 Fáze akutní

Akutní fáze trvá od 3 dnů do 1 týdne a vyznačuje se přítomností bolesti jak v klidu, tak při pohybové aktivitě. V akutní fázi se péče soustřeďuje především na omezení či modifikaci pohybové aktivity, zmírnění bolesti a otoku kryoterapií, podáváním orálních nesteroidních antiflogistik (Fredericson a Weir, 2006, s. 265). Algaflly a George (2007, s. 368) dle výsledků výzkumu vysvětlují terapeutický efekt kryoterapie na základě zvýšení prahu vnímání bolesti a snížení rychlosti vedení nervového vzruchu. Ke snížení zánětlivé reakce a otoku na základě vazokonstrikce je zpravidla dostačující aplikace chladu po dobu 10-20 minut (Juhn, 2000, s. neuvedeno). Otte et al. (2002, s.1504) však uvádí, že doba aplikace musí být úměrná tloušťce tukové tkáně a dobu aplikace 10-30 minut považuje za dostačující pouze u normosteniků. Ke snížení nocicepce na základě zpomalení rychlosti nervového vzruchu je podle mnohých studií nutná doba aplikace delší než 20 minut, někteří autoři uvádí i dobu aplikace 2 hodiny (Grey et al., 2001, s. 929, Paintal, 1968, s. 7, Schieppatti a Nardone, 1997, s. 693-695).

Podle Mac Auley (2001 in Galiuto, 2016, s. 2) se optimální doba aplikace a frekvence ledování udávaná terapeuty výrazně liší; od 10-20 minut třikrát až čtyřikrát za den po 30-45 minut každé dvě hodiny. Doposud však nebyl prokázán nejefektivnější způsob aplikace. K dosažení lokální anestezie je optimální snížení teploty v oblasti aplikace na 10-15 °C (Galiuto, 2016, s. 2).

Podle některých studií dostačuje k odstranění bolesti omezení běhu z kopce (Fredericson a Wolf, 2005, s. 455). Buczek a Cavanagh (1990, s. 671) na základě měření prokázali, že při běhu z kopce dochází při dopadu paty k mnohem menší flexi v kolenním kloubu, než je tomu při běhu po rovině. To je příčinou zvýšeného namáhání distální části ITT v oblasti laterálního kondylu femuru. Bylo prokázáno, že u sprinterů je nižší pravděpodobnost vzniku ITBS, jelikož při rychlém běhu dochází ke zvyšování flexe v kolenním kloubu při dopadu paty. Vyšší úhel flexe působí, že distální část ITT se nachází posteriorně od laterálního kondylu femuru a na základě toho nemůže být namáhána (Orchard et al., 1996, s. 377). Mnohem častěji je však nutné vynechání všech aktivit, při kterých dochází k repetitivnímu namáhání ITT v oblasti laterálního kondylu femuru a z toho plynoucí bolesti a poškozování měkkých tkání (Fredericson a Wolf, 2005, s. 455). To je však pro mnohé sportovce nepřijatelné, a proto raději ukončí terapii, než aby dočasně přestali sportovat. Snížení tréninkové zátěže na polovinu za předpokladu, že nedochází k postupnému zhoršování bolesti, je pro většinu sportovců akceptovatelné (Noble, 1979, s. 51).

V ideálním případě by jedinou povolenou sportovní aktivitou mělo být plavání se zapojením pouze horních končetin a plavacím piškotem mezi dolními končetinami, takže nedochází k namáhání ITT (viz Příloha 5, s. 66) (Fredericson a Wolf, 2005, s. 455).

K odlehčení a snížení zátěže na poškozené tkáně při vykonávání aktivity či terapii slouží i speciálních trenažery. Patří mezi ně např. HydroPhysio podvodní rehabilitační chodník či Antigravitační trenažer AlterG®. Podvodní rehabilitační chodník využívá vlastností vodního prostředí a běžeckého trenažeru. Hydrostatický tlak vodního prostředí snižuje periferní otoky, teplota navozuje svalovou relaxaci a ulevuje od bolesti, odpor vodního prostředí je možno využít při posilování. Antigravitační trenažer AlterG® využívá odlehčení na základě rozdílů tlaků vzduchů. Umožňuje regulaci zatížení pacienta v rozsahu 20-100 % hmotnosti těla (BTL, 2018).

Při ITBS jsou přítomny TrPs v m. vastus lateralis, m. gluteus minimus, m. gluteus maximus a distální části m. biceps femoris (Fredericson, Guillet a DeBenedictis, 2000, s. 61). TrPs nacházející se v m. gluteus minimus nebo m. vastus lateralis může způsobovat stejnou bolest jako ITBS (viz Příloha 6, s. 66). K odstranění TrPs je možné využít i techniku suché jehly (= ang. dry needling), která spočívá v prostém napíchnutí TrPs jehlou, což způsobí jejich inhibici (Unverzagt, Berglund a Thomas, 2015, s. 402-418).

### 1.4.2 Fáze subakutní

Subakutní fáze trvá do 2 týdnů a vyznačuje se snížením bolesti v klidu a zmírněním akutního zánětu. Bolest při pohybové aktivitě však přetrvává (Baker a Fredericson, 2016, s. 64). V případě, že v průběhu předchozí fáze nedošlo ke zmírnění bolesti do 3 dnů, podávají se kortikosteroidy pomocí ultrazvuku (fonoforézou), iontoforézou či injekčně (Lavine, 2010, s. 20). V této fázi by se již nemělo používat ledování (Baker a Fredericson, 2016, s. 64).

Cílem této fáze je uvolnění zkrácených svalů v oblasti pánve a dolní končetiny s důrazem na komplex ITT/ m. TFL, m. vastus lateralis. Ke strečinku se však přistupuje až ve chvíli, kdy došlo ke zmírnění akutního zánětu (Fredericson a Wolf, 2005, s. 456).

K protažení je vhodné používat statický strečink, který se provádí na rozdíl od strečinku dynamického či balistického pomalu (Dvořák, 2003, s. 57). Toto pomalé protažení zajistí, utlumení napínacího reflexu, který vzniká na základě rychlého protažení svalu a způsobí zkrácení svalu jako prevenci jeho poškození (Alter, 1998, s.14). Page (2012, s. 112) uvádí, že k největší míře protažení dochází po 15–30 sekundách protahování. Dvořák (2003, s. 57) uvádí, že při provádění statického strečinku je nízké riziko poranění měkkých tkání. Dynamický či balistický strečink je vhodný před sportovní aktivitou. Dynamický strečink využívá rytmických pohybů. Balistický strečink využívá rychlých kmitavých pohybů, může však vyvolat silný napínací reflex. Tkáně nemají dostatek času na adaptaci a může v nich docházet ke vzniku mikrotraumat (Dvořák, 2003, s. 57). Dále lze k uvolnění zkrácených svalů použít techniku z konceptu Proprioceptivní neuromuskulární facilitace (PNF) - kontrakce-relaxace, kdy se využívá 7 sekundové submaximální kontrakce zkrácených svalů následované 15 sekundovým uvolněním (Fredericson a Wolf, 2005, s. 456). O'Hara et al. (2011, s. 1590) na základě studie zaměřené na porovnání vlivu techniky kontrakce – relaxace a statického strečinku na protažení hamstringů pouze po jedné terapii zjistili, že technika kontrakce – relaxace je účinnější než statický strečink.

Uvolnění zkráceného ITT může být dosaženo i pomocí cvičení na tzv. fasciálního válečku (= ang. foam roller), Grastonovou technikou nebo klasickým manuálním protažením (viz Příloha 7, s. 67) (Fredericson a Wolf, 2005, s. 456, Strauss et al., 2011, s. 732).

Fredericson et al. (2002, s. 591) na základě kvantitativní analýzy 3 různých strečinkových pozicí uvádí, že nejvhodnější pozicí pro strečink ITT je ta, kdy pacient addukuje zanoženou postiženou dolní končetinu přes střední čáru a uklání se směrem od postižené strany s rukama nad hlavou – viz Příloha 8 (s. 68).

V této fázi mají být cvičením aktivovány abduktory a zevní rotátory kyčelního kloubu (Baker a Fredericson, 2016, s. 64).

### 1.4.3 Fáze zotavování

Fáze zotavování trvá od 1 do 6 týdnů. V této fázi může být při pohybové aktivitě stále pociťována bolest (Baker a Fredericson, 2016, s. 64). K posilování oslabených svalů se přistupuje až když jsou odstraněny myofasciální změny (Fredericson a Wolf, 2005, s. 456).

Fredericson a Wolf (2005, s. 456) uvádějí, že při posilování je vhodné zaměřit se na excentrickou svalovou kontrakci a komplexní pohyby ve všech rovinách. Cviky zaměřené na posílení jsou uvedeny v Příloze 9 (s. 69-70).

