

**UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE**

**2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

Klinika rehabilitace

**Jana Filipovičová**

**Rehabilitace a prevence výronu hlezenního  
kloubu u atletů**

*bakalářská*

Praha 2011

Autor práce: Jana Filipovičová

Vedoucí práce: Mgr. Michal Truc

Datum obhajoby: 2011

## **Bibliografický záznam**

FILIPOVIČOVÁ, Jana. *Rehabilitace a prevence výronu hlezenního kloubu u atletů*. Praha: Univerzita Karlova, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace, 2011. 73 s. Vedoucí diplomové práce Mgr. Michal Truc

## **Anotace**

Podvrtnutí kotníku patří mezi nejčastější sportovní úrazy a představuje významný zdroj přetrvávající bolesti a invalidity. Následky z velké části ovlivňují postupy léčebné rehabilitace. Přes velké množství studií, stále nenalzáme uspokojivé odpovědi na důležité otázky, týkající se způsobu terapie, doby potřebné k úplné obnově poraněného kloubu atd. Hlezenní kloub je součástí neuromuskulárního systému, jehož hlavní funkcí je lokomoce. Je třeba vědět něco o biomechanice hlezenního kloubu během chůze a běhu, jako základních biomechanických pohybů. A posoudit některé funkční souvislosti v rámci celé dolní končetiny. To povede k lepšímu vyhodnocení poruch stability hlezna. Tato práce se také zabývá prevencí poranění ligamentózního aparátu hlezna, která vychází z určení rizikových faktorů a může přispět ke snížení výskytu výronů hlezna. Např. vývoj nových syntetických materiálů, které jsou používány jako povrchy sportovišť, výstroj sportovce nebo pasivní podpory, minimalizují riziko zranění a posouvají hranice sportovního výkonu. V současné době se objevuje nový trend, který zpochybňuje přínos moderní sportovní obuvi a hlásí návrat k běhání naboso.

## **Annotation**

Ankle sprains are among the most common sports injuries and represent a significant source of persistent pain and disability. The effects largely affect the course of rehabilitation. Despite the large number of studies, still do not find satisfactory answers to important questions regarding the mode of therapy, the time needed to complete restoration of the injured joint, etc. The ankle joint is part of the neuromuscular system, whose main function is locomotion. It is important to know something about the biomechanics of the ankle joint during walking and running, as the basic biomechanical movements. And consider some functional connection in the entire lower extremity. This will lead to better assess the stability of ankle disorders. This work also addresses

the prevention of ankle ligament injury which is based on identifying risk factors and may contribute to reducing the incidence of ankle sprains. For example, the development of new synthetic materials that are used as sports surfaces, sports equipment or passive support, minimize the risk of injury and push the limits of sports performance. Currently, a new trend, that challenges the benefits of modern sports shoes and report back to running barefoot.

## **Klíčová slova**

hlezenní kloub, biomechanika chůze/běhu, stabilita/instabilita, taping, protetika

## **Keywords**

ankle joint, biomechanics of walking/running, stability/instability, taping, orthotics

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci zpracovala a samostatně pod vedením Mgr. Michala Truce, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze 13.4.2011

Jana Filipovičová

## **Poděkování**

Děkuji Mgr. Michalu Trucovi za cenné rady a návrhy při vedení a zpracování bakalářské práce a pracovníkům Rehabilitace-Mašková za spolupráci při sestavování kasuistiky pacienta, a za poskytnutí podmínek pro provedení vyšetření a terapie.

# Obsah

<b>OBSAH</b> .....	<b>3</b>
<b>ÚVOD</b> .....	<b>7</b>
<b>1. CÍLE</b> .....	<b>8</b>
<b>2. EPIDEMIOLOGIE</b> .....	<b>9</b>
<b>3. STRUKTURÁLNÍ A FUNKČNÍ POPIS HLEZENNÍHO KLOUBU</b> .....	<b>11</b>
3.1 Anatomie .....	11
3.1.1 Cévní zásobení a inervace.....	14
3.1.2 Svaly.....	14
3.2 Biomechanika.....	15
3.2.1 Pohyby v hlezenním kloubu.....	15
3.2.2 Analýza lokomoce se zaměřením na hlezenní kloub.....	17
<b>4. PORANĚNÍ HLEZENNÍHO KLOUBU V ATLETICE</b> .....	<b>26</b>
4.1 Mechanismus úrazu.....	26
4.2 Rizikové faktory.....	27
4.2.1 Vnější rizikové faktory.....	27
4.2.2 Vnitřní rizikové faktory .....	28
4.2.3 Stabilita/instabilita.....	29
<b>5. VYŠETŘENÍ PORANĚNÉHO KLOUBU</b> .....	<b>32</b>
5.1 Akutní fáze.....	32
5.1.1 Klasifikace poranění .....	34
5.1.2 Diferenciální diagnostika.....	35
5.2 Komplikace .....	35
5.3 Zobrazovací metody .....	36
5.4 Kinematická analýza.....	37
<b>6. TERAPIE</b> .....	<b>38</b>
6.1 První pomoc .....	38
6.2 Metody v léčebné rehabilitaci .....	39
6.2.1 Různé typy fixací .....	40
6.2.2 Taping .....	42
6.2.3 Funkční trénink .....	44
6.3 Fyzikální terapie jako podpůrná léčba.....	46
6.4 Kritéria pro návrat ke sportovní činnosti.....	47
<b>7. PREVENCE ÚRAZŮ</b> .....	<b>48</b>
7.1 Taping v prevenci.....	48
7.2 Trénink rovnovážných reakcí.....	49
7.3 Sportovní obuv .....	50
<b>DISKUZE</b> .....	<b>53</b>
<b>ZÁVĚR</b> .....	<b>58</b>
<b>REFERENČNÍ SEZNAM</b> .....	<b>59</b>
<b>SEZNAM PŘÍLOH</b> .....	<b>68</b>
<b>PŘÍLOHY</b> .....	<b>69</b>

## ÚVOD

Poranění hlezenního kloubu je nejčastějším úrazem v nejrůznějších sportovních odvětvích i v běžném životě, přestože rychlý vývoj nových technologií umožňuje úpravu prostředí a výstroje přesně podle specifických požadavků daného sportu. Není poraněním fatálním a jeho léčba není komplikovaná, avšak nelze podcenit správnou léčebnou intervenci, neboť může dojít ke vzniku trvalé nestability kloubu, což má ohromné důsledky zejména ve vrcholovém sportu. Brání sportovci v dosažení výkonnostního cíle a snižuje kondici fyzickou i psychickou.

Není však jednoduché zvolit správný postup terapie. Stejně jako je možné postupovat radikální cestou operační intervence, také lze vybrat cestu konzervativní terapie. Účinná léčba totiž vždy závisí na správné diagnostice.

Pro aktivního sportovce je nejdůležitější rychlá rekonvalescence, bohužel si někdy ani neuvědomuje, že nedoléčené zranění může přinášet pozdější komplikace a snaží se k činnosti vrátit dřív, než je na to jeho organismus připraven.



## 1. CÍLE

Cílem bylo podat ucelený přístup k problematice výronu hlezenního kloubu v atletice a nabídnout možnosti léčby, ale také prevence těchto úrazů v rámci fyzioterapie.

Správná volba léčby se odvíjí od co nejpřesnější diagnostiky poranění, proto je potřeba velmi dobře znát nejen anatomii hlezenního kloubu, ale především biomechaniku pro pochopení vztahů mezi funkcí hlezna jako orgánu, který hraje významnou roli v lokomoci, a nastavením ostatních tělesných segmentů, protože přístup k ovlivnění stability hlezna by měl být komplexní.

Pokusím se také objasnit v literatuře hojně používaný pojem instabilita, což je nejčastější komplikace spojená s nedolčením poranění ligament hlezna.

Součástí této práce je poskytnout informace o současně praktikovaném postupu léčby, včetně výsledků vědeckých studií, zaměřujících se na srovnání úspěšnosti jednotlivých metod.

Velice často se stává, že je výron hlezna podceněn a sportovec nastupuje do soutěže s nedostatečně zaléčenými ligamenty a dochází k recidivě. Jak dlouho má trvat imobilizace? Jaká kritéria tedy zvolit pro bezpečný návrat ke sportovní činnosti?

Poslední kapitola je věnována možnostem prevence úrazů hlezenního kloubu ve spojení s protetickými pomůckami. V rámci protetiky zařazuji do textu i nejdůležitější informace o vlastnostech obuvi ve sportu. Dále je zde popsán vědecký základ pro nový trend ve sportu, který představuje návrat k běhání naboso nebo s minimálním zakrytím chodidla.

## 2. EPIDEMIOLOGIE

Poranění hlezna celosvětově představuje přibližně 25 % ze všech akutních příhod vzniklých při sportovní činnosti (O'Loughlin et al., 2009, s. 93-103). Starší studie (Lynch, 2002 nebo Reid, 1992) odhadují výskyt tohoto zranění na 10 % až 15 % všech sportovních úrazů. Kromě toho z 80 % se jedná o poranění laterálních vazů hlezenního kloubu (O'Loughlin et al., 2009, s. 93-103). Toto zranění obvykle vyřadí sportovce z aktivní činnosti (Reid, 1992, s. 215-265). Distorze hlezna odpovídají za 7 % až 10 % všech ošetření na pohotovosti. Zjištění z nedávné studie naznačila, že ženy jsou více ohroženy drobnými výrony kotníku než muži (Lynch, 2002, s. 406-412). Poškození vazivového aparátu hlezna bylo také zaznamenáno jako nejčastější zranění v atletice na vysokých školách ve Spojených státech a Velké Británii. Tato čísla se bohužel nemění, nebo se ještě zvyšují s vývojem diagnostiky a s rostoucím povědomím o prospěšnosti pohybových aktivit pro zdraví populace (Fong et al., 2009, s. 2-14). Nicméně, v rozporu s propagací zdravotních benefitů ze sportu, často dochází ke zranění, zejména u osob mladších 35 let (Lynch, 2002, s. 406-412). Studie ze Švédska uvádí, že riziko vzniku sportovního traumatu je srovnatelné s výskytem pracovního úrazu a je dokonce mnohem vyšší než u dopravní nehody (Fong et al., 2009) Stává se tedy vysoce frekventovanou událostí v oblasti vrcholového i rekreačního sportu.

Vysoce rizikové jsou disciplíny obsahující skoky a běh. V basketbale tvoří více než 50 % a ve fotbale a volejbale více než 25 % všech zranění. Navíc mezi fotbalisty, gymnasty, házenkáři a hráči ledního hokeje je značné množství těch, kteří utrpěli akutní trauma hlezna (Reid, 1992, s. 215-265). Fong et al. (2009) konkrétně uvádí následující zastoupení: běh a jogging (25%), raketové sporty (20%), míčové hry (19%) a fotbal (14%). Sběr dat od 2 293 pacientů navštěvujících kliniku pro sportovce v Hongkongu informoval o tom, že koleno (27,3-50,5 %) a kotník (16,8-24,7 %) jsou nejčastěji postiženými místy při fotbalu, basketbalu, volejbalu a bězích na dlouhé tratě. Další studie provedená u 580 běžců maratónu zaznamenala 20,9 % případů poranění kotníku (Fong et al., 2009, s. 2-14).

Ze 80 % jsou způsobené mechanismem inverze nebo supinace. Pak dochází u 77 % k laterálnímu výronu, z toho 73 % jsou izolované ruptury předního talofibulárního vazy (Fong et al., 2009, 2-14).

Jednou zranění sportovci jsou náchylnější k recidivám spojeným s chronickou nestabilitou hlezna. Recidivující laterální výrony hlezna byly zdokumentovány až u

73 % případů. Po opakovaném zranění běžně přetrvávají u atleta reziduální příznaky včetně nestability hlezna a limitace ve sportovní činnosti, které mohou vést k vyhledání rehabilitace (Carcia – Martin – Drouin, 2008, 179-183).

### 3. STRUKTURÁLNÍ A FUNKČNÍ POPIS HLEZENNÍHO KLOUBU

Ve fylogenetickém vývoji se vytváří končetiny podle jednotného stavebního plánu, avšak během ontogeneze dochází vlivem vnitřních a zevních podmínek ke konečné diferenciaci příslušné končetiny podle její specifické funkce, např. podle specifického způsobu bipédní lokomoce (Bartoníček, 2004, s. 211-229).

#### 3.1 Anatomie

Horní hlezenní kloub je termín, kterým běžně označujeme articulatio talocruralis, v němž se spojují tibia, fibula a talus. Hlavici kloubu tvoří trochlea tali s třemi kloubními povrchy proximálně a bočně orientovanými. Jamkou je vidlice tvořená tibií s mediálním kotníkem a distální část fibuly s laterálním kotníkem (Véle, 2006, s. 257). Bartoníček (2004) uvádí informaci o tom, že laterální kotník je vzhledem k mediálnímu situován dorzálněji a jeho hrot zasahuje distálněji. Funkčně s tímto kloubem také souvisí dolní hlezenní kloub, čili articulatio subtalaris a articulatio talocalcaneonavicularis, mezi talem, kalkaneem a os naviculare (Čihák, 2001, s. 309-312).