Při posilování svalů by měl být kladen důraz na izometrické a koncentrické posilování m. gluteus medius se zaměřením na jeho posteriorní vlákna, jelikož m. gluteus medius má výrazný vliv na postavení trupu. Posilování m. gluteus maximus a zevní rotátory kyčelního kloubu má vliv na zvýšení kontroly vnitřní rotace kyčelního kloubu při běhu, a tedy snížení velikosti tahové síly působící na ITT (Fredericson et al., 2000, s. 175).

V této fázi je nutné se zaměřit i na aktivaci břišních svalů, které jsou součástí HSS. Strečink ITT, m. vastus lateralis a m. biceps femoris je rovněž neoddelitelnou součástí (Baker a Fredericson, 2016, s. 64).

Dále je vhodné zaměřit se na aktivaci hlubokého stabilizačního systému (HSS) a gluteálního svalstva (Baker a Fredericson, 2016, s. 64). K aktivaci HSS je možné využít nestabilních ploch, kdy dochází ke komplexnímu tréninku svalových skupin, jelikož labilitou podložky je zdůrazněna činnost svalových vřetének. Ty se při ztrátě stability aktivují výrazně v excentrické kontrakci, a proto i při statických činnostech může dojít k sekundárnímu rozvoji rychlosti reakce (Faries a Greenwood, 2007 in Jebavý, 2017, s. 31). Kraemer a Knobloch (2009, s.1392) tvrdí, že častěji dochází ke zranění v excentrické kontrakci, a právě zkrácení latentní doby odpovědi na protožení svalu může dle autorů snížit míru rizika poškození svalu při neočekávané změně směru (např. při pádu). Toto cvičení se na rozdíl od klasického posilování zaměřuje na udržení statické polohy či provedení pomalých a kontrolovaných pohybů ve všech směrech. Cvičení probíhá „naboso“ a před zrcadlem za účelem zvýšení sensorických vjemů (Fredericson a Moore, 2005, s. 677). Využívá kvadrupedální polohy, lezení, úkoků, výpadů apod. (Haynes, 2004, s. 92). Příkladem nestabilní plochy je i Fitslide zajišťující minimální třecí odpor při kontaktu s podložkou (viz Příloha 10, s. 71-72) (Fitslide, 2017).

### 1.4.4 Fáze návratu ke sportovní aktivitě

Návrat k pohybové aktivitě se odvíjí od závažnosti a délky trvání patologického stavu. U většiny pacientů dochází k plnému uzdravení do 6 týdnů od začátku léčby. Obecným

pravidlem pro návrat ke sportovní aktivitě je stav, kdy je pacient schopen bez bolesti a precizně provést všechny posilovací cviky. Pacient by měl být dále veden v aktivaci a posilování HSS. V prvním týdnu se doporučuje sportovat obden a v mírné tréninkové intenzitě. Běžci by se měli v počátečních týdnech vyvarovat běhu z kopce. Během dalších 3-4 týdnů může docházet k pozvolnému zvyšování tempa a uběhnuté vzdálenosti (Fredericson a Wolf, 2005, s. 458).

Terapie zaměřená pouze na uvolnění zkrácených a posílení oslabených svalů je považována za nedostatečnou. Proto je nutno zaměřit se na patologické pohybové stereotypy a odstranit je na základě neuromuskulární reedukace (Willy a Davis, 2011, s. 630).

Při reedukaci je vhodné využít biofeed back vizualni verb an korekci tak verbální zpětné vazby a korekci (Hunter, Louw a Nieker, 2014, s.149). Ke zlepšení neuromotorické kontroly se v terapii využívá balanční trénink, plyometrické cviky (různé typy výskoků, kdy po excentrické kontrakci následuje rychlá koncentrická kontrakce). Při balančním tréninku se využívá nestabilních ploch, kulových úsečí, gymnastických míčů atp. (Caraffa et al., 1996 in Akuthota a Nadler, 2004, s. 91).

#### **1.4.5 Další možnosti terapeutického ovlivnění**

##### *Chirurgická léčba*

V případě, že konzervativní léčba nebyla úspěšná, přistupuje se k léčbě chirurgické. Při chirurgické léčbě dochází k vyjmutí malé trojúhelníkovité části ITT v oblasti laterálního kondylu femuru při 30° flexi v kolenním kloubu (Martens, Libbrecht a Burssens, 1989, s. 652) případně dochází k prodloužení ITT pomocí Z-plastiky (Richards, Barber a Troop, 2003, s. 326-329). Oba chirurgické přístupy vedou k nižšímu namáhání ITT v oblasti laterálního kondylu femoru, a tedy vymizení bolesti (Fredericson a Wolf, 2005, s. 458). V případě první operační techniky autoři uvádí, že 19 z 23 pacientů, kteří byli pooperačně sledováni v průměru 45 měsíců (4 pacienti se nezúčastnili pooperačního sledování) uvádí spokojenost s výsledkem operace a do 7 týdnů od operace byli schopni sportovat bez jakéhokoli omezení. V případě operace pomocí Z-plastiky byli pacienti sledováni po dobu 76 měsíců od operace a uvádí, že u všech 8 pacientů došlo k vyléčení ad integrum a během 8 týdnů byli schopni vykonávat sportovní aktivitu (Berber, Boothby a Troop, 2007 in Strauss et al., 2011, s. 734).

##### *Terapie rázovou vlnou*

Autoři učebnice Fyzikální terapie: Manuál a algoritmy jsou přesvědčeni o škodlivém účinku rázové vlny při terapii funkčních poruch, analgetický efekt považují za důsledek zničení receptorů bolesti a celkové její používání označují za anachronní (Poděbradský a Poděbradská,

2009, str. 187). Weckström a Söderström (2016, str. 168) srovnávali vliv manuální terapie a rázové vlny na snížení bolesti u běžců s ITBS. Autoři došli k závěru, že snížení bolestivého vjemu bylo dosaženo oběma způsoby terapie a dále navrhuji provést zkoumání zaměřené na porovnání efektivity snížení bolesti při kombinaci předchozích dvou způsobů terapie vzhledem k terapii pouze jedním způsobem.

#### **1.4.6 Specifika terapie u cyklistů a běžců**

Holmes, Pruitt a Whalen (1993, s. 421) u cyklistů s akutními projevy ITBS doporučují po dobu jednoho týdne jet v mírném tempu bez bolesti tacky a minimálně dva týdny opocet na poloinusnížit počet ujetých kilometrů za týden minimálně na polovinu na dobu dvou týdnů, vyhýbat se kopcovitému terénu po dobu minimálně dvou týdnů, jízdu v mírném tempu bez bolesti (80 otáček/minutu při nízkých převodech) po dobu 1 týdne.

U cyklistů je nutností zkontrolovat velikost rámu a správné nastavení posedu a nášlapných pedálů tak, aby nedocházelo k přetěžování ITT. V případě zvýšené vnitřní rotace tibie a pronace nohy se doporučuje používání ortopedických vložek, zajišťujících pasivní korekci (Wanich et al., 2007, s. 751).

Korekce rozdílné délky dolních končetin u cyklistů se provádí nastavením výšky sedla tak, aby byla delší končetina v ideálním postavení a kratší noha se vypodloží (Holmes, Pruitt a Whalen, 1993, s. 421).

Běžcům se doporučuje běhat v botách s měkčí podrážkou, boty měnit po 480 až 800 uběhnutých kilometrech, při plochonoží používat vložky do bot, při zvýšené klenbě používat boty s dobrým tlumivým efektem, nechat si upravit podrážku v oblasti paty postižené dolní končetiny tak, aby došlo ke korekci nadměrné everze či inverze paty při kontaktu nohy s podložkou. Rozdíly v délce končetin se korigují vyvýšením mezipodešve boty kratší dolní končetiny a to tak, že v oblasti paty je zajištěna 100 % korekce délek, uprostřed chodila 50% korekce a 25% korekce v přední části plosky nohy (Pinshaw et al., 1984 in van der Worp et al., 2012, s. 18).

## ZÁVĚR

Syndrom iliotibiálního traktu se projevuje bolestí laterální strany kolene, ale studie ukazují, že příčina bolestí se zpravidla nachází ve více či méně vzdálených tělesných segmentech, příčinou však může být i nezvládnutí ideálního pohybového stereotypu ať už se jedná o běh, či jízdu na kole. Komplexní pohled na pacienta včetně kontroly sportovního vybavení (např. nastavení cyklistického posedu nebo míra opotřebování běžeckých bot) je tedy jedním z pilířů úspěšné léčby.

Tato práce ukazuje, že informace věnující se problematice syndromu iliotibiálního traktu nejsou jednotné a mnohdy si dokonce odporují. Úkolem příštích studií a článků by mělo být především sjednocení anatomické nomenklatury, která svou složitostí a rozdílností mnohdy brání nebo jsou příčinou špatného pochopení etiopatogeneze syndromu. Budoucí studie by se dále měly zaměřit na objasnění vlivu posilování abduktorů kyčelního kloubu ve vztahu k léčbě ITBS.

I přes nejednotný přístup k terapii se autoři studií zaměřených na problematiku ITBS shodují na tom, že léčba má být vedena kauzálně, nikoli pouze symptomaticky. Sportovci jsou specifickou skupinou, která je schopna dlouhodobě snášet určitou míru diskomfortu při vykonávání sportovní aktivity. Z tohoto důvodu je vyžadován rozdílný terapeutický přístup než u běžné populace. Po odstranění akutní bolesti se mnozí pacienti snaží o co nejrychlejší návrat k aktivitě, a to i proto, aby neztratili dříve získanou fyzickou kondici. Pacienta je proto nutné seznámit s příčinou vzniku „jeho“ problému a vysvětlit mu, že pokud nedojde k reedukaci hybných stereotypů, změně tréninkového plánu atp. problémy se budou neustále opakovat a stupňovat.

Závěrem je nutno z fyzioterapeutického pohledu podotknout, že i při volbě rekreační sportovní aktivity by měl jedinec myslet na svou tělesnou konstituci především proto, aby si volbou nevhodného sportu nezpůsobil zranění z přetížení. Tohoto zhodnocení však běžný člověk není schopen a představa vyšetřování každého jedince za účelem stanovení optimální sportovní aktivity je utopii.



## LITERATURA A PRAMENY

AKUTHOTA, V., NADLER, S. F. 2004. Core strengthening. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **85**, 86-92 [cit. 2018-04-18]. DOI: 10.1053/j.apmr.2003.12.005. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999303012358>.

ALGAFLY, A. A, GEORGE, K. P, HERRINGTON, L. 2007. The effect of cryotherapy on nerve conduction velocity, pain threshold and pain tolerance. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **41**(6), 365-369 [cit. 2018-04-20]. DOI: 10.1136/bjism.2006.031237. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.2006.031237>.

ALTER, M. J. *Strečink: 311 protahovacích cviků pro 41 sportů*. 1. vyd. Praha: Grada, 1998. 232 s. ISBN 80-716-9763-X.

BAKER, R. L., FREDERICSON, M. 2016. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America* [online]. **27**(1), 53-77 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.08.001. ISSN 10479651. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1047965115000650>.

BAKER, R. L., SOUZA, R. B., FREDERICSON, M. 2011. Iliotibial Band Syndrome: Soft Tissue and Biomechanical Factors in Evaluation and Treatment. *PM&R* [online]. **3**(6), 550-561 [cit. 2017-11-20]. DOI: 10.1016/j.pmrj.2011.01.002. ISSN 19341482. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1934148211000268>.

BENJAMIN, M. 2004. Adipose tissue at entheses: the rheumatological implications of its distribution. A potential site of pain and stress dissipation? *Annals of the Rheumatic Diseases* [online]. **63**(12), 1549-1555 [cit. 2018-03-11]. DOI: 10.1136/ard.2003.019182. ISSN 0003-4967. Dostupné z: <http://ard.bmj.com/cgi/doi/10.1136/ard.2003.019182>.

BIRNBAUM, K., SIEBERT, C. H., PANDORF, T., SCHOPPHOFF, E., PRESCHER, A., NIETHARD, F. U. 2004. Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract. *Surgical and Radiologic Anatomy* [online]. **26**(6), 433-446 [cit. 2017-11-22]. DOI: 10.1007/s00276-004-0265-8. ISSN 0930-1038. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00276-004-0265-8>.

BRUKNER, P., KHAN, K. 2012. *Brukner & Khan's Clinical sports medicine*. 4th ed. Sydney: McGraw-Hill. ISBN 978-0070998131.

BRUNO P. 2014. The use of “stabilization exercises” to affect neuromuscular control in the lumbopelvic region: a narrative review. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*. 2014;58(2):119-130. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4025082/>.

BTL. 2018. *Pokročilé rehabilitační systémy – Robotika* [online]. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: <https://www.btl.cz/produkty-fyzioterapie-pokrocile-rehabilitacni-systemy>.

BUCZEK, F. L., CAVANAGH, P.R. 1990. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. *Med. Sci. Sports Exerc*, 22 (5), 669—677, [online], [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: <https://eduweb.hhs.nl/~bergwandelen/documents/Stance%20phase%20knee%20and%20ankle%20kinematics%20and%20kinetics%20during%20level%20and%20downhill%20walking.pdf>.

CLAES, S., VEREECKE, E., MAES, M., VICTOR, J., VERDONK, P., BELLEMANS, J. 2013. Anatomy of the anterolateral ligament of the knee. *Journal of Anatomy* [online]. **223**(4), 321-328 [cit. 2018-03-18]. DOI: 10.1111/joa.12087. ISSN 00218782. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/joa.12087>.

CLARKSON, H. M. 2005. *Joint motion and function assessment: a research-based practical guide (2<sup>nd</sup> rev. ed.)*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 978-0781740616.

COSTA, M.L, MARSHALL, T., DONELL, S.T., PHILLIPS, H. 2004. Knee synovial cyst presenting as iliotibial band friction syndrome. *The Knee* [online]. **11**(3), 247-248 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1016/j.knee.2003.07.003. ISSN 09680160. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0968016003001169>.

ČIHÁK, Radomír. 2001. *Anatomie*. 2. upravené a doplněné vydání. Ilustroval Milan MED. Praha: Grada. ISBN 8071699705.

DARRELL, J. A. 2014. Treatment of distal iliotibial band syndrome in a long distance runner with gait re-training emphasizing step rate manipulation. *International journal of sports physical therapy*. 9. 222-231. [cit. 2017-3-17]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4004127/pdf/ijsp-04-222.pdf>.

DEVAN, M., PESCATELLO, L. S., FAGHRI, P., ANDERSON, J. 2004. A Prospective Study of Overuse Knee Injuries Among Female Athletes With Muscle Imbalances and Structural Abnormalities. *Journal of athletic training*. 39. 263-267. [cit. 2017-3-20]. Dostupné z: [http://www.braceworks.ca/wp-content/uploads/2015/08/attr\\_39\\_03\\_0263.pdf](http://www.braceworks.ca/wp-content/uploads/2015/08/attr_39_03_0263.pdf).

DUBIN J. 2006. Evidence Based Treatment for Iliotibial Band Friction Syndrome, *Sports Therapy*. [cit. 2018-4-2]. Dostupné z: <https://dubinchiro.com/wordpress/wp-content/uploads/2014/04/Dubin-Iliotibial.pdf>.

DUNN, T., HELLER, C. A., MCCARTHY, S. W., 2003. Anatomical study of the “trochanteric bursa”. *Clinical Anatomy* [online]. **16**(3), 233-240 [cit. 2017-11-28]. DOI: 10.1002/ca.10084. ISSN 08973806. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/ca.10084>.

DVOŘÁK, R. 2003. *Základy kinezioterapie*. 2. přeprac. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 8024406098.

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

EKMAN, E. F., POPE, T., MARTIN, D. F., CURL, W. W. 1994. Magnetic Resonance Imaging of Iliotibial Band Syndrome. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **22**(6), 851-854 [cit. 2018-04-02]. DOI: 10.1177/036354659402200619. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659402200619>.

ELLIS, R., HING, W., REID, D. 2007. Iliotibial band friction syndrome—A systematic review. *Manual Therapy* [online]. **12**(3), 200-208 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1016/j.math.2006.08.004. ISSN 1356689X. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1356689X06001470>.

EVANS P. 1979. The postural function of the iliotibial tract. *Annals of the Royal college of surgeons of England*. 61. s. 271-280. [cit. 2018-2-18]. Dostupné z: <http://pubmedcentralcanada.ca/pmcc/articles/PMC2492187/pdf/annrcse01495-0022.pdf>.

FAIRCLOUGH, J., HAYASHI, K., TOUMI, H., LYONS, K., BYDDER, G., PHILLIPS, N., BEST, T. M., BENJAMIN, M. 2006. The functional anatomy of the iliotibial band during flexion and extension of the knee: implications for understanding iliotibial band syndrome. *Journal of Anatomy* [online]. **208**(3), 309-316 [cit. 2017-12-03]. DOI: 10.1111/j.1469-7580.2006.00531.x. ISSN 0021-8782. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7580.2006.00531.x>.

FALLON, K E. 1996. Musculoskeletal injuries in the ultramarathon: the 1990 Westfield Sydney to Melbourne run. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **30**(4), 319-323 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1136/bjism.30.4.319. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.30.4.319>.