V místě, kde je kloub nejvíce zatěžován napětím kloubního pouzdra, je pouzdro vyztuženo a chráněno pruhy pojivové tkáně (ligamenty), které také omezují abnormální pohyb. Základem vazivového aparátu hlezenního kloubu je poměrně slabé a volné kloubní pouzdro, které se upíná v těsné blízkosti kloubních ploch. Přední část pouzdra je prodloužena proximálně nad přední hranu tibie a distálně na krček talu. Fibrózní vrstva kloubního pouzdra má mechanickou funkci a napomáhá stabilitě kloubu. Synoviální vrstva podél vrstvy fibrózní vystýlá a ohraničuje kloubní šterbinu. Šterbina mezi tibií a fibulou je v přední části inkongruentní, proto ji vyplňuje trojúhelníkovitý meniskoid z tukového vaziva. V nejslabší části pouzdra v zadním úseku se pak mezi kosti vsunuje synoviální řasa, která je doplněna značnou částí vmezežené tukové tkáně (Bartoníček, 2004, s. 211-229).

Kloubní pouzdro doplňují tři systémy kloubních vazů. Jsou uspořádány vějířovitě tak, aby v každé poloze kloubu byl napjat na obou stranách alespoň jeden vaz (Čihák, 2001, s. 309-312). V následující tabulce je znázorněno, které vazy patří do

jednotlivých skupin a jakému pohybu zabraňují, čili v jakém směru chrání kloub (Bartoníček, 2004, s. 211-229).

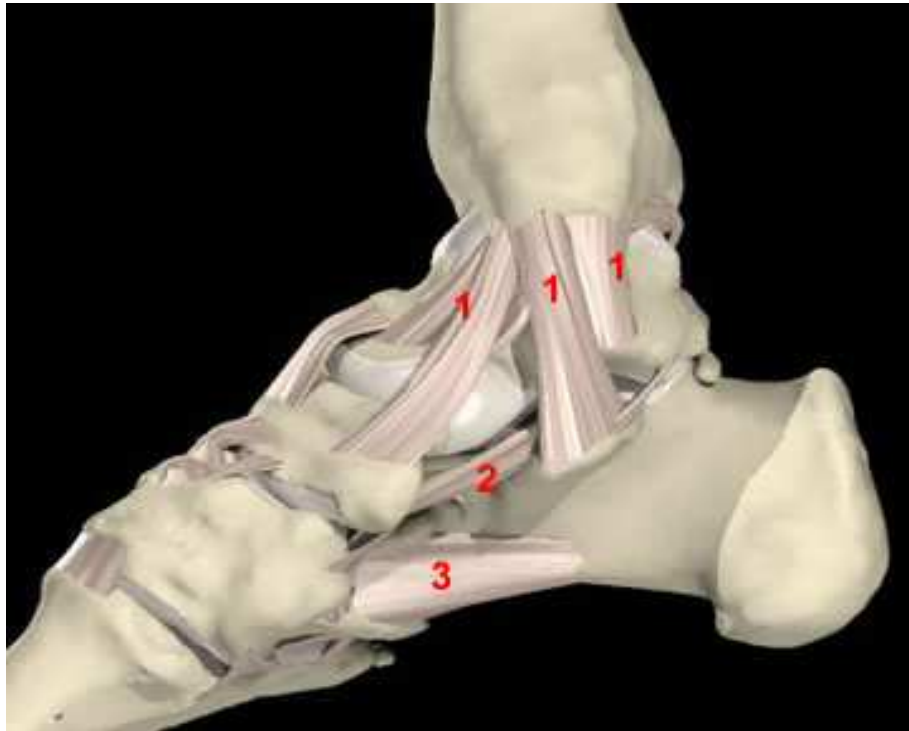
Tabulka 1. Rozdělení ligament hlezenního kloubu

Přední skupina vazů	Lig. tibiofibulare anterius	stabilita vidlice bérce vpředu, supinace
Zadní skupina vazů	Lig. tibiofibulare posterius	stabilita vidlice bérce vzadu
Postranní systém vazů		
a) vnitřní	Lig. deltoideum:	
	pars tibionavicularis	mediální posun trochley ve vidlici bérce
	pars tibiotalaris anterior	plantární flexe
	pars tibiocalcanearis	pronace
b) zevní	pars tibiotalaris posterior !	laterální posun trochley ve vidlici bérce
	Lig. talofibulare anterius	inverze, vysunutí trochley vpřed z vidlice bérce
	Lig. calcaneofibulare	supinace
	Lig. talofibulare posterius	dorzální flexe či everze, posun talu dorzálně vůči vidlici bérce

Obrázek 1. Postranní vazy hlezenního kloubu (pohled zezadu). (WWW: <<http://www.foothyperbook.com/trauma/malleolarFx/ankleFxBasic1.htm>>, cit. 2011-04-10)



Obrázek 2. Mediální postranní vazy , zejména deltový vaz (WWW: <<http://www.foohyperbook.com/trauma/malleolarFx/ankleFxBasic1.htm>>, cit. 2011-04-10)



Obrázek 3. Komplex laterálních postranních vazů (WWW: <<http://www.foohyperbook.com/trauma/malleolarFx/ankleFxBasic1.htm>>, cit. 2011-04-10)



Zvláštní skupinou jsou vazy tibiofibulárního spojení. Kromě interesoséální membrány sem patří hlavně syndesmosis tibiofibularis, což je komplex vazivových spojení distálních konců tibie a fibuly (Čihák, 2001, s. 309-312). Pro správnou funkci hlezenního kloubu je důležitá pevnost syndesmosy, přítomnost kloubní štěrbiny znamená zároveň nutné minimum pohyblivosti. Při chirurgickém ošetření roztržené tibiofibulární syndesmosy nelze proto spojit kosti napevno a natrvalo sešroubováním, protože bychom toto nutné minimum pohyblivosti zrušili (Dungl, 2005, s. 1050).

### 3.1.1 Cévní zásobení a inervace

Cévy pro každou část kloubního pouzdra a přilehlých měkkých tkání, jejichž poškozením vzniká v okolí kloubu hematoma, pocházejí: Vpředu z a. tibialis anterior, (Čihák, 2001, s. 309-312) mediálně prochází a. tibialis posterior a vzadu probíhá a. fibularis po povrchu diafýzy fibuly (Bartoníček, 2004, s. 211-229). Do oblasti krčku talu přicházejí drobné cévy z a. dorsalis pedis (tvořena a. fibularis a a. tibialis ant.).

„Žíly z kloubu po průchodu venosní pletení zevního kotníku odcházejí podél přírodních tepenných větví.“ (Čihák, 2001, s. 309)

Další strukturou, která může být poškozena, je tkáň nervová. Nervy přicházejí na přední stranu kloubního pouzdra z n. peroneus profundus, popřípadě ještě z n. peroneus superficialis (Čihák, 2001, s. 309-312). Zadní plocha pouzdra je zásobena hůře než strana přední. Dostává vlákna z n. tibialis, event. z n. plantaris medialis. Nekonstantně se ze zadu k pouzdru dostávají i vlákna z n. suralis a z n. saphenus (Bartoníček, 2004, s. 211-229).

### 3.1.2 Svaly

Svaly jsou výkonné orgány CNS a zajišťují pohyby v kloubu. Zde se zmíníme jen o základním rozdělení do jednotlivých skupin podle jejich funkce. Čihák (2001, s. 444-452) a shodně i Bartoníček (2004, s. 211-229) rozlišují tři skupiny svalů bérce, které jsou v osteofasciálních prostorech, rozdělených septy. Svaly přední skupiny provádějí extenzi prstů nohy a supinaci nohy. Zahrnují m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus. Svaly laterální skupiny, muscoli peronei, jsou funkčně pronátory a pomocné flexory nohy. Také udržují klenbu nohy a jsou považovány za hlavní dynamické stabilizátory hlezenního kloubu (Reid, 1992, s. 215). Zadní skupina svalů, tedy m. triceps surae složený ze tří hlav (m. gastrocnemii

a m. soleus) a v hluboké vrstvě (m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus) flektují nohu a prsty (Bartoníček, 2004, s. 211-229).

## 3.2 Biomechanika

### 3.2.1 Pohyby v hlezenním kloubu

Existuje úzká funkční souvislost mezi horním hlezenním kloubem (articulatio talocruralis) a dolním hlezenním kloubem (articulatio subtalaris a articulatio talocalcaneonavicularis). Horní hlezenní kloub je kladkový – jednoosý, art. subtalaris je válcový kloub s jednou osou pohybu vedenou šikmo a vlastním pouzdrem.

V prostorovém uspořádání prochází osa talokrurálního kloubu skrz hroty obou malleolů zdola, zezadu, z boku – nahoru, dopředu, dovnitř. Od transverzální roviny je odkloněna o 8°, od frontální roviny o 20-30° a od roviny sagitální o přibližně 80° (Kolář, 2009, s. 169). Dle klasického anatomického pojetí jsou tedy možné pohyby v sagitální rovině: plantární flexe a dorzální flexe (Bartoníček, 2004, s. 211-229). Rozdíly velikostí úhlů udávaných jednotlivými autory jsou však značné. Dle Čiháka (2001, s. 310) je rozsah plantární flexe do 30-35° a dorzální flexe do 20-25°, dle Bartoníčka (2004) dosahují oba pohyby 30° až 50°, dle Dunгла (2005, s. 1072) dosahuje plantiflexe 40-60° se současnou lehkou zevní rotací bérce, dorziflexe 20-30° se současnou lehkou vnitřní rotací bérce a dle Koláře (2009, s. 169) plantární flexe cca 40-50° a dorzální flexe cca 20-35°.

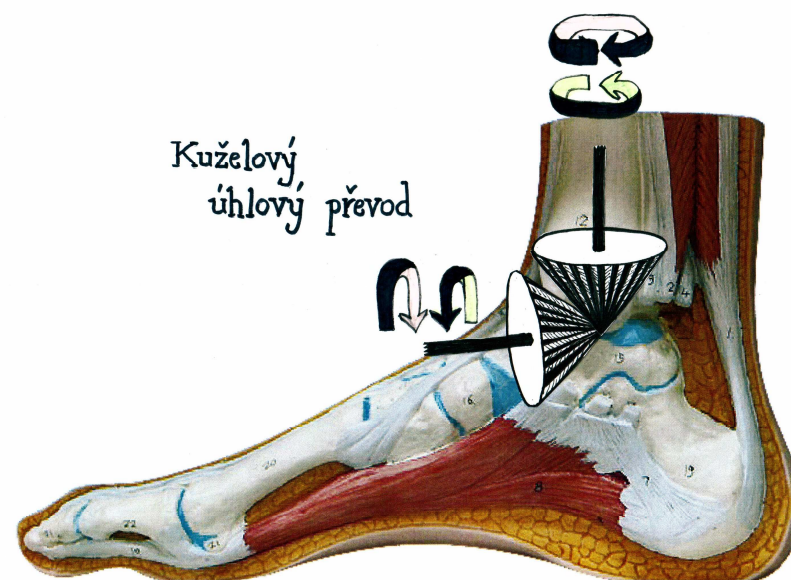
Subtalární kloub má zcela odlišný průběh osy pohybu. Osa vede zezadu skrz tuber calcanei a vychází vpředu mezi trochlea tali a mediálním malleolem. Odklání se 48° od transverzální, 42° od frontální a 16° od sagitální roviny. Tento kloub umožňuje šikmé naklánění skeletu nohy vůči talu (Kolář, 2009, s. 169). Rotace nohy ve frontální rovině činí 20-30° do pronace a 30-40° do supinace (Dun-gl, 2005, s. 1072). A částečně se podílí na addukci a abdukci v transverzální rovině (Kolář, 2009, s. 169). Samotný kalkaneus se může natáčet vůči noze do 10-15° inverze (varozity), nebo do 5-7° everze (valgozity) (Dun-gl, 2005, s. 1072).

Příčný, Chopartův kloub (articulatio talocalcaneonavicularis a articulatio calcaneocuboidea) je téměř kulovitý (Dun-gl, 2005, s. 1072). Šikmá osa Chopartova kloubu svým průběhem připomíná osu kloubu hlezenního. Její velké odchylky asi 52° od transverzální a 57° od sagitální roviny umožňují významné pohyby, dorzální flexi se současnou abdukci nebo plantární flexi se současnou addukcí (Kolář, 2009, s. 169).



Jelikož druh pohybu a jeho rozsah je dán nejen tvarem kloubních ploch, ale i prostorovým uspořádáním vazivového aparátu, probíhají aktivní pohyby v hlezenním kloubu vždy trojdimenzionálně kolem dvou rovnoběžných os – osy horního a dolního hlezenního kloubu (Bartoníček, 2004, s. 211-229). Nazývají se též Henkeho osy (Kolář, 2009, s. 169). Z tvaru horní kloubní plochy talu a žlábků, který je v ní vyhlouben, vyplývá, že při plantární flexi tedy dochází současně k inverzi nohy, při dorzální flexi naopak k everzi. Navíc je každý pohyb v hleznu spojen s rotací fibuly (Véle, 2006, s. 260).