FALVEY, E. C., CLARK, R. A., FRANKLYN-MILLER, A., BRYANT, A. L., BRIGGS, C., MCCRORY, P. R. 2010. Iliotibial band syndrome: an examination of the evidence behind a number of treatment options. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* [online]. **20**(4), 580-587 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2009.00968.x. ISSN 09057188. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1600-0838.2009.00968.x>.

FARRELL, K. C., REISINGER, K. D., TILLMAN, M. D. 2003. Force and repetition in cycling: possible implications for iliotibial band friction syndrome. *The Knee* [online]. **10**(1), 103-109 [cit. 2018-03-31]. DOI: 10.1016/S0968-0160(02)00090-X. ISSN 09680160. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096801600200090X>.

FETTO, J., LEALI, A., MOROZ, A. 2002. Evolution of the Koch model of the biomechanics of the hip: clinical perspective. *Journal of Orthopaedic Science* [online]. **7**(6), 724-730 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1007/s007760200130. ISSN 09492658. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0949265815331249>.

FITSLIDE. 2017. *Cviky s fitslide* [online]. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: <https://fitslide.eu/cs/cviky-s-fitslide/>.

FLATO, R., PASSANANTE, G. J., SKALSKI, M. R., PATEL, D. B., WHITE, E. A., MATCUK, G. R. 2017. The iliotibial tract: imaging, anatomy, injuries, and other pathology. *Skeletal Radiology* [online]. **46**(5), 605-622 [cit. 2017-11-18]. DOI: 10.1007/s00256-017-2604-y. ISSN 0364-2348. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00256-017-2604-y>.

FREDERICSON, M., COOKINGHAM, C. L., CHAUDHARI, A. M., DOWDELL B. C., OESTREICHER, N., SAHRMANN, S. A. 2000. Hip Abductor Weakness in Distance Runners with Iliotibial Band Syndrome. *Clin J Sport Med* [online]. **10**(3), 169-175 [cit. 2018-03-30]. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download;jsessionid=041DF72D6BDCA4A8EDBA1F6975CFBFCC?doi=10.1.1.477.4812&rep=rep1&type=pdf>.

FREDERICSON, M., GUILLET, M., DEBENEDICTIS, L. 2000. Quick Solutions for Iliotibial Band Syndrome. *The Physician and Sportsmedicine* [online]. 2000, **28**(2), 52-68 [cit. 2018-04-15]. DOI: 10.3810/psm.2000.02.693. ISSN 0091-3847. Dostupné z: <http://www.tandfonline.com/doi/full/10.3810/psm.2000.02.693>.

FREDERICSON, M., WEIR, A. 2006. Practical Management of Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *Clinical Journal of Sport Medicine* [online]. **16**(3), 261-268 [cit. 2018-04-15]. DOI: 10.1097/00042752-200605000-00013. ISSN 1050-642X. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00042752-200605000-00013>.

FREDERICSON, M., WOLF, CH. 2005. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Medicine*[online]. **35**(5), 451-459 [cit. 2018-03-30]. DOI: 10.2165/00007256-200535050-00006. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200535050-00006>.

GALIUTO, L. 2016. The Use of Cryotherapy in Acute Sports Injuries. *Ann Sports Med Res* 3(2): 1060. Dostupné z: <https://www.jsimedcentral.com/SportsMedicine/sportsmedicine-3-1060.pdf>.

GIBBONS, J. 2013. How to treat Runners Knee / iliotibial band friction syndrome with kinesiology Tape. In: *Youtube*[online]. [cit. 2018-04-18]. Dostupné z: <https://www.youtube.com/watch?v=0FwoBApDF54>.

GOTTSCHALK, F., KOUROSH, S., LEVEAU, B. 1989. The functional anatomy of tensor fasciae latae and gluteus medius and minimus. *Journal of Anatomy*, 166, 179–189 [cit. 2018-03-31]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1256751>.

GRAU, S., KRAUSS, I., MAIWALD, C., BEST, R., HORSTMANN, T. 2008. Hip Abductor Weakness is not the Cause for Iliotibial Band Syndrome. *International Journal of Sports Medicine* [online]. **29**(7), 579-583 [cit. 2018-03-31]. DOI: 10.1055/s-2007-989323. ISSN 0172-4622. Dostupné z: <http://www.thieme-connect.de/DOI/DOI?10.1055/s-2007-989323>.

GREY, M. J., LADOUCEUR, M., ANDERSEN, J. B., NIELSEN, J. B., SINKJAER, T. 2001. Group II muscle afferents probably contribute to the medium latency soleus stretch reflex during walking in humans. *The Journal of Physiology* [online]. **534**(3), 925-933 [cit. 2018-04-20]. DOI: 10.1111/j.1469-7793.2001.00925.x. ISSN 00223751. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1111/j.1469-7793.2001.00925.x>.

GROSS, Jeffrey M., Joseph FETTO a Elaine Rosen SUPNICK. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.

GYARAN, I. A., SPIEZIA, F., HUDSON, Z., MAFFULLI, N. 2011. Sonographic measurement of iliotibial band thickness: an observational study in healthy adult volunteers. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **19**(3), 458-461 [cit. 2018-04-02]. DOI: 10.1007/s00167-010-1269-z. ISSN 0942-2056. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-010-1269-z>.

HARIRI, S., SAVIDGE, E. T., REINOLD, M. M., ZACHAZEWSKI, J., GILL, T. J. 2017. Treatment of Recalcitrant Iliotibial Band Friction Syndrome with Open Iliotibial Band Bursectomy. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **37**(7), 1417-1424 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1177/0363546509332039. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546509332039>.

HARVEY, D. 1998. Assessment of the flexibility of elite athletes using the modified Thomas test. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **32**(1), 68-70 [cit. 2018-03-30]. DOI: 10.1136/bjism.32.1.68. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjism.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.32.1.68>.

HAYNES, W. 2004. Core stability and the unstable platform device. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2004, **8**(2), 88-103 [cit. 2018-04-21]. DOI: 10.1016/S1360-8592(03)00061-5. ISSN 13608592. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859203000615>.

HERBST, E., BURNHAM, J. M., ALBERS, M., MUSAHL, V., FU, F. H. 2017. Layer-by-Layer Anatomy of the Anterolateral Complex of the Knee. *Operative Techniques in Orthopaedics* [online]. **27**(2), 91-95 [cit. 2017-11-22]. DOI: 10.1053/j.oto.2017.02.002. ISSN 10486666. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1048666617300198>.

HIRSCHMANN, M. T., MÜLLER, W. 2015. Complex function of the knee joint: the current understanding of the knee. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy* [online]. **23**(10), 2780-2788 [cit. 2018-03-17]. DOI: 10.1007/s00167-015-3619-3. ISSN 0942-2056. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00167-015-3619-3>.

HOLMES, J. C., PRUITT, A. L., WHALEN, N. J. 2016. Iliotibial band syndrome in cyclists. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **21** (3), 419-424 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1177/036354659302100316. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659302100316>.

HUANG, B. K., CAMPOS, J. C., PESCHKA, P. G. M., PRETTERKLIEBER, M. L., SKAF, A. Y., CHUNG, Ch. B., PATHRIA, M. N. 2013. Injury of the Gluteal Aponeurotic Fascia and Proximal Iliotibial Band: Anatomy, Pathologic Conditions, and MR Imaging. *RadioGraphics* [online]. **33**(5), 1437-1452 [cit. 2017-11-21]. DOI: 10.1148/rg.335125171. ISSN 0271-5333. Dostupné z: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.335125171>.

CHAITOW, Leon. a Helge. FRANKE. 2013. *Muscle energy techniques*. 4th ed. New York: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 978-0-7020-4653-7.

CHEN, C. K. H., YEH, L., CHANG, W. N., PAN, H. B., YANG, Ch. F. 2006. MRI Diagnosis of Contracture of the Gluteus Maximus Muscle. *American Journal of Roentgenology*[online]. **187**(2), 169-174 [cit. 2018-02-18]. DOI: 10.2214/AJR.05.0319. ISSN: 0361 - 803x. Dostupné z: <http://www.ajronline.org/doi/10.2214/AJR.05.0319>.

ISUSI, M., OLEAGA, L., CAMPO, M., GRANDE, D. 2007. Hallazgos en resonancia magnética en el síndrome de fricción de la banda iliotibial. A propósito de dos casos. *Radiología* [online]. **49**(6), 433-435 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1016/S0033-8338(07)73816-X. ISSN 00338338. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S003383380773816X>.

JEBAVÝ, R. 2017. *Rozvoj silových schopností na nestabilních plochách*. Praha: Univerzita Karlova, nakladatelství Karolinum, 2017, 194 s. ISBN 978-80-246-3665-8.



JONES, N.F., EADIE, P. 1991. Pacinian corpuscle hyperplasia in the hand. *The Journal of Hand Surgery* [online]. **16**(5), 865-869 [cit. 2018-03-11]. DOI: 10.1016/S0363-5023(10)80151-0. ISSN 03635023. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0363502310801510>.

JUHN, M. S. 1999. Patellofemoral Pain Syndrome: A Review and Guidelines for Treatment. *The American Family Physician*. 60, s. 2012-22, [online], [cit. 2018-05-20]. Dostupné z <https://www.aafp.org/afp/1999/1101/p2012.html>.

KAPANDJI, I. A. 1987. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. Eng. ed. of the 5th ed. New York: Churchill Livingstone. ISBN 0-443-03618-7.

KAPLAN, E.B. 1958. The iliotibial tract; clinical and morphological significance. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*. 40 - A (4). 817-832 [cit. 2018-02-18]. Dostupné z: <https://doi.org/10.2106/00004623-195840040-00006>.

KIBLER, W B., PRESS, J. SCIASCIA, A. 2006. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine* [online]. **36**(3), 189-198 [cit. 2018-04-14]. DOI: 10.2165/00007256-200636030-00001. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.2165/00007256-200636030-00001>.

KIRK K.L., KUKLO T., KLEMME W. Iliotibial band friction syndrome. *Orthopedics*. 2000 Nov;23(11) 1209-14. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11103969>.

KOCH, J. C. 1917. The laws of bone architecture. *American Journal of Anatomy* [online]. **21**(2), 177-298 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1002/aja.1000210202. ISSN 0002-9106. Dostupné z: <http://doi.wiley.com/10.1002/aja.1000210202>.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KRAEMER, R., KNOBLOCH, K. 2009. A Soccer-Specific Balance Training Program for Hamstring Muscle and Patellar and Achilles Tendon Injuries. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **37**(7), 1384-1393 [cit. 2018-04-21]. DOI: 10.1177/0363546509333012. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/0363546509333012>.

LAVINE, R. 2010. Iliotibial band friction syndrome. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine* [online]. **3** (1-4), 18-22 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1007/s12178-010-9061-8. ISSN 1935-973X. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s12178-010-9061-8>.

LEETUN, D. T., IRELAND, M. L., WILLSON, J. D., BALLANTYNE, B. T., DAVIS, I. M. 2004. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **36**(6), 926-934 [cit. 2018-04-14]. DOI: 10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-200406000-00003>.

LEWIT, K. 2003. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J.E. Purkyně. ISBN 8086645045.

LINENGER, J. M., CHRISTENSEN, CH. P. 1992. Is Iliotibial Band Syndrome Often Overlooked?. *The Physician and Sportsmedicine* [online]. **20**(2), 98-108 [cit. 2018-04-02]. DOI: 10.1080/00913847.1992.11947411. ISSN 0091-3847. Dostupné z: <https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/00913847.1992.11947411>.

LOBENHOFFER, P., POSEL, P., WITT, S., PIEHLER, J., WIRTH, C. J. 1987. Distal femoral fixation of the iliotibial tract. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* [online]. **106** (5), 285-290 [cit. 2018-02-18]. ISSN 0344-8444. DOI: 10.1007/BF00454335. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/BF00454335>.

LOUW, M., DEARY, C. 2014. 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]. **15**(1), 64-75 [cit. 2017-11-22]. DOI: 10.1016/j.ptsp.2013.07.002. ISSN 1466853x. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1466853X13000667>.

LUNDBERG, A., SVENSSON, O. K., BYLUND, C., SELVIK, G. 2017. Kinematics of the Ankle/Foot Complex—Part 3: Influence of Leg Rotation. *Foot & Ankle* [online]. **9**(6), 304-309 [cit. 2018-03-31]. DOI: 10.1177/107110078900900609. ISSN 0198-0211. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/107110078900900609>.

MARTENS, M., LIBBRECHT, P., BURSSSENS, A. 1989. Surgical treatment of the iliotibial band friction syndrome. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **17**(5), 651-654 [cit. 2018-04-15]. DOI: 10.1177/036354658901700511. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354658901700511>.

MESSIER, S. P., EDWARDS, D. G., MARTIN, D. F., LOWERY, R. B., CANNON, D. W., JAMES, M. K., CURL, W. W., READ, H. M., HUNTER D. M. 1995. Etiology of iliotibial band friction syndrome in distance runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **27**(7), 951-960 [cit. 2018-03-31]. DOI: 10.1249/00005768-199507000-00002. ISSN 0195-9131. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00005768-199507000-00002>.

MILLER, R. H., LOWRY, J. L., MEARDON, S. A., GILLETTE, J. C. 2007. Lower extremity mechanics of iliotibial band syndrome during an exhaustive run. *Gait & Posture* [online]. **26**(3), 407-413 [cit. 2018-04-02]. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.10.007. ISSN 09666362. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S096663620600316X>.

MUHLE, C., AHN, J. M., YEH, L. R., BERGMAN, G. A., BOUTIN, R. D., SCHWEITZER, M., JACOBSON, J. A., HAGHIGHI, P., TRUDELL, D. J., RESNICK, D. 1999. Iliotibial Band Friction Syndrome: MR Imaging Findings in 16 Patients and MR Arthrographic Study of Six Cadaveric Knees. *Radiology* [online]. **212**(1), 103-110 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1148/radiology.212.1.r99j129103. ISSN 0033-8419. Dostupné z: <http://pubs.rsna.org/doi/10.1148/radiology.212.1.r99j129103>.

NEMETH, W. C., SANDERS, B. L. 1996. The lateral synovial recess of the knee: Anatomy and role in chronic iliotibial band friction syndrome. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* [online]. **12**(5), 574-580 [cit. 2018-03-23]. DOI: 10.1016/S0749-8063(96)90197-8. ISSN 07498063. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0749806396901978>.

NOAKES, T. *Lore of running*. (3<sup>rd</sup> ed.). Champaign, IL: Leisure Press, 1991. ISBN 0-88011-438-x.

NOBLE, C. A. 1979. The treatment of iliotibial band friction syndrome. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **13**(2), 51-54 [cit. 2018-03-30]. DOI: 10.1136/bjism.13.2.51. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjism.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.13.2.51>.

NOEHREN, B., DAVIS I., HAMILL, J. 2007. ASB Clinical Biomechanics Award Winner 2006. *Clinical Biomechanics* [online]. **22**(9), 951-956 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.07.001. ISSN 02680033. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0268003307001404>.

NOEHREN, B., SCHMITZ, A., HEMPEL, R., WESTLAKE, C., BLACK, W. 2014. Assessment of Strength, Flexibility, and Running Mechanics in Men With Iliotibial Band Syndrome. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **44**(3), 217-222 [cit. 2018-04-01]. DOI: 10.2519/jospt.2014.4991. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2014.4991>.

OBER, F. R. 1935. Back strain and sciatica. *JAMA: The Journal of the American Medical Association* [online]. **104**(18), 1580-1583 [cit. 2018-03-30]. DOI: 10.1001/jama.1935.02760180012004. ISSN 0098-7484. Dostupné z: <http://jama.jamanetwork.com/article.aspx?doi=10.1001/jama.1935.02760180012004>.

O'HORA, J., CARTWRIGHT, A., WADE, C. D., HOUGH, A. D., SHUM, G. L. K. 2011. Efficacy of Static Stretching and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretch on Hamstrings Length After a Single Session. *Journal of Strength and Conditioning Research* [online]. **25**(6), 1586-1591 [cit. 2018-04-21]. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3181df7f98. ISSN 1064-8011. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/crossref?an=00124278-201106000-00015>.

ORAVA, S. 1978. Iliotibial tract friction syndrome in athletes--an uncommon exertion syndrome on the lateral side of the knee. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **12**(2), 69-73 [cit. 2018-03-30]. DOI: 10.1136/bjism.12.2.69. ISSN 0306-3674. Dostupné z: <http://bjsm.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.12.2.69>.

ORCHARD, J. W., FRICKER, P. A., ABUD, A. T., MASON, B. R. 1996. Biomechanics of Iliotibial Band Friction Syndrome in Runners. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **24**(3), 375-379 [cit. 2018-03-31]. DOI: 10.1177/036354659602400321. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659602400321>.

OTTE, J. W., MERRICK, M. A., INGERSOLL, CH. D., CORDOVA, M. L. 2002. Subcutaneous adipose tissue thickness alters cooling time during cryotherapy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **83**(11), 1501-1505 [cit. 2018-04-20]. DOI: 10.1053/apmr.2002.34833. ISSN 00039993. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0003999302002423>.

PAGE, P. 2012. Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 7(1), 109–119 [cit. 2018-04-21]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3273886/>.