Při plantární flexi se napíná lig. fibulotalare anterius a táhne fibulu vpřed, distálně a především do vnitřní rotace. Tím se zužuje tibiofibulární vidlice. Plantární flexe končí napětím kloubních vazů (zejména tibionavikulární a talofibulární části) a opřením proc. posterior tali o tibií. Naopak při dorzální flexi napětí tohoto vazů ochabuje a fibula se tahem lig. tibiofibulare posterius posunuje dorzálně a nepatrně proximálně. Tím se mění i průběh snopců lig. tibiofibulare anterius ze šikmého na více horizontální. Změněný průběh vazů umožňuje i zevní rotaci fibuly. Tím se zvětší šířka vidlice, do které nyní zapadá přední rozšířená část trochley, což pohyb brzdí a ukončuje. Přitom se napíná syndesmosis tibiofibularis. (Bartoníček, 2004, s. 228)



Obrázek 4. Model pohybu v zánoží

Při pronaci a dorzální flexi dochází k laterálnímu posunu tak, že se od zvedá malíková hrana a nožní klenba se vůči podložce snižuje. Tento pohyb je možný zhruba do 20° (Dungl, 2005, s. 1072). Čihák (2001) uvádí jen 15°. Naproti tomu při supinaci s plantární flexí se zvedá palcová hrana nohy a nožní klenba se zvyšuje do 35° (Dungl, 2005, s. 1072). Celý biomechanismus můžeme přirovnat k tzv. „úhlovému převodu“ (viz Obrázek 4). Na uvedeném internetovém odkazu se nachází simulace znázorňující věrně pohyby v talokrurálním a subtalárním kloubu:

[http://www.youtube.com/watch?v=0R4zRSE\\_-40](http://www.youtube.com/watch?v=0R4zRSE_-40) (30.3.2011).

Dále se budeme zaměřovat hlavně na tyto složené pohyby, jelikož jsou součástí chůze jako nejpoužívanějšího druhu lokomoce člověka.

### 3.2.2 Analýza lokomoce se zaměřením na hlezenní kloub

Hlezenní kloub má významnou lokomoční funkci v dynamickém přenosu hmotnosti těla z dolní končetiny na podložku a současném udržení rovnováhy na poměrně labilním kulovitěm talu.

#### Chůze

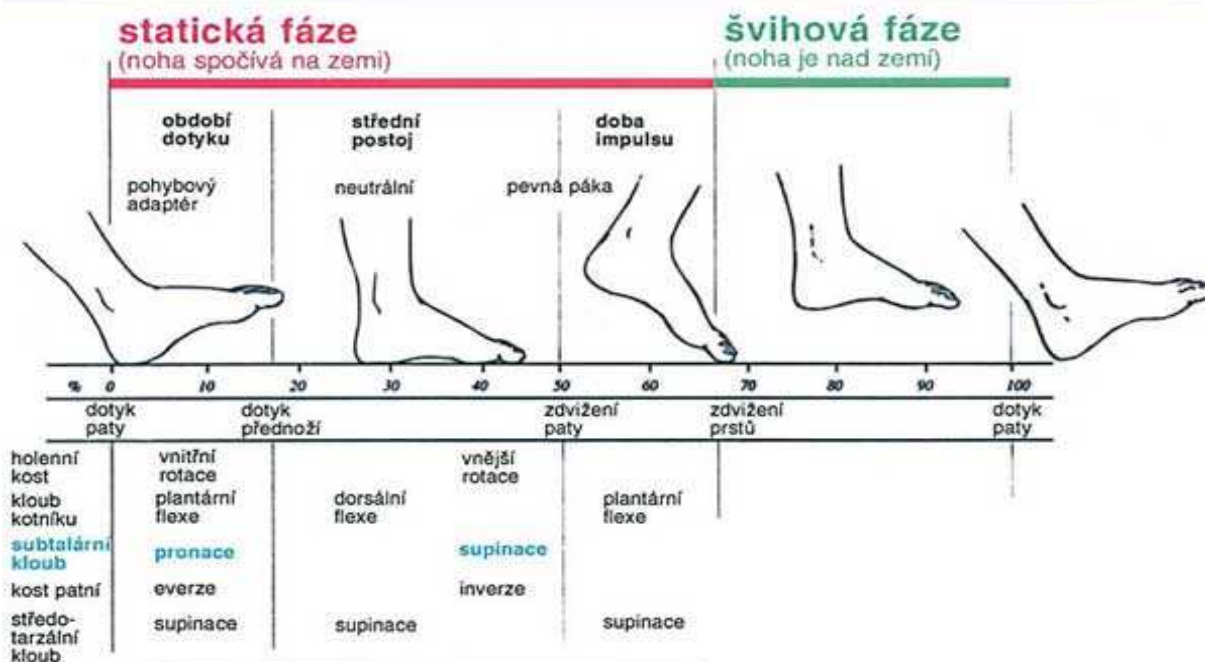
Lidská chůze je střídavý pohyb dolních končetin, při kterém jednotlivé fáze krokového cyklu recipročně navazují a jsou organizovány ve zkříženém vzoru. Svalovou činností končetin se tělo vyvede z rovnováhy a padá vpřed, aby se ve fázi opory opět obnovila dynamickou rovnováhu. Těžiště se při chůzi pohybuje v rovině sagitální po sinusoidě, kdy nejnižší bod je situován do fáze dvojí opory a nejvyšší bod do poloviny období opory jedné končetiny. Vertikální pohyb závisí na anatomických strukturách a gravitaci. Rozsah pohybu do stran v horizontální rovině je určen individuální šířkou báze (Véle, 2006, s. 353).

Správná biomechanika chůze zahrnuje synchronní pohyb všech složek pohybového řetězce. Během krokového cyklu usnadňuje noha pohyb a může být ovlivněna kompenzačním pohybem ostatních kostí a kloubů dolní končetiny (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). I malá odchylka v nastavení výchozí polohy může zásadně změnit funkční zapojení jednotlivých svalů v celém funkčním řetězci.

Během krokového cyklu chůze probíhá 60 % cyklu ve stejné fázi a zbývajících 40 % ve švihové. Pro chůzi charakteristická fáze dvojí opory, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu s podložkou, nastává během prvních a posledních 10 % stejné fáze (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621).

Stojná fáze se dělí do tří období: počáteční kontakt (0-25 % stoje), kdy se plantární plocha nohy dotkne země, střed stoje (25–65 % stoje), kdy se těžiště těla klene nad stojnou nohou, a propulze (od 65 do 100 % stoje), ve které se jako první zdvihá ze země pata, následovaná metatarzálními hlavicemi a články prstů (Rolian – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721).

Obrázek 5. Pohyb v hlezenním kloubu během jednotlivých fází chůze (Šidáková, WWW: <<http://www.boty-hanak.cz/page/5/>>, cit. 2011-04-10)



Stojná fáze vychází z mírné flexe kyčle, plné extenze kolene a dorziflexe hlezna (Véle, 2006, s. 350). Při počátečním kontaktu je aktivní m. tibialis anterior tlumící dopad a mm. peronei zabraňující poklesu špičky (asi 8° plantární flexe), aby byl dopad na patu, později jejich aktivita ustupuje až mizí a začíná při odvíjení prstů (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Připojuje se extenze metatarzofalangeálních kloubů, kterou vykonávají m. extensor hallucis longus a m. extensor digitorum longus (Véle, 2006, s. 352). Plantární fascie se napíná a táhne patní kost a hlavice metatarzů k sobě, tím se zvyšuje podélná klenba, což společně s excentrickou kontrakcí dalších svalů pomáhá udržovat stabilitu nohy. Během stoje působí na plantární plochu nohou a prstů reakční síly podložky vyplývající z gravitace a zrychlení tělesných segmentů (Rolian – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721). Největší zátěž v průběhu stojné fáze před propulzí připadá na bazi druhého metatarz, který je pevně zaklíněn do základu prvního a třetího metatarzu (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Dochází

postupně ke 14° plantární flexi. Chodidlo přilne k podložce, kterou uchopuje, aby mohlo zajistit spolehlivou oporu pro působení impulzu síly. Stabilizaci ve středu stoje zajišťuje m. soleus. V této fázi je i koleno stabilní díky kokontrakci m. quadriceps femoris a ischiokrurálních svalů (Véle, 2006, s. 352).

Stojná fáze chůze probíhá v uzavřeném kinematické řetězci. Moment setrvačnosti, který je vyvíjen pohybem nohy je přenášen proximálně a přechází ve vnitřní nebo zevní rotaci tibie. Při zatížení je vztah mezi stupněm supinace vzhledem k zevní rotaci tibie a pronace vzhledem k vnitřní rotaci 1:1. Když zánoží evertuje, osy kalkaneokuboidního a talonavikulárního kloubu se sbíhají a umožňují pronaci a zvětšení pohybu v rámci tohoto kloubního komplexu. Pokud je zánoží v inverzi, nastane supinace, což způsobí vznik pevného uzamčení tohoto kloubního komplexu. Pronace zajišťuje flexibilitu nohy pro tlumení nárazů, zatímco supinace vyžaduje rigidní páku pro propulzi (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Subtalární kloub zůstává v pronované pozici až do 55 až 85 % stojné fáze souběžně s tím, jak těžiště těla prochází přes bázi opory (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Pronace je vyvažována excentrickou aktivací m. tibialis posterior a triceps surae. Bod maximální pronace naznačuje konec absorpční složky stojné fáze (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621)

Následuje *propulze*, čili odvíjení planty. Od 70 až 90 % stojné fáze začíná noha resupinovat a postupuje do neutrální polohy. V supinaci je Chopartův kloub zamčený a noha se stává stabilní a rigidní pákou (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Během propulze se kontralaterální noha dotkne země, zabrzdí pokles těžiště a zahájí tak fázi dvojí opory. Se začátkem propulze je hlezno plantárně flektováno a metatarzofalangeální klouby pasivně dorziflektovány, jak se těžiště naklání dopředu v sagitální rovině (Rolian – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721). Triceps surae je aktivní od odvíjení paty až po odvíjení špičky (Véle, 2006, s. 352). Pracuje excentricky a vyvíjí sílu, aby posunul tělo vzhůru a vpřed.

V terminální fázi zakončuje odvíjení m. flexor hallucis longus spolu s plantární fascií a s vnitřními svaly nohy (m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis) podle velikosti tlaku na dolní končetinu (Véle, 2006, s. 351). Prsty nenesou významné zatížení při počátečním kontaktu a středu stoje, jsou pouze body kontaktu se zemí, ale během propulze se stávají nosné. Kromě opory těla a poskytování trakce, prsty, konkrétně digitální flexory, pomáhají řídit dopředný pohyb a změnu těžiště. U metatarzofalangeálních kloubů kombinovaný efekt dopředného pohybu a působení reakční síly podložky uplatňuje na

distální články prstů tendenci k zhroucení do hyperextenze. Nicméně, EMG studie naznačují, že flexory prstů jsou při propulzi aktivní, aby vyrovnávaly reakční sílu podložky a přispívají svým excentrickým zapojením ke kontrole pohybu těla (Rolian – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721).

Během *švihové fáze* dochází k dorziflexi hlezenního kloubu a mírné pronaci nohy pomocí m. tibialis anterior. Plantární flexory jsou relaxovány, aktivuje se m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus. Na počátku se svaly začínají kontrahovat, uprostřed švihové fáze aktivita poklesne a zvýší se až v konečné fázi před kontaktem paty s opěrnou bází. M. quadriceps femoris extenduje kolenní kloub (Véle, 2006, s. 351) Přiložením paty se vyvolá reakce m. gluteus maximus, který také díky šikmému průběhu svých vláken řídí rotace nohy, a extenze kyčle (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Pak následuje přitlačení chodidla m. triceps surae s kontrakčním maximem v okamžiku přiložení metatarzů k podložce.

### **Běh**

Jde rovněž o cyklický lokomoční pohyb. Hlavním rozdílem oproti chůzi je absence fáze dvojí opory, takže nastává letová fáze, kdy tělo nemá opěrnou bázi, je krátce bez kontaktu s podložkou (Véle, 2006, s. 354). To má za následek zkrácení času pro stojnou fázi na úkor fáze švihové. Dále se liší větší rychlostí, tím i působením větších reakčních sil podložky. S rostoucí rychlostí běhu dochází k dalšímu zkrácení trvání stojné fáze. Tudíž běžci využívají větší exkurze kloubů dolních končetin a potřebují silnější excentrické svalové kontrakce. U hlezna je to zvýšení dorziflexe a větší excentrická práce svalů bérce (Rolian – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721). Stejně jako chůze se těžiště těla posunuje po sinusoidě v prostoru, ale u běhu si tělo zachovává dopředný pohyb po celou dobu cyklu. Snižuje se těžiště těla a báze opory. Linie progrese od jednoho kroku k dalšímu prochází, nebo je blízko podélné osy, aby se minimalizoval boční posun těžiště. Na rozdíl od chůze je pohyb vpřed produkován švihovou nohou a pažemi, spíše než stojnou končetinou (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Švihová končetina přibližuje těžnici končetiny blíže ke kyčli, čímž snižuje moment setrvačnosti a zvyšuje úhlovou rychlost švihy nohy.