PAINTAL, A. S. 1965. Block of conduction in mammalian myelinated nerve fibers by low temperatures. *J. Physiol.* 180, 1-19, [online], [cit. 2018-04-20]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1357365/>.

PAOLETTI, S. 2009. *Fascie: anatomie, dysfunkce, léčení = The fasciae: anatomy, dysfunction and treatment*. Ilustroval Peter SOMMERFELD. Olomouc: Poznání. ISBN 978-80-86606-91-0.

PODĚBRADSKÝ, J., PODĚBRADSKÁ, R. 2009. *Fyzikální terapie: manuál a algoritmy*. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-2899-5.

POWERS, Ch. M. 2010. The Influence of Abnormal Hip Mechanics on Knee Injury: A Biomechanical Perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **40**(2), 42-51 [cit. 2018-04-14]. DOI: 10.2519/jospt.2010.3337. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2010.3337>.

RICHARDS, D. P., BARBER, F. A., TROOP, R. L. 2003. Iliotibial band Z-lengthening. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery* [online]. **19**(3), 326-329 [cit. 2018-04-15]. DOI: 10.1053/jars.2003.50081. ISSN 07498063. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0749806302377065>.

ROEMER, F.W., JARRAYA, M., FELSON, D.T., HAYASHI, D., CREMA, M.D., LOEUILLÉ, D., GUERMAZI, A. 2016. Magnetic resonance imaging of Hoffa's fat pad and relevance for osteoarthritis research: a narrative review. *Osteoarthritis and Cartilage* [online]. **24**(3), 383-397 [cit. 2018-03-11]. DOI: 10.1016/j.joca.2015.09.018. ISSN 10634584. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1063458415013321>.

ROSENTHAL, M. D. 2008. Clinical Testing for Extra-Articular Lateral Knee Pain. A Modification and Combination of Traditional Tests. *North American Journal of Sports Physical Therapy* [online]. **3**(2), 107–109. [cit. 2018-03-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2953323/pdf/najspt-03-107.pdf>.

SCHIEPPATI, M., NARDONE, A. 1997. Medium-latency stretch reflexes of foot and leg muscles analysed by cooling the lower limb in standing humans. *The Journal of Physiology*. **503**(3):691-698. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1159851/>.

STANDRING, S., BORLEY, N. R., COLLINS, P. et al. 2008. *Gray's anatomy: the anatomical basis of clinical practice*. 40th ed., anniversary ed. Edinburgh: Churchill Livingstone/Elsevier. ISBN 9780443066849.

STECCO, A., GILLIAR W., HILL R., FULLERTON B., STECCO C. 2013. The anatomical and functional relation between gluteus maximus and fascia lata. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. **17** (4), 512-517 [cit. 2017-11-22]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2013.04.004. ISSN 13608592. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859213000648>.

STECCO, C., HAMMER, W. I. 2015. *Functional atlas of the human fascial system*. Edinburgh: Elsevier, ISBN 978-0-7020-4430-4.

STECCO, C., PORZIONATO, A., LANCEROTTO, L., STECCO, A., MACCHI, V., ANN DAY, J., CARO, R. De. 2008. Histological study of the deep fasciae of the limbs. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. **12**(3), 225-230 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1016/j.jbmt.2008.04.041. ISSN 13608592. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1360859208000806>.

STECCO, C., STERN, R., PORZIONATO, A., MACCHI, V., MASIERO, S., STECCO, A., CARO, R. De. 2011. Hyaluronan within fascia in the etiology of myofascial pain. *Surgical and Radiologic Anatomy*[online]. **33**(10), 891-896 [cit. 2018-03-13]. DOI: 10.1007/s00276-011-0876-9. ISSN 0930-1038. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s00276-011-0876-9>.

STRAUSS, E. J., KIM, S., CALCEI, J. G., PARK, D. 2011. Iliotibial Band Syndrome: Evaluation and Management. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 19. 728-36. DOI: [10.5435/00124635-201112000-00003](https://doi.org/10.5435/00124635-201112000-00003).

TAUNTON, J E., MICHAEL, R., CLEMENT, D. B., MCKENZIE, D., LLOYD-SMITH, D. R., ZUMBO, B. D. 2002. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **36**(2), 95-101 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1136/bjism.36.2.95. ISSN 03063674. Dostupné z: <http://bjism.bmj.com/cgi/doi/10.1136/bjism.36.2.95>.

TENFORDE, A. S., SAYRES, L. C., MCCURDY, M. L., COLLADO, H., SAINANI, K. L., FREDERICSON, M. 2011. Overuse Injuries in High School Runners: Lifetime Prevalence and Prevention Strategies. *PM&R* [online]. **3**(2), 125-131 [cit. 2018-03-20]. DOI: 10.1016/j.pmrj.2010.09.009. ISSN 19341482. Dostupné z: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1934148210011573>.

TERRY, G. C., HUGHSTON, J. C., NORWOOD. 1986. The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **14**(1), 39-45 [cit. 2017-11-29]. DOI: 10.1177/036354658601400108. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354658601400108>.

TERRY, G. C., NORWOOD, L. A., HUGHSTON, J. C., CALDWELL, K. M. 1993. How iliotibial tract injuries of the knee combine with acute anterior cruciate ligament tears to influence abnormal anterior tibial displacement. *The American Journal of Sports Medicine* [online]. **21**(1), 55-60 [cit. 2017-12-03]. DOI: 10.1177/036354659302100110. ISSN 0363-5465. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/10.1177/036354659302100110>.

THE BEACH COMPANY. 2018. [online]. [cit. 2018-04-24]. Dostupné z: <https://www.thebeachcompany.in/collections/swimequipmentandgear/products/axis-pull-buoy-1>.

UNVERZAGT, C., BERGLUND, K., THOMAS, J.J. Dry needling for myofascial trigger point pain: a clinical commentary. 2015. *International Journal of Sports Physical Therapy*. 10(3):402-418. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4458928/>.

VAN DER WORP, M. P., VAN DER HORST, N., DE WIJER, A., BACKX, F. J. G., NIJHUIS-VAN DER SANDEN, M. W. G. Iliotibial Band Syndrome in Runners. *Sports Medicine*[online]. 2012, **42**(11), 969-992 [cit. 2018-03-30]. DOI: 10.2165/11635400-000000000-00000. ISSN 0112-1642. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00007256-201242110-00005>.



VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. Vyd. 2., (V Tritonu 1.). Praha: Triton. ISBN 80-7254-837-9.

VLEEMING, A., POOL-GOUZWAARD, A. L., STOECKART, R., VAN WINGERDEN, J.P., SNIJDERS, C. J. 1995. The posterior layer of the thoracolumbar fascia. Its function in load transfer from spine to legs. 20(1), 753-758. [cit. 2018-02-18]. Dostupné z: <http://dx.doi.org/10.1097/00007632-199504000-00001>.

WANICH, T., HODGKINS, CH., COLUMBIER, J-A., MURASKI, E., KENNEDY, J. G. 2007. Cycling Injuries of the Lower Extremity. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons* [online]. 15(12), 748-756 [cit. 2018-04-15]. DOI: 10.5435/00124635-200712000-00008. ISSN 1067-151X. Dostupné z: <http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00124635-200712000-00008>.

WECKSTRÖM, K., SÖDERSTRÖM, J. 2016. Radial extracorporeal shockwave therapy compared with manual therapy in runners with iliotibial band syndrome. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation* [online]. 29(1), 161-170 [cit. 2018-04-18]. DOI: 10.3233/BMR-150612. ISSN 10538127. Dostupné z: <http://www.medra.org/servlet/aliasResolver?alias=iospress&doi=10.3233/BMR-150612>.

WILLY, R. W., DAVIS, I. S. 2011. The Effect of a Hip-Strengthening Program on Mechanics During Running and During a Single-Leg Squat. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. 41(9), 625-632 [cit. 2018-04-18]. DOI: 10.2519/jospt.2011.3470. ISSN 0190-6011. Dostupné z: <http://www.jospt.org/doi/10.2519/jospt.2011.3470>.

WU, C.C., SHIH, C.H. The influence of iliotibial tract on patellar tracking. *Orthopedics* [online]. 2004, 27(2), 199-203. [cit. 2018-02-26]. Dostupné z: <http://m4.wyanokecdn.com/649a15f904047951c79ab6a341225484.pdf>.

ZEMAN, T., NOVÁK, Z., CHRASTINA, J. 2013. Patofyziologie svalstva trupu aneb je cyklistika rizikovým faktorem po operaci výhřezu bederní meziobratlové ploténky. *Neurologie pro praxi* [online]. 14(1): 42–44. [cit. 2018-04-14]. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2013/01/10.pdf>.