Krokový cyklus obsahuje také stojnou a švihovou fázi (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). U běhu, je také stoj rozdělén do tří období: počáteční kontakt (0-20 % stoje), střed stoje (20-45 % stoje) a propulze (45 do 100 % stoje) (Campbell – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721). První polovina stojné fáze se týká absorpce sil (pronace), zatímco druhá polovina je zodpovědná za propulzi

(supinace). Švihová fáze má dvě podfáze počáteční a terminální švih, přičemž letová fáze nastává na začátku počátečního švihu a končí terminálním švihem (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621).

Při *počátečním kontaktu* laterální část paty kontaktuje podložku, noha je v mírném supinačním postavení. K tomu dochází, když se noha ve švihů blíží směrem ke středové linii ve funkční varozitě 8 až 14°. Patní kost je v inverzi zhruba 4° při počátečním kontaktu u průměrného běžce. Při běhu se noha nedostává do plantární flexe, což způsobí zvýšenou pronaci. M. tibialis anterior se kontrahuje koncentricky pro stabilizaci hlezna, popř. k urychlení bérce přes rigidní páku nohy jako mechanismus udržující nebo zvyšující rychlost běhu (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Ve stejné době se excentricky zapojí triceps surae (Véle, 2006, s. 352) pro kontrolu posunu tibie vpřed a zajištění stability hlezna. Spolu s dorziflexí v hlezenním kloubu, flexe kyčle a kolena pomáhají rozptýlit sílu nárazu při kontaktu paty.

Subtalární kloub je dalším významným činitelem pro tlumení nárazu. Pronace doprovázená everzí zánoží a vnitřní rotací tibie umožňuje osám Chopartova kloubu, aby se staly paralelní, a zvyšuje pohyblivost přednoží. Noha se tak může přizpůsobit nerovnému terénu a pohltit energii odpovídající povrchu terénu (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Excentrická kontrakce rectus femoris ovládá výšku těžiště těla a brání nadměrné flexi kolena ve chvíli, kdy přes něj přechází siločára reakční síly podložky (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Stabilitu dolní končetiny při počátečním kontaktu poskytují adduktory kyčle (Véle, 2006, s. 352). Adduktory zůstávají aktivní během celého krokového cyklu běhu narozdíl od chůze, kdy jsou aktivní pouze od švihové fáze po střed stoje (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621).

Jak pokračuje pohyb vpřed přes *střed stoje*, zvětší se dorziflexe na maximálně 20° ve srovnání se 14° při chůzi. Plantární flexe ve fázi propulze uskutečňena koncentrickou kontrakcí triceps surae slouží několika důležitým funkcím. Zahajuje zrychlení stojné končetiny, přednoží leží pevně na podložce, stojná fáze se prodlouží a minimalizuje se pokles těžiště právě, když opačná noha postupuje švihem vpřed a připravuje se na kontakt s podložkou. Konečně plantární flexe přispívá ke zvýšení kontralaterální délky kroku a zvyšuje účinnost propulze (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Při ukončení stojné fáze se zastaví funkce triceps surae a zahájí se kontrakce m. tibialis anterior. Vzhledem k tomu se noha připravuje na opuštění opěrné báze. Nastává extenze kolene a kyčle (Véle, 2006, s. 351), aby postupně akcentovala tah těla vpřed na počátku letové fáze. ischiokrurální svaly se přemění z flexorů kolena na

aktivní extenzory kyčelního kloubu. M. rectus femoris se kontrahuje koncentricky těsně před odlepením paty s cílem maximalizovat extenzi kolene (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621).

Po *odlepení paty* je tělo vrženo do první fáze švihů. Siločáry reakčních sil podložky přechází přes kolenní kloub a způsobují jeho flexi. Tato flexe kolene je udržována excentrickou aktivitou rectus femoris, který rovněž flektuje kyčel společně s m. iliopsoas (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Rotace pánve švihové končetiny pomáhá umístit stojnou končetinu do relativní zevní rotace (Véle, 2006, s. 352) a iniciovat další supinaci nohy. U běhu dochází k potlačení významu dorziflexe vzhledem k větší flexi kolene, aby byla možná propulze nohy (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621).

Jakmile opačná končetina projde *fází odvíjení plosky*, přichází poslední fáze krokového cyklu, *fáze terminálního švihu*. Flexe v kyčli končí a začíná extenze. Koncentricky se aktivují ischiokrurální svaly a m. gluteus maximus. Kokontrakce triceps surae a m. tibialis anterior, stejně jako u chůze, vytváří stabilitu hlezna pro převzetí hmotnosti těla a pokračuje zase další cyklus běhu (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621).

### **Ekonomika lokomoce**

Bipédní lokomoce přináší výhody (lepší orientace, psychologická výhoda výšky, uvolnění rukou pro úchop), ale zároveň klade vyšší nároky (složitější řízení polohy segmentů i celého těla, vysoko položené těžiště, snížená stabilita) (Vařeka, 2002, s. 122). Jelikož během lokomoce dochází k přenosu aktivní tělesné hmotnosti z místa na místo a na klouby DK působí značné reakční síly, je velmi důležité přesně rozvrhnout ekonomiku pohybu. Při chůzi dosahuje velikost reakční síly podložky 125 % tělesné hmotnosti, při běhu na 200 % a při skoku je to již více než 500 %. Hlavní váhu hlezenního kloubu nese tibie, kdežto fibula zajišťuje jen laterální stabilitu. Důležitosti nabývá fibula při běhu, kdy se během kontaktu s podložkou pohybuje směrem dolů, laterálně a přenáší jednu šestinu zatížení. Přes talus vede výslednice sil proximálních kloubů, která dosahuje 9 až 13-ti násobek tělesné hmotnosti. Proto zvýšení posunu talu ve vidlici, např. vlivem poškození tibiofibulární vidlice, jen o několik milimetrů vyvolá progresivní degeneraci (Reid, 1992, s. 215-265).

Ze zevních faktorů ovlivňuje ekonomiku i kvalita opory. (Véle, 2006, s. 353) Za fyziologických podmínek spočívají při zatížení tuber calcanei a hlavičky všech metatarzů na podložce. Úhel, při kterém se metatarzy dotýkají podložky se zmenšuje od I. k V. metatarzu, takže největší podíl hmotnosti připadá na první paprsek (Dungl, 2005,

s. 1072). Sezamské kůstky snižují působení hmotnosti těla na plantární plochu hlavičky prvního metatarzu těsně před odlepením špičky chodidla (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Těžiště bérce a nohy je ve střední 1/3 délky bérce a noha má své těžiště na vnitřním okraji, mezi od naviculare a os cuneiforme II (Vařeka - Vařeková, 2005, s. 156-166).

K přenosu zatížení a tlumení reakčních sil dochází hlavně v okamžiku počátečního kontaktu paty s podložkou a v průběhu stojné fáze chůze (Véle, 2006, s. 347). Za druhé, ve fázi odlepení paty slouží chodidlo jako tuhá páka k přenosu síly z nohy na podložku (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Při zatížení se vidlice rozšíří a hlezenní kloub se nachází ve zcela stabilní poloze, talus se dostává do pronované polohy, odemkne se Chopartův kloub a umožní chodidlu pomoci při tlumení nárazů a přizpůsobení se nerovnému povrchu (Kolář, 2009, s. 169). To je důležité v průběhu dopadu ke snížení reakční síly podložky a rovnoměrné distribuci zátěže na anatomické struktury celé DK. V poslední čtvrtině stojné fázi se noha vrací do supinace, aby vytvořila rigidní páku, která vyvine větší množství síly na podložku, než pružné chodidlo (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Při fyziologickém zatížení zodpovídá vidlice za 30 % stability v rotaci a 100 % během inverze a everze hlezna (Reid, 1992, s. 215-265).

Zatímco v zánoží stojí talus nad kalkaneem jako pozůstatek původního tvaru nohy, distálně se objevuje fylogeneticky dané postavení. Oba paprsky přednoží, mediální (talus-os naviculare-ossis cuneiformia-první tři metatarzy a falangy) i laterální (kalkaneus-os cuboideum-čtvrtý a pátý metatarz a falangy), jdou paralelně. Kostí zánoží se tak při zatížení chovají rozdílně v každé fázi chůze/běhu (Kolář, 2009, s. 169). U lidí došlo také k proporční změně falangů. Laterální falangy jsou rovné a extrémně krátké ve vztahu k velikosti těla, navíc hallux je addukován, je robustnější a delší než laterální falangy. Pohyb falangů se tak omezuje na flexi a extenzi kolem příčné osy metatarzofalangeální (Rolian – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721). Rozdíly z regresních analýz naznačují, že dlouho-prstí jedinci jsou v nevýhodě při bipedální lokomoci, pokud jde o zvýšení mechanického výkonu, a pravděpodobně také s ohledem na metabolické náklady. Údaje naznačují, že delší falangy kladou větší nároky na práci digitálních flexorů a mohly by přispět ke zvýšenému riziku zranění při běhu. Pro toto tvrzení nalezneme v lokomoci dva důvody. Maximální reakční síly podložky během propulze v běhu jsou dvakrát až čtyřikrát větší než při chůzi, proto by síly digitálních flexorů pro udržování rovnováhy také měly být podstatně větší při běhu,



s odpovídajícím účinkem na svalové úsilí. Zatímco během chůze se část zatížení přenáší na kontralaterální nohu, stojná fáze přednoží v běhu je jediným kontaktním místem s podložkou při propulzi. Proto musí digitální flexor pracovat po celou dobu propulze a tyto svaly mohou dokonce pomoci plantárním flexorům při překonávání větších reakčních sil podložky a při zvednutí končetiny nezbytném pro zahájení letové fáze běhu. Ačkoli tyto účinky mají zanedbatelné dopady na zdraví jedinců, kteří neběhají dlouhé vzdálenosti denně a nosí moderní běžecké boty (Rolian – Lieberman – Hamill – Scott – Werbel, 2009, s. 713-721).

Časové a prostorové veličiny jsou u běhu vzájemně propojeny. Nárůstu rychlosti je dosaženo zvětšením délky kroku následované rostoucí kadencí. S elevací rychlosti je noha delší dobu v letové fázi, klouby dolních končetin musí využít větší část rozsahu pohybu ke snížení vertikálního posunu těžiště. Tudíž rychlejší běžci potřebují flexibilnější klouby a větší excentrickou svalovou sílu, než běžci pomalejší. Vyšší míra excentrické kontrakce přináší vyšší energetický výdej. Jak se zvyšuje rychlost, mění se i efektivita běhu. Energetické náklady na běh tedy nejsou určeny pouze rychlostí, ale také biomechanikou. Ideální model pro úsporný běh se zatím hledá, protože existuje množství faktorů, které mohou ovlivnit efektivitu běhu (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621).

Ačkoliv se zdá, že uvedené změny nastaly specializací člověka na vytrvalostní běh, současná plantigrádní pozice lidských nohou, při níž váha těla spočívá na celé ploše chodidla od prstů až po patu, se s efektivním během neslučuje.

V nejnovější studii byla na testována hypotéza nižších energetických nákladů na transport u plantigrádního způsobu chůze. Bylo prokázáno, že digitigrádní chůze (našlapování na prsty) zvyšuje vnější mechanickou práci vykonanou dolními končetinami, snižuje efektivitu výměny kinetické a potenciální energie těžiště, zvyšuje průměrnou reakční sílu podložky působící na hlezenní kloub a vyžaduje větší nábor hlavních svalů extenzorové skupiny dolních končetin a trupu, s maximální aktivitou u distálních svalů. Přičemž z měření aktivity m. tibialis anterior jako protihráče extenzorů hlezna, bylo zjištěno, že posturální stabilita se u digitigrádní chůze nemění. Vysvětlením, proč plantigrádní pozice zlepšuje ekonomiku chůze, je o 16-17 % menší práce, kterou musí vykonat svaly dolních končetin při přechodu od jednoho kroku k dalšímu, přesněji při přesměrování trajektorie těžiště těla od sestupné části sinusoidy do části vzestupné. Centrum tlaku se při plantigrádní chůzi nachází pod patou v první polovině stojné fáze, a to zmenšuje vektor reakční síly podložky a délku ramene síly.

Lepší ekonomika vyplývá z nižší reakční síly v hlezenním kloubu, vyššího využití kinetické a potenciální energie a nižší ztráty kolizní energie. Naproti tomu nebyl žádný rozdíl hodnot spotřeby metabolické energie mezi pozorovanými subjekty, kteří běželi s digitigrádní, nebo plantigrádním držením nohy. Ve srovnání s jinými savci jsou lidé ekonomičtí chodci, ale nejsou ekonomičtí běžci (Cunningham et al., 2010, s. 790-797).