ZIMNY, L. M., Wink, S. C. 1991. Neuroreceptors in the tissues of the knee joint. *Journal of electromyography and kinesiology: official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 1. 148-57. DOI: [10.1016/1050-6411\(91\)90031-Y](https://doi.org/10.1016/1050-6411(91)90031-Y).

ZIMNY, M. L. 1988. Mechanoreceptors in articular tissues. *Am. J. Anat.*, 182: 16–32. DOI: [10.1002/aja.1001820103](https://doi.org/10.1002/aja.1001820103).

## SEZNAM ZKRATEK

ALL	anterolaterální ligamentum
EMG	elektromyografie
FL	fascia lata
HSS	hluboký stabilizační systém
ITBFS	syndrom iliotibiálního traktu způsobený třením (z angl. iliotibial band friction syndrome)
	ITBS syndrom iliotibiálního traktu (z angl. iliotibial band syndrome)
ITT	iliotibiální trakt
LCA	ligamentum cruciatum anterius
lig.	ligamentum
m. TFL	musculus tensor fasciae latae
m.	musculus
mm.	musculi
MRI	magnetická rezonance (z angl. magnetic resonance imaging)
PNF	proprioceptivní neuromuskulární facilitace
TrPs	spoušťové body (z angl. triggerpoints)
VAS	vizuální analogová škála bolesti (z angl. visual analog scale)

## SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Ilustrace úponů ITT (Flato et al., 2017, s. 607) .....	10
Obrázek 2 Asymetrický stoj (Evans, 1979, s. 275) .....	17
Obrázek 3 Laterolaterální stabilita dosažená oporou o hůl (Evans, 1979, s. 275) .....	17

## **SEZNAM TABULEK**

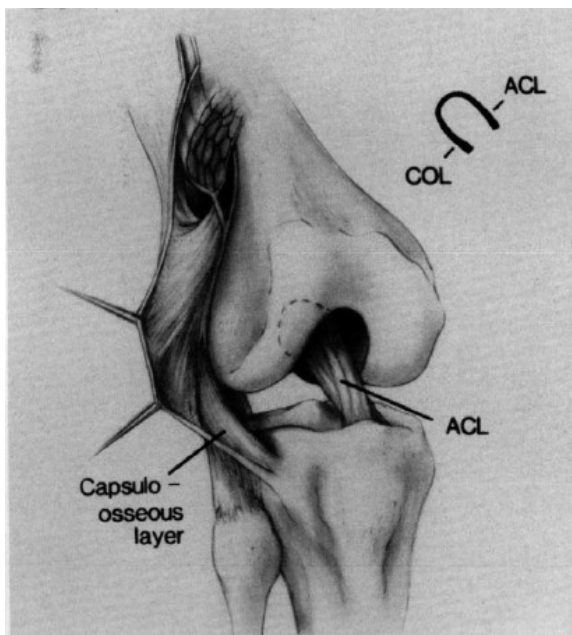
Tabulka 1 Biomechanické vlastnosti ITT a aponeurosis m. obliqui abdomini (Boabighi et al, 1993 in Paoletti, 2009, s. 198).....	12
Tabulka 2 Hodnocení zkrácení ITT (dle Ober, 1935, s. 1581):.....	31

## SEZNAM PŘÍLOH

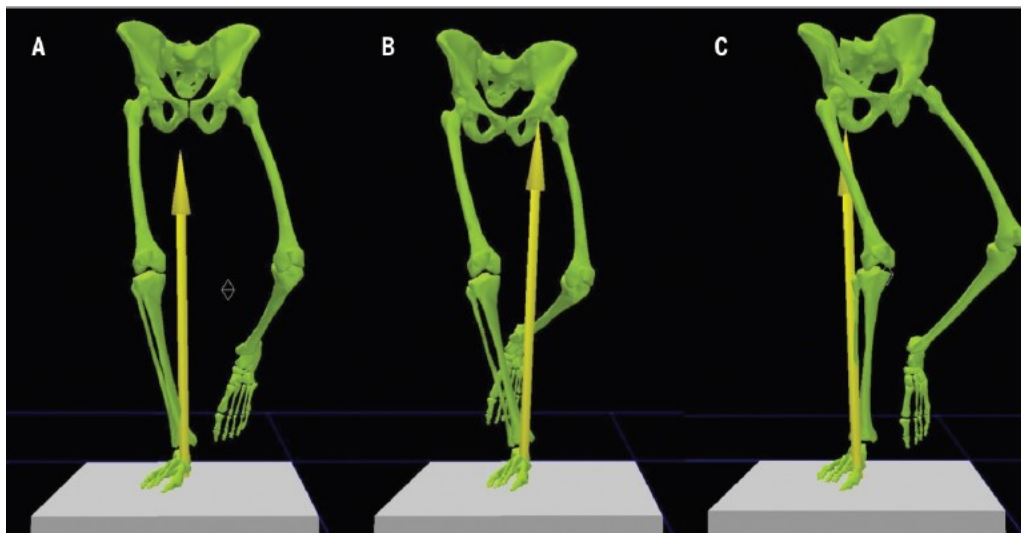
Příloha 1 Struktura připomínající podkovu (Terry 1993, s. 59) .....	63
Příloha 2 Moment působící na koleno při patologických pohybech pánve a trupu (Powers, 2010, s. 44) .....	63
Příloha 3 Kombinace vyšetřovacích testů (Rosenthal, 2008, s. 108-109).....	64
Příloha 4 Fáze léčby ITBS (Baker a Fredericson, 2016, s. 64) .....	64
Příloha 5 Plavání s píškotem mezi dolními končetinami ( <a href="https://www.thebeachcompany.in">https://www.thebeachcompany.in</a> )	64
Příloha 6 Mapa TrPs (Fredericson, Guillet a DeBenedictis, 2000, s. 58) .....	64
Příloha 7 Možnosti protažení ITT .....	64
Příloha 8 Strečink ITT (Fredericson et al., 2002, s. 590) .....	64
Příloha 9 Terapeutická jednotka zaměřená na posilování dle Baker, Souza a Fredericson (2011, s. 557-559).....	64
Příloha 10 Cvičební jednotka na labilních plochách Fitslide (Fitslide, 2017).....	64

# PŘÍLOHY

**Příloha 1** Struktura připomínající podkovu (Terry 1993, s. 59)



**Příloha 2** Moment působící na koleno při patologických pohybech pánve a trupu (Powers, 2010, s. 44)



**Příloha 3** Kombinace vyšetřovacích testů (Rosenthal, 2008, s. 108-109)

**Příloha 3a** Noble kompresní test a Ober testu



**Příloha 3b** Noble kompresní test, Ober test a pasivní posunutí pately mediálním směrem,



**Příloha 3c** Noble kompresní test, Ober test a vnitřní rotace tibie





**Příloha 3d** Noble kompresní test, Ober test v plném či částečném zatížení dolní končetiny při výpadu



**Příloha 4** Fáze léčby ITBS (Baker a Fredericson, 2016, s. 64)

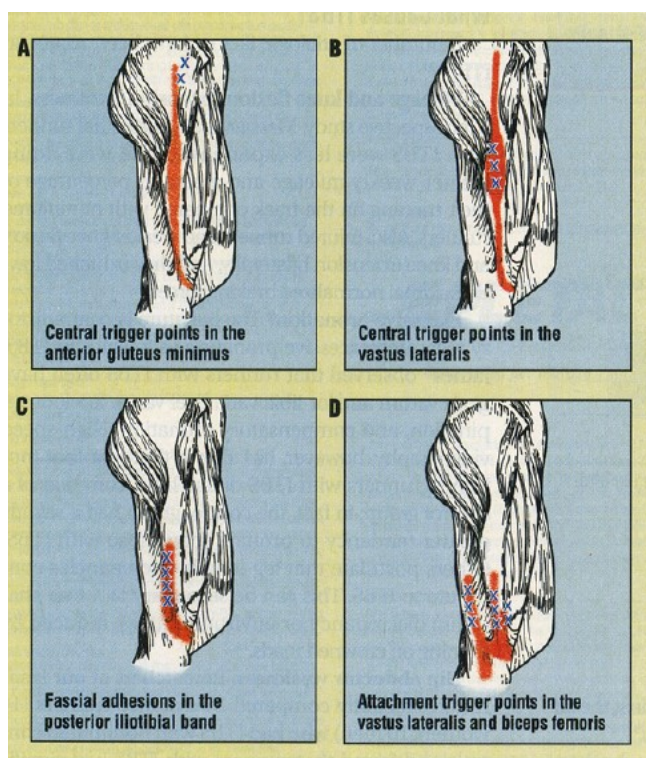
Table 1 Phases of recovery in ITBS					
Phase	Functional Problem	Medication	Hands on	Modalities	Exercise
Acute: 3 d-1 wk	Running causes pain	Anti-inflammatory medication	Myofascial: hands-on ITB. TPs in vastus lateralis, biceps femoris, and GMAX	Ice, iontophoresis with dexamethasone	Walking technique: activate core and gluteal muscles, soft landing
Subacute: 3 d-2 wk	Running causes pain	If still focal pain, consider ultrasound-guided corticosteroid injection	Manual Stretching ITB, VL, and BF	Wean ice	Stretch ITB and lateral hamstrings; activate posterolateral hip muscles
Recovery strength: 1-6 wk	Running causes pain	—	Facilitate anterolateral abdominals and posterolateral hip muscles	Observe, palpate, and cue for posterolateral hip muscles	Standing exercises and progressive resistance posterolateral hip. Stretch ITB, VL, and BF
Return to running: 6 wk	Every other day and avoid downhill	—	Motor control cues to core and posterolateral gluteal	Observe for pelvic control. Consider 2D point-and-shoot motion capture	6-inch step-down with control of pelvis. Hip strategy
Notes	Consider easy sprints in first week	—	Run softly with feel under the body	Emphasize control for varus knee, pelvis, and trunk; avoid overstride	Technique emphasizes posterolateral hip muscles

Abbreviations: 2D, 2-dimensional; BF, biceps femoris; GMAX, gluteus maximus muscle; ITB, iliotibial band; TPs, trigger points; VL, vastus lateralis.