Kromě fylogeneticky dané predispozice nižší ekonomizace běhu oproti chůzi existují ještě interindividuální rozdíly dokonce i mezi elitními běžci. Obvykle se pohybují v rozmezí 20-30 %. Tyto rozdíly mohou být způsobeny odlišným ukládáním a opětovným využitím elastické energie šlach. Pomocí jednoduchého muskuloskeletálního modelu bylo předpokládáno, že množství energie uložené ve šlaše během daného pohybu závisí více na ramenu páky, než na mechanických vlastnostech šlachy (compliance). Pro daný kinematický vzorec, je síla nepřímo úměrná rameni síly šlachy. To znamená, že s rostoucím ramenem síly se množství akumulované energie zmenšuje. Toto bylo potvrzeno experimentálně u skupiny 15 vysoce trénovaných běžců. Ekonomika běhu byla měřena jako míra spotřeby metabolické energie při běhu na běžícím pásu jedoucím rychlostí 16 km/h. Byla nalezena silná korelace mezi ramenem síly Achillovy šlachy a ekonomikou běhu, což vysvětluje 56% rozptyl v hodnotách u ekonomiky běhu (Scholz et al., 2008, s. 3266).

## 4. PORANĚNÍ HLEZENNÍHO KLOUBU V ATLETICE

### 4.1 Mechanismus úrazu

Pro vznik a závažnost úrazu je rozhodující příčina, mechanismus vzniku a adaptační proces organismu. Výron hlezenního kloubu nejčastěji vzniká při špatném dopadu na nerovný povrch, nebo nohu protivníka, na druhém místě je nezvládnutí vlastního pohybu (náhlý nekoordinovaný pohyb při změně směru, zpomalení) (Reid, 1992, s. 215-265). Mediálně odchýlená vertikální reakční síla podložky způsobí explozivní nárůst momentu síly v subtalárním kloubu v krátké době (asi 50 ms), nebo etiologie odpovídá opožděné reakční době peroneálních svalů (Fong et al., 2009, s. 2-14).

Nejčastěji se setkáme s inverzním mechanismem spojeným s plantární flexí (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Zatímco v průběhu dorzální flexe znemožňuje pevné vklínění trochlea tali do vidlice bérce jakýkoliv boční pohyb, jsou při plantární flexi možné translační pohyby, a tak může snáze v této poloze dojít k vykloubení (Reid, 1992, s. 215-265). Poškodí se přední talofibulární vaz a anterolaterální část kloub. pouzdra. Pravděpodobně proto, že má nejnižší mezní zatížení mezi postranními vazy hlezna (Kolář, 2009, s. 515). V 70 % případů je zranění ATFL izolované, u 20% pacientů dochází ke kombinovanému poranění s CFL (Reid, 1992, s. 215-265). Třetí komponentou, která může být zasažena, je lig. fibulotalare posterior, ale bývá to jen v 10 % případů poranění laterálních ligament (Reid, 1992, s. 215-265). Poranění laterálních vazů může být sdruženo s kontuzí nebo rupturou svalového bříška krátkého extenzoru prstů, což můžeme mylně diagnostikovat jako závažnější stupeň podvrtnutí.

Izolované mediální výrony jsou relativně neobvyklé, k většině zranění deltového svalu dochází v kombinaci s frakturou laterálního malleolu nebo poraněním syndesmosy. Nicméně, izolovaná poranění deltového vazů mohou nastat během everze, při které se tělo převalí přes evertovanou nohu. Poškodí se částečně přední vlákna deltového vazů (Carcia – Martin – Drouin, 2008, s. 179-183).

Mechanismus poranění pro syndesmotické výrony jsou klasicky připisovány přílišné pronaci nebo nucené dorziflexi v kombinaci s axiálním zatížením hlezna (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Noha dopadá na podložku mediálně k ose těla, což vede k relativní zevní rotaci talu a vytvoření zevní rotace fibuly vůči tibií. Fibula se tak oddělí od tibie (Willians – Jones – Amendola, 2007, s. 1197-1207). Kromě toho, talus

se stočí proti tibii a může poškodit mediální deltový vaz. Často současně dochází k mediálnímu nebo laterálnímu podvrtnutí (Carcia – Martin – Drouin, 2008, s. 179-183). Toto poranění je typičtější pro kontaktní sporty, jako jsou fotbal, rugby, zápas a lakros, nebo pro sporty, kde se používá obuv znehybňující hlezenní kloub, např. lyžování a hokej (Willians – Jones – Amendola, 2007, s. 1197-1207).

Nejméně dochází k fraktuře talu, což je paralyzující zranění, jelikož vede avaskulární nekróze a progresivním degenerativním změnám (Reid, 1992, s. 215-265).

## 4.2 Rizikové faktory

Pro mechanismus zranění platí několik základních fyzikálních zákonů. Část energie působící na hlezno je výsledkem vnějších sil (gravitace a reakční síla podložky) a další pochází z výslednice vnitřních sil (svaly, šlachy, svalové úpony, kosti a klouby). Vnější a vnitřní síly jsou částečně vzájemně závislé a mohou působit společně, nebo proti sobě, s více či méně příznivým výsledkem. Podle toho rozlišujeme vnější a vnitřní rizikové faktory (Reid, 1992, s. 215-265).

### 4.2.1 Vnější rizikové faktory

Prvním důležitým faktorem jsou různé *fixace (ortézy) a tejpování* hlezna. Studie prokázaly, že ortézování a tejpování má účinek u atletů, kteří již prodělali nějaké zranění hlezna (Fong et al., 2009, s. 2-14).

Dalším vnějším rizikovým faktorem, který byl zkoumán, je *typ obuvi*. Bylo zjištěno, že výskyt a závažnost poranění u fotbalistů ze středních škol se snižuje, pokud redukuje délku kopačky. Ovšem u basketbalistů to prokázáno nebylo. U basketbalistů zvyšovala riziko zranění obuv se vzduchovou podrážkou (Fong et al., 2009, s. 2-14). Reid (1992) uvádí souvislost mezi poraněním hlezna a úzkými, dlouhými botami a nízko profilovou obuví. Určité vlastnosti obuvi mohou poskytnout proprioceptivní vstup a jiné naopak způsobí vyšší riziko, např. omezení rozsahu pohybu kloubu, přilnavost boty k povrchu, zvýšené inverzní postavení, nebo abnormální tvar. V literatuře však těžko nalezneme informace o vlivu jednotlivých charakteristik sportovní obuvi (Fong et al., 2009, s. 2-14).

Dle Fonga et al. (2009) nemá na poranění hlezna vliv *doba trvání, intenzita sport. aktivity a pozice sportovce*.

## 4.2.2 Vnitřní rizikové faktory

Snad nejčastěji studovaným rizikovým faktorem pro poranění laterálního komplexu vazů hlezna je *předchozí podvrtnutí*. (Reid, 1992, s. 215-265 a Lynch, 2002, s. 406-412) Je to založeno na skutečnosti, že narušení vazů jako biomechanických stabilizátorů vytváření částečnou deaferentaci. Názory jsou rozdílné, jelikož následky nezávisí jen na stupni poškození, ale také na druhu, kvalitě a dodržování léčebných intervencí (Fong et al., 2009, s. 2-14).

Také *pohlaví* se ukázalo jako významný činitel. Atletky mají o 25 % větší riziko vzniku prvního stupně poranění hlezna ve srovnání s atlety (Fong et al., 2009, s. 2-14). Určitou roli v tom může hrát skutečnost, že při menstruaci mají ženy zvýšenou ochablost vaziva (Kučera, 1999, s. 74).

Sporným rizikovým faktorem je *tělesná výška* sportovce. Fong et al. (2009) popisuje, že ve studii Watsona byla zjištěna korelace mezi výškou fotbalisty a opakovaným podvrtnutím kotníku, ale ve vlastním výzkumu to nepotvrzuje. Stejně poznatky má, co se týká *dominance končetin, svalové síly*. Naopak u *nadváhy* jako rizikového faktoru vyhodnotil 3,9 krát vyšší výskyt.

Při posuzování sportovců ve studii Fonga et al. (2009) se ukázalo, že *anatomický typ nohy* nemá souvislost s rizikem vzniku poranění hlezna, ale pravděpodobně tento přístup postrádá specifičnost. Rozdělení na postavení valgózní, varózní či neutrální je nedostatečné. Statické měření, které ukazuje významný vztah s dynamickým pes planus, pes cavus a zvýšený rozsah everze zánoží k poranění vazů (Williams – Jones – Amendola, 2007, s. 1197-1207). Zdá se, že zvýšení nebo snížení pohybu talu může ovlivnit stabilitu segmentu (Morrison – Kaminski, 2007, s. 135-142). Willems (2005) srovnával charakteristiku chůze v prospektivní studii u studentů tělesné výchovy a zjistil, že ti, kteří jsou ohroženi vznikem inverzního podvrtnutí, mají laterálně lokalizované centrum tlaku při počátečním kontaktu. Noha se dostává více do supinace a plantární flexe ve stojné fázi. Resupinace je zpožděna a odvalení nohy nenastává přes hallux, ale více laterálně pravděpodobně z důvodu, že se zvyšuje extenze metatarzofalangeálního kloubu. Celková doba kontaktu nohy se také prodlužuje.

Co se týká *zvýšené laxicity vaziva*, dle Fonga et al. (2009) nemá žádnou výpovědní hodnotu. V literatuře většinou nalezneme protichůdné názory. Závisí si také na adaptaci vazivového aparátu. Čím silnější ligamenta, tím větším silám odolávají.

Přesto tomuto faktoru nelze připsat významnou procentuální část poranění hlezna (Reid, 1992, s. 215-265).

*Reakční doba svalů* se zdá jasným rizikovým faktorem (Fong et al., 2009, s. 2-14). Například, kombinace účinků gravitace a svalové síly v hlezenním kloubu, pokud přesuneme těžiště dopředu, zvětší zatížení kloubu tělesnou hmotností, a jeho kolapsu zabráňuje pouze aktivita svalů. Při nepříznivých okolnostech nemohou svaly včas zareagovat, aby ochránily kloub, který se díky rotační síle dostává za fyziologickou hranici pohybu. Působící síly jsou až pětkrát vyšší, a tak snadno může dojít k ruptuře vaziva. Toto ilustruje význam ochranné funkce svalů a jejich úlohu při zajištění aktivní stability kloubů. Dobrá koordinace nervosvalového aparátu tedy snižuje riziko zranění (Reid, 1992, s. 215-265). Ovšem nelze to jednoznačně prokázat, protože přístroje, které mohou měřit maximální točivý moment, nedokáží zachytit hodnoty v průběhu velmi krátkého časového intervalu, kdy poranění vzniká. Také různé testy stability, jako je stoj na jedné DK, neposkytují uspokojivé výsledky. Většinou je posuzováno příliš málo specifických testů. Nicméně se ukázalo, že u žen se často liší časová prodleva u reakci m. gastrocnemii a m. tibialis anterior, v neprospěch m. tibialis anterior. Tato nerovnováha představuje hypotézu, že ochranný účinek svalů na stabilitu kloubu prostřednictvím kokontrakce může být narušen (Fong et al., 2009, s. 2-14). Zkušenosti rovněž ukazují, že riziko se zvyšuje, pokud je obranná funkce svalu narušena únavou nebo nadměrnou zátěží. Některé svaly jsou vícekloubové a ve skupině společně s ostatními svaly mají podobné účinky na pohyblivost kloubu.

Interakce mezi svaly se liší podle způsobu zatížení, což znamená, že dalším rizikovým faktorem je *způsob provedení pohybu* (Reid, 1992, s. 215-265). Závažnost poranění pak závisí na velikosti páky. Čím delší je páka vnějších sil, tím větší je moment otáčení. Také velká rychlost pohybu prodlužuje brzdou dráhu, distribuci sil v čase a prostoru a zvyšuje tím riziko sportovních úrazů. Celková síla působící na podložku je stejný v každém případě, ale pokud je rozložena na větší plochu těla, tlaková síla na jednotku plochy bude menší. Pokud zranění vazů vede k nestabilitě kloubu, kloubní chrupavka může být vystavena větší kompresi, než je obvyklé, čímž se zvyšuje riziko opotřebení.

### 4.2.3 Stabilita/instabilita

Vazivový komplex hlezenního kloubu zajišťuje jeho stabilitu (Lewit - Lepšíková, 2008, s. 99-104). Vazy přetržené v celé své šířce se do několika hodin

retrahují, konce se oddálí a hojí se insuficientní jizvou v prodloužení, nebo se mohou přihojit jinde. Vzniká tak kloubní instabilita (Dungl, 2005, s. 1051).

Je vedle bolesti (30,2 %) procentuálně nejvíce zastoupenou komplikací při poranění laterálních ligament hlezna, vyskytuje se jako přetrvávající symptom ve 20,4 % případů (Fong et al., 2009, s. 2-14). Diagnostika sestává především z prokázání pozitivitu držených snímků (Reid, 1992, s. 215-265). Terapie se pak liší jednak podle časového vymezení, a také podle druhu instability. (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Mechanická instabilita souvisí s mechanickým poškozením ligament. Je doprovázena poruchou neurální aference typickou pro funkční nestabilitu a může vést k synoviální hypertrofii, impingement syndromu nebo vývoji degenerace kloubu. Funkční nestabilita se může vyskytovat samostatně, aniž by byla vyšetřením zřejmá mechanická porucha ligamenta. Je projevem motorické inkoordinace následující po deaferentaci (porucha proprioceptorů). Poranění vede ke změnám neuromuskulárního systému, který provádí dynamickou stabilitu hlezna, dochází k chybnému aferentnímu inputu a následkem toho se objeví funkční nestabilita. K jejímu vzniku přispívá poškození neurálních tkání, svalově ligamentózních tkání i mechanických. Projevuje se neadekvátním dynamickým obranným mechanismem proti přílišnému napětí měkkých struktur kloubu (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Akutní instabilita vzniká na základě poškození ligamenta parciální či kompletní rupturou, chronická instabilita se vyskytuje v případech chybného hojení ligamenta, např. v případě nevyhledání odborné pomoci, v důsledku chybné diagnostiky nebo nesprávně vedené terapie. Poranění laterálních ligament není jediným prediktivním faktorem (Morrison – Kaminski, 2007, 135-142). S vývojem diagnostiky a větším zájmem o pochopení mechanismů syndesmotického podvrtnutí bylo zjištěno, že také poškození syndesmosy představuje vysoké riziko pro rozvoj chronické instability. (Lynch, 2002) Zejména 6 měsíců po zranění hlezna (Williams – Jones – Amendola, 2007, s. 1197-1207).

Chronická instabilita se projevuje recidivami podvrtnutí, pocitem nejistoty, přetrvávajícím otokem a bolestí, fenoménem „giving way“ (nekontrolované podklesnutí končetiny) a omezení sportovní aktivity. Hlezno má porušenou kinematiku kloubu, což podmiňuje např. vznik degenerativních kloubních procesů (Dungl, 2005, s. 1050). Chronická hlezenní nestabilita je spojována s chybnou dynamickou stabilitou a neuromuskulárními změnami, ale jak spolu tyto dva body souvisejí je nejasné (Gribble – Robinson, 2009, s. 350-355). Řešení se pokusilo nalézt mnoho autorů novodobých

studí. Většinou sledovali změny úhlů a úhlové rychlosti kloubů, reakční síly podložky ve stejné fázi chůze pomocí kinematických analýz.

Nejstarší studie se zabývala srovnáním charakteristiky chůze mezi zdravými subjekty a sportovci, kteří trpí funkční nestabilitou. Skupina s funkční nestabilitou vykazovala výrazně větší inverzi ve stejné fázi chůze, než kontrolní skupina (Nawata et al., 2005, s. 298-301). Drewes et al. (2009) zase pozorovali změnu postavení nohy ve prospěch inverze během terminálního švihů. Monaghan, Delahunt, a Caulfield (2006) prokázali zvýšenou inverzi už při samotném dopadu, 100 ms před dopadem a 200 ms po dopadu paty. A doplnili tento poznatek ještě o EMG záznam zvýšené aktivity m. peroneus longus po dopadu, což znamená, že při chronické nestabilitě se mění nastavení kloubu a neuromuskulární nábor svalů. Co se týká vzrušivosti motoneuronu, byla naměřena delší reakční doba u pacientů s nestabilitou (Sefton et al., 2009, s. 451-458). Současně bylo pozorováno snížení flexe kolene, a to oboustranně. Větší extenze při dopadu sice může ovlivnit dynamickou stabilitu hlezna, ale při oboustranné tendenci zvýšení extenze to spíše ukazuje na vytvoření nové strategie pohybu vycházející z centrálního nervového systému. Nastane změna ve stabilizaci kolene v sagitální rovině, ale už ne u kyčle (Gribble – Robinson, 2009, s. 350-355). Dalším důkazem změny distribuce svalového tonu a přednastavení celého neuromuskulárního systému u nestability je snížená koordinace při provádění činností každodenního života (ADL), sportovních úkonů a globálních funkcí. (Carcia – Martin – Drouin, 2008, s. 179-183).

Pokud se však zaměříme na odlišení kinematiky u mechanicky a funkčně nestabilního hlezna, nenalezneme signifikantní rozdíl. Skupiny s nestabilním hlezenním kloubem vykazují různé pohybové vzory, a mohou tak vyžadovat různé léčebné režimy (Brown et al., 2008, 822-831).



## 5. VYŠETŘENÍ PORANĚNÉHO KLOUBU

### 5.1 Akutní fáze

Poranění vazů nastane, když je kloub násilně donucen překročit hranice svého fyziologického rozsahu pohybu. Zprv se zjišťuje z anamnézy pacienta, za jakých okolností a v jaké fázi pohybu došlo ke vzniku zranění (Véle, 2006, s. 173). Pak teprve přejdeme k samotnému klinickému vyšetření.

Charakteristickým příznakem poranění hlezna je triáda bolest, otok, hematoma, (někdy viditelná dekonfigurace) (Reid, 1992, s. 215-265). Ptáme se jak rychle otok vznikl a aspekty vyšetříme přesnou lokalizaci, rozsah a barvu prosáknutí měkkých tkání. Rychlý nástup otoku, tzv. okamžitý hematoma často naznačuje těžký stupeň poranění, ačkoliv to není spolehlivý znak. Množství otoku totiž závisí na stupni poranění, uplynulé době od vzniku poranění a na tom, jak bylo nakládáno s poraněnou oblastí. Pokud se vykreslení kontury Achillovy šlachy ztrácí na obou stranách hlezna, mediálně i laterálně, např. po zranění, upozorňuje to na velké množství krvácení do kloubu. Tento náleznaznačuje mnohem závažnější poranění, které se týká nejen ligament, ale i nemalé kontuze kloubních povrchů. Můžeme tedy předpokládat, že toto zranění bude potřebovat mnohem delší čas na obnovu. Obdobně nadměrná dekonfigurace by měla vzbudit podezření na frakturu hlezna, anebo talární či subtalární dislokaci (Reid, 1992, s. 215-265). Zásadní je zjištění charakteru, výskytu bolesti a zda se šíří do okolí. Pozor však na to, že bolest není vždy úměrná zranění (Reid, 1992, s. 215-265).

Vše je provázeno omezenou hybností v hlezenním kloubu (Reid, 1992, s. 215-265). Dobrým znamením, které téměř vylučuje zlomeninu, je schopnost kloubu snést po zranění zatížení vlastní hmotností. Pokud nejsou vazy zcela přetrženy, pacient je obvykle částečně schopen chůze (Reid, 1992, s. 215-265).

Nesmí chybět palpaci pulzu a. tibialis posterior a a. dorsalis pedis, orientační vyšetření laxicity vazivového aparátu a vyšetření kolene pro podezření na postižení proximálního tibiofibulárního kloubu nebo frakturu proximální fibuly. Překvapivě výrazné fraktury malleolu mohou být opomenuty a léčeny jako distenze vazů (Reid, 1992, s. 215-265).

Instabilitu, která značí porušení vazů, lze v akutní fázi vyšetřit pomocí klinických testů, ale pouze před vznikem otoku. Ochranný svalový spasmus a edém následně překryjí známky nestability kloubu (Frei et al., 2008, s. 32). Pokud je bolest

výrazná, vykonává vyšetřující testy stability pod anestetiky. Následující specifické testy určují, zda došlo k poškození vazů, event. které vazy byly poškozeny.

Tabulka 2. Klinické testy instability (Kolář, 2009, s. 515 a Reid, 1992, s. 215-265)

Test	Testovaná ligamenta	Výchozí poloha	Pozitivita
Anterior drawer (přední zásuvka) test	lig. fibulotalare anterius, přední část kloub. pouzdra, lig. fibulocalcaneare	20° plantární flexe	posun talu >3 mm oproti druhostranné - může být přítomno lupnutí
Talar tilt test	lig. fibulocalcaneare do inverze, lig. deltoideum do everze	neutrální pozice	nadměrná inverze/everze
Thompsonův test	Achillova šlacha	relaxovaná DK v lehu na břiše	absence plantární flexe při kompresi m. gastrocnemius
Transverse test	lig. tibiofibulare inferior + kontinuita interosseální membrány nebo také současná přítomnost fraktury	neutrální pozice	možnost posunu talu a kalkaneu jako celku proti fibule nebo tibií - může být přítomno lupnutí

Kdy lze hlezno již hodnotit jako nestabilní se u různých autorů liší. Tyto testy mohou být pozitivní také u části zdravé populace (asi 11%), která má při vyšetření těmito testy asymetrický nález laxicity ligament hlezna vlivem různých faktorů (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Další specifické testy se týkají poranění syndesmosy.

Tabulka 3. Klinické testy poranění (Williams - Jones - Amendola, 2007, s. 1197-1207)

Test	Provedení	Pozitivita
Squeeze test	stlačování proximální tibie a fibuly	bolest v úrovni hlezna
Stress test externí rotace	zatlačení do externí rotace z pozice dorziflexe hlezna	bolest
Test translace (zásuvka) fibuly	translační pohyb fibuly dopředu a vzad	zvětšené translační pohyby, bolest
Cottonův test	translační pohyb talu ve vidlici distálního bérce mediálně a laterálně	zvětšené translační pohyby, bolest
Crossedleg test	sedící pacient si položí tibií na koleno nepostížené DK a provede lehký tlak o mediální hranu kolena směrem dolů	bolest v oblasti syndesmosy

Amendola (2007) popsal "stabilizační test", který může být užitečný pro potvrzení diagnózy v subakutní nebo chronické fázi poranění. Tato zkouška spočívá v použití několika vrstev pásky nad hlezenním kloubem pro stabilizaci distální

syndesmosy. Pacient je pak požádán, aby se postavil, chodil, a prováděl zvednutí prstů a skoky. Výsledek testu je pozitivní, jestliže jsou tyto manévry méně bolestivé po tejpování. Obecně platí, že diagnóza syndesmotického poranění je docela jednoduchá, ale neexistuje žádný specifický test nebo zobrazovací metoda, která by jasně definovala závažnost a rozsah poranění. V důsledku toho je stále obtížnější určit vysoce specifické léčebné postupy pro široké spektrum zranění syndesmosy u sportovců (Williams - Jones - Amendola, 2007, s. 1197-1207).

### 5.1.1 Klasifikace poranění

Co se týká poranění vazů hlezenního kloubu rozlišujeme dle patologie: distenzi (přepjetí) vazů, parciální rupturu, kompletní rupturu vazů (Dungl, 2005, s. 1050). Laicky často používaný název distorze znamená, krátké oddálení kloubních ploch od sebe a jejich opětovný návrat. Proto je distorze jen popisem úrazového mechanismu (Dungl, 2005, s.1050). Jednotlivé stupně poranění se pak popisují takto:

Tabulka 4. Stupně poranění vazů hlezna (Reid, 1992, s. 215-265)

<b>1. stupeň</b>	Distenze vazů Stabilita zachována Postižení jednoho vazů, často ATFL	Bez krvácení Minimální otok Zvýšená citlivost Není pozitivní anterior drawer test Není zvýšená laxicita do varozity	Chůze bez kulhání, min. funkční ztráta Obtížné provedení skoku Rekonvalescence 8 dní (rozmezí 2-10 dní)
<b>2. stupeň</b>	Široké spektrum poranění Lehká až mírná instabilita Kompletní poranění ATFL, nebo parciální ruptura ATFL + CFL	Krvácení Lokální otok Setřelý reliéf Achillovy šlachy Může být pozitivní anterior drawer test Není zvýšená laxicita do varozity	Antalgická chůze Nemůže provést dorziflexi Není schopen běhu a skoku Rekonvalescence 20 dní (rozmezí 10-30 dní)
<b>3. stupeň</b>	Významná instabilita Kompletní ruptura přední části kloubního pouzdra a ATFL, nebo poškození obou ligament (ATFL i CFL)	Difúzní otok oboustranný Okamžité krvácení Zvýšená citlivost mediálně i laterálně Pozitivní anterior drawer test Pozitivní laxicita do varozity	Nemožnost plného zatížení Významná inhibice pohybu bolestí Zpočátku téměř kompletní ztráta rozsahu pohybu Rekonvalescence 40 dní (rozmezí 30-90 dní)

Neexistuje ostrá hranice mezi jednotlivými popisovanými stupni poranění. V běžné klinické praxi se bez RTG nálezu neurčuje stupeň poranění (Dungl, 2005, s. 1050). Jedním z klíčových indikátorů závažnosti poranění tak zůstává schopnost zatížení končetiny ihned po úrazové události a během následujících hodin. Možnost chůze se slučuje s druhým stupněm poranění a běh s bolestí je někdy možný u prvního stupně poranění. Neschopnost zatížení bez použití opěrných pomůcek naznačuje těžký 2. nebo 3. stupeň poranění. Ne vždy však můžeme testovat lokomoci ve vertikále. Pokud zaznamenáme pozitivní test instability, významný otok a antalgickou chůzi, vyhneme se raději testování se zatížením (Reid, 1992, s. 215-265).