**Příloha 5** Plavání s piškotem mezi dolními končetinami (<https://www.thebeachcompany.in/>)



**Příloha 6** Mapa TrPs (Fredericson, Guillet a DeBenedictis, 2000, s. 58)



## **Příloha 7** Možnosti protažení ITT

**Příloha 7a** Protažení pomocí fasciálního válečku (Fredericson, Guillet a DeBenedictis, 2000, s. 64)



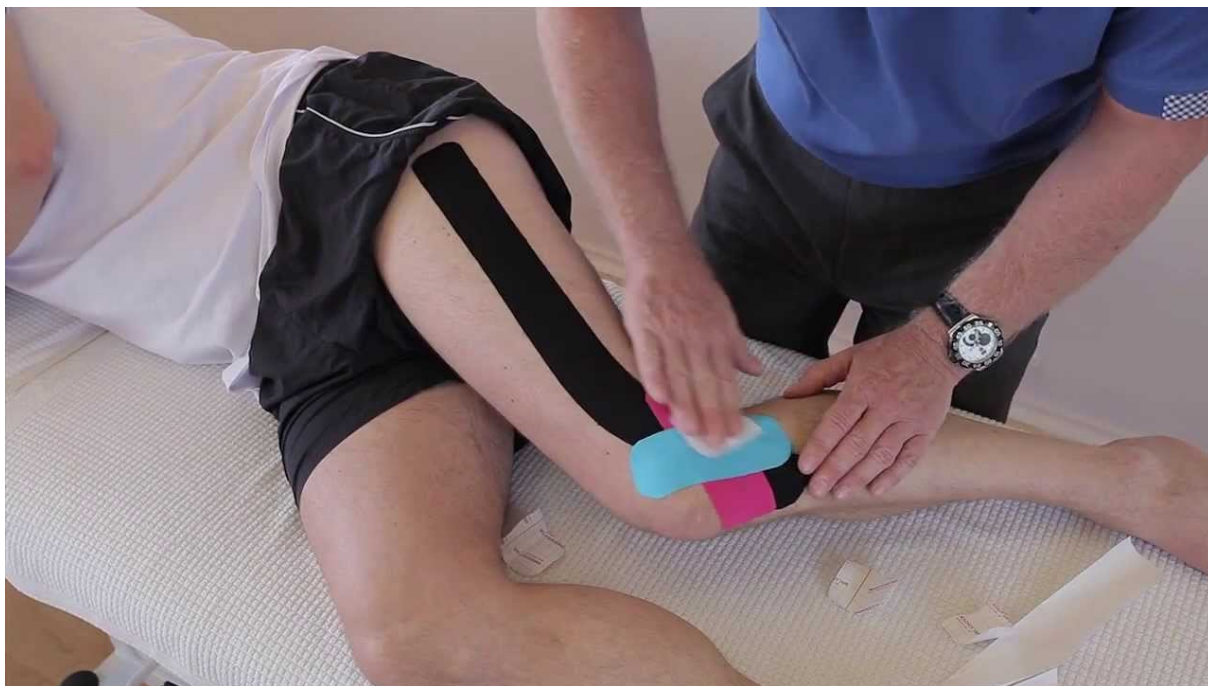
**Příloha 7b** Grastonova technika mobilizace měkkých tkání (Strauss et al., 2011, s. 732)



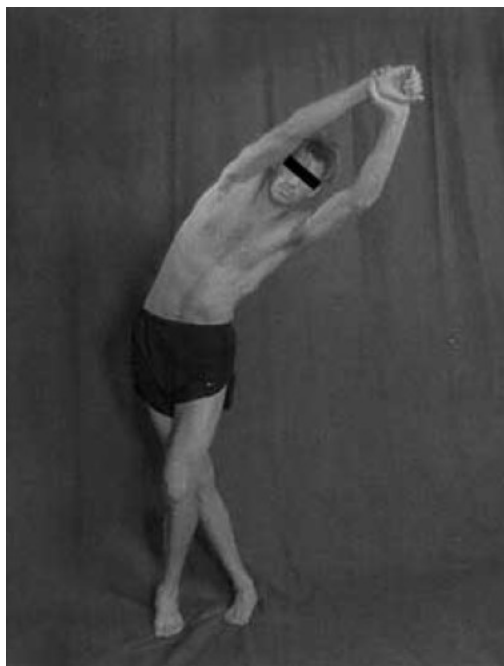
**Příloha 7c** Manuální protažení ITT



**Příloha 7d** Využití kineziotapingu (Gibbons, 2013)

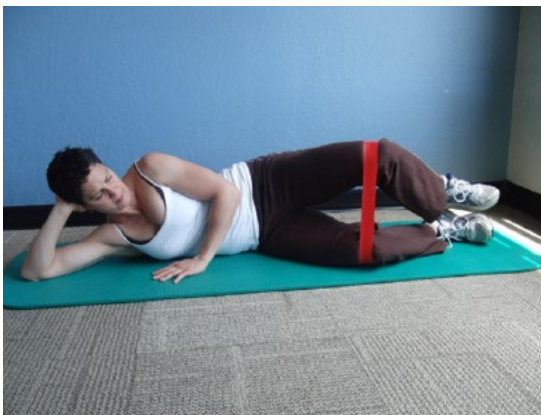


**Příloha 8** Strečink ITT (Fredericson et al., 2002, s. 590)



**Příloha 9** Terapeutická jednotka zaměřená na posilování dle Baker, Souza a Fredericson (2011, s. 557-559)

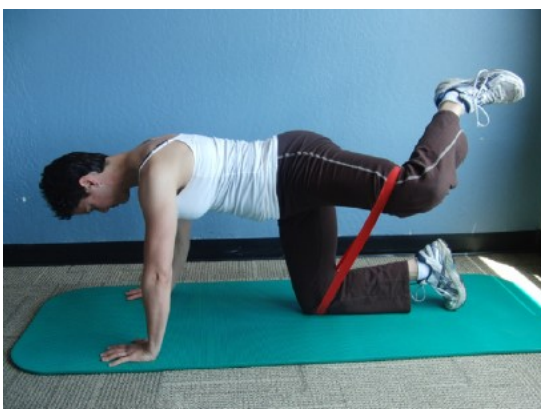
**Příloha 9a** Odporované oddalování kolen



**Příloha 9b** Odporované oddalování kolen v pozici most



**Příloha 9c** Odporované extenze, zevní rotace a abdukce v kyčli



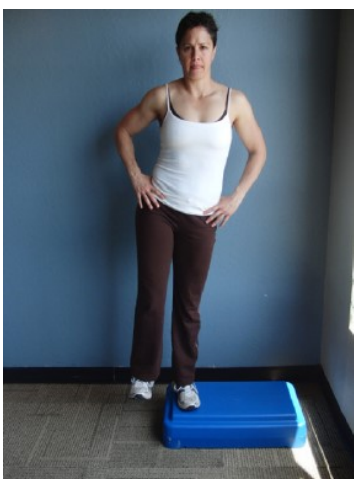
**Příloha 9d** Odporovaná extenze v kyčli a flexe v koleni



**Příloha 9e** Odporovaný dřep



**Příloha 9f** Podřep na jedné dolní končetině



**Příloha 10** Cvičební jednotka na labilních plochách Fitslide (Fitslide, 2017)

**Příloha 10a** Horolezec



**Příloha 10b** Křížný horolezec



**Příloha 10c** Přední skluz na kolenou



**Příloha 10d** Tam a zpět



**Příloha 10e Twistr**