### 5.1.2 Diferenciální diagnostika

U výronu hlezna je důležité vyloučit fraktury, dislokace, poranění šlach a jiné ruptury ligament. Diferenciální diagnostika je následující:

1. fraktury – malleolární (fibulární nebo tibiální)
  - Maisonneuveova fraktura fibuly
  - krčku talu
  - baze 5. metatarzu u úponu m. peroneus brevis
  - os cuboideum blízko uchycení bifurkálního ligamenta (calcaneocuboid. + calcaneonavicularis ligg.)
  - osteochondrální léze trochley tali
  - předního výběžku kalkanea
2. dislokace - subtalární
  - talonavikulární
3. postižení ostatních ligament
  - dorzální talonavikulární ligamenta
  - bifurkální ligamentum
  - talokalkaneální ligamenta
4. poškození šlach
  - subluxace peroneálních šlach
  - přetržení Achillovy šlachy

### 5.2 Komplikace

Komplikace, které se přidružují k poranění vaz. aparátu hlezna zejména vlivem špatné léčebné intervence, jsou funkční nestabilita, poranění nervů, subluxace peroneálních šlach, peroneální tendovaginitis a tibiofibulární synostóza (Reid, 1992, s. 215-265). U sportovce pak pozorujeme chronickou nestabilitu, přetrvávající

bolestivost a někdy také přetrvávající otok, podklesávání končetiny (tzv. fenomén „giving way“) a postupnou degeneraci kloubních chrupavek (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

### 5.3 Zobrazovací metody

*Konvenční RTG* vyšetření ve spojení s klinickým vyšetřením zůstává primární metodou pro hodnocení akutních sportovních zranění (Dungl, 2005, 1050). Při RTG vyšetření děláme dvě projekce, anteroposteriorní a boční (Dungl, 2005, s. 1050). Reid (1992) ještě přidává snímek ve 20° inverzi. Lze tak posoudit oblast syndesmosy. Čím mladší pacient, tím více je potřeba zhotovit boční snímky nebo srovnání RTG s nepostíženou stranou (Reid, 1992, s. 215-265).

Reid (1992) zastává názor, že klasický RTG snímek je neinformativní, lze ho použít pouze, pokud došlo k odtržení malého kousku kosti. Protože často ukazuje pouze otok měkkých tkání nebo minimální poškození vazů, instabilitu nejlépe prokážeme nebo vyvrátíme pomocí držených snímků (stress RTG). Držené snímky provádíme v místní či celkové anestézii. AP projekce everze a zevní rotace je určena pro izolovaná poranění deltového vazů, inverze pro laterální ligamenta a předozadní posun talu v boční projekci pro laterální ligamenta (Dungl, 2005, s. 1050). Zatímco Reid (1992) nepřikládal stress RTG u akutních podvrtnutí žádný nebo jen malý význam. V současné literatuře se setkáváme s přínosem RTG v diagnostice akutní i chronické nestability hlezna (Kolář, 2009, s. 515).

Další možností diagnostiky je *trojdimenzionální magnetická rezonance (MR)*. Při výzkumu Verhavana et al. (1991) bylo prokázáno, že ve srovnání s operativou byla senzitivita, specificita a správnost 3D magnetické rezonance v tomto pořadí 100%, 50% a 94,4% pro rupturu předních talofibulárních ligament a 91,7%, 100% a 94,4% pro rupturu kalkaneofibulárního vazů. 3D magnetická rezonance je neinvazivní, rychlá a velmi přesná diagnostika přispívající k plánování operativy pro oba případy roztržení vazů i u mladších atletů (Verhavana et al., 1991, s. 583-587). MR se obvykle provádí na pacientech se subakutními a chronickými bolestmi nebo s podezřením na zranění šlach a vazů. MR může rovněž odhalit lézi chrupavky kosti hlezenní. Nevýhodou může být disinterpretace běžné anatomické varianty jako relevantní abnormality, což závisí na perfektní znalosti anatomie v MR zobrazení a dobře zvolené frekvenci. Jelikož se pacient většinou podrobuje vyšetření bezprostředně po fyzické aktivitě, je často zaznamenáno zvýšené množství tekutin v kloubu, asi v 18 % až 34 % případů.

Následkem takové chyby pak může být zbytečné snížení sportovních aktivit a imobilizace, dokonce i podrobení pacienta operaci (Reid, 1992, s. 215-265).

Další technikou, která pomůže určit diagnózu, je *sonografie* (Fong et al., 2009, s. 2-14). Technický pokrok způsobil výrazné zlepšení kvality obrazu v sonografii a snadno se vyrovná MR. Dalším důvodem, proč zvolit tuto metodu, jsou menší náklady a časová náročnost oproti MR. Existuje několik aplikací, kde sonografie překonává MR. Jedna z oblastí, která si zaslouží důraz, je využití dynamického zobrazování. Dynamické zobrazování je velmi užitečné při rozlišení ruptury v plné šířce vazů od částečné. Navíc, může nastat situace, kdy k subluxaci nebo narušení kontinuity vazů dochází pouze se zvláštním postavením končetiny nebo při pohybu. Tyto abnormální jevy nejsou patrné v neutrální poloze a zůstat nezjištěné rutinní MR. Poslední výhodou sonografie před MR je schopnost soustředit se právě na zkoumání příznaků. Vyšetřující tak přímo zjišťuje, zda nález koreluje se symptomy pacienta. Jediné, co brání širšímu využití, je potřebná odbornost a zkušenosti obsluhy se standardizovanou technikou (Hubbard a Hicks-Little, 2008, s. 523-529).

## 5.4 Kinematická analýza

K diagnostice funkčního zapojení segmentů lze využít 3D kinematické analýzy chůze. Při kinematické analýze chůze označíme vybrané body (segmenty) lidského těla a u nich měříme kinematické veličiny, změny úhlů, změny úhlové rychlosti, čas (Svoboda – Janura, 2010, s. 26-31). Hodnotí se pohyb jednotlivých segmentů v sagitální a ve frontální rovině. Při zařazení silových plošin do systému můžeme sledovat vektor reakční síly a následná syntéza časoprostorových parametrů nám ukáže momenty síly produkované v kloubech, mechanický výkon svalů a změny energie z něho (Svoboda – Janura, 2010, s. 26-31).

Chůze normální populace většinou vykazuje odchylky ve stabilitě ve stojné fázi, výšce chodidla nad podložkou ve švihové fázi, nastavení chodidla ve švihové fázi, rychlosti chůze a její ekonomice (Svoboda – Janura, 2010, s. 26-31).

Kinematická analýza poskytuje komplexní hodnocení pohybu jednotlivých segmentů lidského těla při chůzi v rámci jednoho měření. Je velice přesnou metodou a dokáže rychle zpracovávat zaznamenaná data. Nevýhodou je, že určování antropometrických charakteristik subjektu zkresluje kompenzace pohybu měkkých tkání a že použití mimo laboratorní podmínky není možné kvůli velkému množství rušivých vlivů (Svoboda – Janura, 2010, s. 26-31).

## 6. TERAPIE

### 6.1 První pomoc

Poranění kloubů a vazů je vždy doprovázeno poraněním cév v této oblasti. Šíření krvácení způsobí otok, který má za následek zvyšující se napětí v přilehlých tkáních, které se napínají a jsou citlivé. Zvyšující se napětí způsobí bolest. Nejdůležitější je tedy zamezit a kontrolovat krvácení. Platí jednoznačně, čím pohotovější je ošetření, tím rychlejší je pak proces hojení (Reid, 1992, s. 215-265).

První pomoc spočívá v několika jednoduchých bodech (Reid, 1992, s. 215-265):

1. chlazení, 2. komprese, 3. klid, 4. elevace.

Čím menší krvácení, tím rychleji zmizí prosáknutí měkkých tkání a vytvoří se menší zjizvení poraněné tkáně. Proto v případě poranění měkkých tkání, redukuje rozsah krvácení rychlým chlazením. Chlad musí proniknout hluboko do tkání, musí trvat dostatečně dlouho. Bleakley, McDonough a Macauley (2006) ve své studii prokázali, že během prvních 72 hodin od vzniku úrazu pomáhá kryoterapie odstranit otok, bolestivost a zlepšuje funkci kloubu. Intermitentní aplikace přináší signifikantně větší úlevu od bolesti poraněného hlezna při činnosti, než použití standardního postupu přiložením na 20 minut. Avšak týden po zranění hlezna, nedošlo k žádným významným rozdílům mezi oběma způsoby aplikace, pokud jde o funkci kloubu, otok nebo bolest v klidu. U kryoterapie neexistuje ani žádný vědecký důkaz, který by určil optimální způsob, dobu trvání, nebo frekvenci aplikace.

V současné době je nejvýhodnější lokální kryoterapie pomocí ledovacích sáčků, které jsou naplněny tvarovatelným viskózním gelem (hydrované silikáty). Jsou opětovně použitelné, nedochází ke ztrátě formovatelnosti, zabezpečují hygienickou aplikaci. Musí se však předem zchladit v mrazničce (Capko, 1998, s. 103). Nikdy nesmíme zapomenout pravidelně kontrolovat vzhled kůže pod sáčkem! Chladicí sprej je vhodný, pokud poskytuje objektivní lokální úlevu od bolesti. Používá se na oblast, kde je kůže v přímém kontaktu se skeletem, proniká jen do 3-4 mm. Efekt na kontrakce hlubších cév spuštěné reflexní reakcí je pravděpodobně jen mírný a přechodný. Chlazení ustane jakmile se přeruší sprejování a tekoucí krev postupně zvyšuje opačný efekt, než je třeba. Kryoterapie se snadno provádí, je dobře snášena a rychle tlumí symptomy pacienta (Bleakley - McDonough - Macauley, 2006, s. 700-705).

Pouhé vymizení bolesti by však rozhodně nemělo být podnětem k okamžitému návratu do hry, skutečný rozsah škod by mohl být zamaskován. Předčasný návrat do sportovní činnosti pak zhorší zranění a prodlouží hojení (Reid, 1992, s. 215-265).

Ve stejnou dobu, kdy je poranění měkkých tkání chlazeno, můžeme přiložit kompresivní bandáž. Cílem je pečovat o protitlak na rozvíjející se krvácení uvnitř poraněné oblasti, takže podporujeme tělu vlastní hemostatickou funkci. Kompresivní bandáž by měla být připevněna v takové pozici, jak dovolí lokalizace a rozsah poranění. Později může být nahrazena protektivní bandáží nebo ortézou (Reid, 1992, s. 215-265).

Končetina by neměla být namáhána tlakem a zatěžováním, až do určení diagnózy (Reid, 1992, s. 215-265).

Elevace omezí přitékající krev a krev je tak snáze transportována proximálně, tedy sníží se rozsah otoku. Elevace by měla probíhat po stejnou dobu jako ostatní opatření v akutní fázi (Reid, 1992, s. 215-265).

Medikaci pro odstranění bolesti bychom se měli vyvarovat v iniciální fázi, protože zkreslí výsledky analýzy poranění a testů stability a může komplikovat další postup léčby (Reid, 1992, s. 215-265).

## 6.2 Metody v léčebné rehabilitaci

Po počátečním managementu pro odstranění otoku a bolesti nastupuje podpora hojení a obnova porušených funkcí (Chinn – Hertel, 2010, s.157-167).

*Konzervativní léčba* poranění vazivového aparátu zahrnuje bandážování, taping, ortézování a léčebné postupy rehabilitace a fyzikální terapie. Naproti tomu radikální přístup je veden chirurgickou rekonstrukcí vazů, provádí se sutura přetržených vazů, někdy plastika vazů, náhrada volným štěpem nebo osteosyntéza u zlomenin. Následuje sádrová fixace (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Pro stanovení správného postupu rehabilitace je nutná znalost léčebného procesu v různých tkáních (Hubbard – Hicks-Little, 2008, 523-529). První stupeň poranění řešíme imobilizací kompresivní bandáží či tapingem na 3 týdny pro vyhojení mikroruptur (Frei et al., 2008, s. 32). Rehabilitace může být zahájena téměř ihned (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). U druhého stupně má velmi dobré výsledky imobilizace semirigidní fixací s časnou cílenou rehabilitací. Třetí stupeň bývá léčen sádrovou fixací na 3-4 týdny, což je doba potřebná k zahojení poškozených vazů, kloubního pouzdra a dalších měkkých tkání (Frei, 2008, s. 32). Po sejmutí fixace u II. a



III. stupně poranění se doporučuje během prvních třech měsíců ortézování pro nerušenou proliferaci a produkci kolagenních vláken (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Pozitivní nález v držených projekcích, kompletní ruptura vazů na mediální i laterální straně hlezna (rozevření tibiotalární štěrbině na zevní straně více než 10°, stejně jako rozdíl oproti druhé straně větší než 6°), dosud předznamenával *operační řešení*. Prováděla se primární sutura do 6 týdnů (optimum do 48 hodin) od úrazu či následný rekonstrukční výkon vazivového aparátu pro chronickou nestabilitu kloubu (Frei et al., 2008, s. 32). V dnešní době se od operačních zákroků upouští a dává se přednost tzv. funkční terapii (Reid, 1992, s. 215-265). Protože u operací jsou vyšší náklady a více komplikací, kdežto funkční terapie se ukazuje jako rychlejší a bez nepříznivých důsledků pro pozdější stabilitu (Dungl, 2005, s. 1050). Toto platí zejména pro operace laterálního malleolu, mediální vazy, tzn. vaz deltový, se léčí suturou vždy (Reid, 1992, s. 215-265).

*Řešení chronické nestability* je u sportovců spíše operační. Provádí se plastika fibulárních vazů, kdy se k náhradě vazů použije šlacha m. peroneus brevis, což je spojeno se ztrátou jeho funkce. Někdy se používají i šlachy jiných svalů, fascie. Po operaci je hlezno fixováno v everzi po dobu šesti týdnů. Po 3 týdnech už je povolena plná zátěž i se sádrou (Dungl, 2005, s. 1050). Ortotický zásah může být přínosný pro zlepšení dynamické rovnováhy u osob s chronickou nestabilitou hlezna, avšak pro nejednotnost kritérií posuzování stability mezi jednotlivými studii se více cení jako doplněk léčby po chirurgickému zásahu (Sesma et al., 2008, 330-337).

### 6.2.1 Různé typy fixací

Hlavním způsobem léčby výronu hlezna je imobilizace (znehynění). Doba, po kterou je hlezenní kloub znehyněn, se různí. Závisí to na mnoha faktorech. Např. stupni poranění, průběhu hojení, věku sportovce, typu sportovní aktivity atd. (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Sádrová fixace pozvolna přechází do kategorie obsoletního fixačního materiálu a je nahrazována syntetickými obvazy. Používá se spíše v první fázi terapie po operačním řešení akutního poranění, nebo nestability. Po 3 až 4 týdnech se fixace sejme a probíhá doléčení pomocí ortéz a rehabilitace (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Výhodnější je využití syntetických materiálů. Taková fixace je lehčí, pevnější, prodyšná, zajišťuje pacientovi vyšší komfort i možnost dřívějšího zatížení (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Některé materiály jsou tvarovatelné teplem, dobře se tedy hodí pro

dočasnou oporu v akutní fázi a mohou být použity jako dočasná ochrana v průběhu léčení a rehabilitace (Zinder et al., 2009, s. 388-392). Můžeme si také vybrat, jestli zvolíme rigidní, semirigidní fixaci či elastickou bandáž. Podle stavu neuromuskulární koordinace, svalové síly a rozsahu pohybu v hlezenním kloubu zvolíme tuhost fixace, která pasivně zajistí ochranu kloubu. Čím lepší jsou uvedené parametry, tím menší opora postačí a více se podpoří zapojení svalů do činnosti (Broglia et al., 2009, s. 388-392).

Rigidní fixace zajišťují ochranu ve všech třech rovinách. Některé typy drží hlezenní kloub v mírné plantární flexi, která vytváří extenční moment síly v kolenu a zvyšuje jeho stabilitu v sagitální rovině. Semirigidní fixace umožňují pohyby hlezna v sagitální rovině podle tloušťky materiálu, který zvolíme, nebo obsahují mechanický kloub se zabudovaným pružinovým mechanismem. Tyto ortézy napomáhají dorzální flexi nohy během švihové fáze a poskytují plynulý přechod mezi počátečním kontaktem paty a středem stoje. Aby dobře splňovaly svůj účel, je třeba u nich nastavit rozsah do dorzální flexe minimálně 5°. Posledním typem jsou ortézy z kompozitních materiálů, vstřebávají částečně reakční síly při náslapu na patu. Jsou určeny pro aktivní uživatele. (Kolář, 2009, s. 522)

Elastickou bandáž můžeme použít při ledování a kompresi u akutních úrazů, během rehabilitaci i jako preventivní opatření. Není objemná, dokonce se hodí i na nohu v obuvi. Je omyvatelná, samodržící, dá se opakovaně aplikovat. Musíme však vhodně přihlídnout k velké pružnosti bandáže, protože se může vytahat (Zinder et al., 2009, s. 363-369).

Tyto druhy fixace se příkládají samozřejmě až po snížení otoku. Imobilizace trvá obvykle 3 až 8 týdnů, podle tíže poranění. Plná zátěž je všeobecně možná za 10 až 12 týdnů po úrazu. Po operaci imobilizace hlezna na 7-10 dní. Sportovní aktivity až 3 měsíce po zákroku s použitím ortéz na 6 až 8 měsíců. Uvedený počet týdnů však není absolutní (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Během nošení ortézy je dobré používat při chůzi francouzské hole. Zejména u syndesmotických poranění, kdy je výrazně narušena mechanika chůze (Williams – Jones – Amendola, 2007, s. 1197-1207).

Během imobilizace lze podpořit léčbu farmakologicky, a to lokálními analgetiky, protizánětlivými léky, jako jsou nesteroidní antiflogistika, a heparinoidy. Někdy jsou v kombinovaných lécích společně s analgetiky zahrnuta i svalová relaxancia. mezi sportovci oblíbenou léčbou enzymatickými preparáty (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Alternativou léčbě akutních poranění ligamentózního aparátu hlezna je

aplikace růstových faktorů či alopatických léčiv do místa průběhu jednotlivých poškozených vazů (Kalvasová, 2009, s. 87-95). V akutním stádiu se odstraní hematom a provede se infiltrace plazmy bohaté na růstové faktory (Frei et al., 2008, s. 29). Urychlení a zlepšení celého procesu hojení je dáno větším množstvím růstových faktorů v poškozené tkáni a omezením působení interleukinů v místě léze. Interleukiny, jako běžná součást hojení, jsou zánětlivé faktory (Frei et al., 2008, s. 32). Omezením jejich působení je snížena i bolestivost procesu reparace a regenerace. Výzkum Freie et al. (2008) ukazuje velmi dobré výsledky v kombinaci s proprioceptivním tréninkem. Při kontrole po 4 týdnech nebyly zjištěny žádné známky nestability, byla již možná plná sportovní zátěž.

### 6.2.2 Taping

U sportovců se běžně využívá k léčbě podvrtnutí tzv. taping. Základní myšlenkou je, že tejpovací páska by měla podpořit oslabené části těla bez omezení jejich funkce díky změně svalového tonu, pohybu lymfy, úpravě pohybových vzorců a zlepšení postury (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Nicméně tento ideální cíl je obtížně dosažitelný i při správném postupu tejpování. Mezi kůží a dalšími strukturami je proměnlivé množství tuku a pojivové tkáně, což umožňuje kůži značný pohyb, který se liší v každé oblasti. Takže páska by měla být použita především nad klouby, kde lze posun kůže omezit pouze jedním směrem (Halseth et al., 2004, s. 781-787).

Výhody použití tapu jsou úspora času, je snadné se naučit správně aplikovat taping a může být používán v delším časovém období (Halseth et al., 2004, s. 781-787).

Narozdíl od tejpování během rehabilitace, použití tapu u akutního zranění může být riskantní. Těsné tejpování oblasti, ve které vzniká otok a krvácení, může způsobit vážné zhoršení oběhu. Před tejpováním akutního zranění by měly být provedeno podrobné vyšetření, včetně testů stability. Pokud existují náznaky kompletní ruptury vazů, tape nepřikládáme (Halseth et al., 2004, 781-787).

V praxi má tejpování velkou hodnotu, ale nemělo by být považováno za zázračné řešení u každého poranění. Tento způsob imobilizace umožní velmi brzký návrat ke sportovní aktivitě a během tréninku může zamezit obnovení zranění.

Zcela novým způsobem tejpování v léčbě i prevenci je Kinesio Tex Tape. Byl vytvořen Dr. Kenzo Kasem v 1973. Metoda kineziotapu se týká fyziologického efektu na oběhový/lymfatický systém, nervový, svalový systém, stejně jako na klouby. Tato

metoda se liší od klasického protektivního atletického tapu a tradiční metody tejpování dle McConellové. Atletický tape se používá především k omezení rozsahu pohybu. Vytváří protektivní oporu kloubu. Atletický tape je obvykle odstraněn po skončení sportovní události. McConellové metoda je technikou, která ovlivňuje konkrétní biomechanický pohyb částí těla. Používá se velmi tuhá, silně lepicí páska, která se přilepí na méně než 18 hodin a často i na kratší dobu, kvůli diskomfortu pacienta (Halseth et al., 2004, s. 1-7).

Kinezio-pásky lze identifikovat podle nápisu "Kinesio Tex" vytištěného na zadní straně obalu. Kinesio Tex tape je vyroben z latexové, hypoalergenní bavlny s podélně vedenou akrylovou tepelně-aktivní podporou, takže tape lze natáhnout o 40 % - 60 % klidové délky. To následně zajišťuje konstantní tah na kůži. Kinesio Tex Tape táhne pouze horní vrstvy pokožky, vytváří větší prostor pro průtok lymfy a tím i lepší lymfodrenáž postižené oblasti. Tento prostor je také zdrojem různých nervových receptorů a příznivě ovlivňuje propioceptivní signály. Zlepšuje funkci oslabených svalů při jejich posilování, zlepšuje oběh krve a lymfy pro odstranění otoku, přináší tak úlevu od bolesti a pomáhá snižovat abnormální svalové napětí. Páska je voděodolná a je možné ji nosit delší dobu. Kinesio Tex páska se v současné době používá bezprostředně po zranění a během procesu rehabilitace (Halseth et al., 2004, s. 1-7).

Kompletní návod na jednoduchý kineziotape hlezna je k dispozici na: URL: <<http://www.runnersworld.com/article/0,7120,s6-241-286--13020-0,00.html>> nebo URL: <[http://www.ehow.com/video\\_4398678\\_kinesiotape-demonstration.html](http://www.ehow.com/video_4398678_kinesiotape-demonstration.html)>

Halseth et al. (2004) provedli experiment u 30 zdravých osob (déle než 6 měsíců po zranění hlezna, bez významné laxicity vaziva, bez těžké abnormality DK), aby prokázali účinky kineziotapu na přední a laterální stabilitu hlezna. Subjekty prováděly plantární flexi a inverze s 20° plantární flexe před a po použití tapu na zmiňovanou oblast. Byli bosí, se zavázanýma očima, a vybaveni sluchátky, aby se vyloučily sluchové podněty. Vycházelo se z předpokladu, který popisuje Murray (2001): Kineziotape zlepšuje propiocepci prostřednictvím zvýšené stimulace kožních mechanoreceptorů. Může u sportovce navodit lepší posturální kontrolu pohybu a facilitovat dřívější návrat ke sportovní aktivitě. Výsledky naznačily, že žádné významné rozdíly v obou skupinách, bez tapu a s kineziotapem, nejsou. Pravděpodobně se neposiluje propiocepce při měření aktivních pohybů u zdravých jedinců. Tyto výsledky nemusí souhlasit se zjištěním Murraye, které ukázalo, že při aplikaci kineziotapu narůstá kožní stimulace. Přestože propioceptivní účinek kineziotapu je neznámý, bylo

jeho použití navrženo jako možný zprostředkovatel proprioceptivní aference v akutní fázi poranění.

### 6.2.3 Funkční trénink

V zájmu zajištění odpovídající léčby, je důležité si uvědomit, že může dojít k poškození jen některých nebo všech těchto struktur současně (Lynch, 2002, 406-412). Např. syndesmotické výrony mají často za následek závažnější poranění, než poškození laterálních ligament. Vzhledem k omezenému prokrvení, pomalejšímu hojení a delší imobilizaci bude vyžadovat delší čas pro obnovení funkce a rehabilitaci (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Cílem rehabilitace je obnovit mobilitu, stabilitu a funkčnost kloubu, především při běžných pohybech, jako je chůze. V další fázi se zaměříme na adaptaci organismu na pohyby ve ztížených podmínkách a na přípravu sportovce pro návrat ke sportovní činnosti (Williams – Jones – Amendola, 2007, s. 1197-1207).

Pokud chceme obnovit funkci hlezenního kloubu v rámci lokomoce, s analytických cvičením nevystačíme. Funkční trénink zahrnuje balanční a neuromuskulární cvičení, posilovací cviky, protahování zkrácených svalů a také exterocepční stimulaci u poruch citlivost, zejména při asymetrii (Lewit – Lepšíková, 2008, s. 99-104). Výhodou funkční terapie je rychlý návrat k běžným aktivitám a sportu, minimum komplikací a nízké léčebné náklady, nevýhodou je ovšem nutnost velmi dobré spolupráce pacienta (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Délka rehabilitace je zpravidla tak dlouhá, jak dlouho byl kloub imobilizován (Reid, 1992, s. 215-265).

V léčebném programu postupně zvyšujeme obtížnost cvičení a zátěž podle klinického pozorování zlepšení jednotlivých funkcí. Začínáme posilováním dorzálních a plantárních flexorů. Posilování se zátěží může být zahájeno jakmile se sníží otok a bolest. Do terapie může integrovat i diagonální cvičení (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167).

Kontrolovaný strečink svalů a pohyb v kloubu zvětší orientaci kolagenních fibril paralelně se stresovou linií a také preventivně působí proti atrofii způsobené imobilizací. Opakované cvičení tedy zvyšuje mechanickou i strukturální odolnost ligament (Kalvasová, 2009, s. 87-95).

Většina autorů se shoduje, že pro zajištění dobré stability kloubu je důležitá aferentace. Experimentální studie potvrzují význam propriocepce při udržení posturální stability. Popsaný proces zahrnuje několik fází: senzomotorický systém, vyhodnocení situace a volba vhodného programu CNS , aktivace příslušných svalů a generace

kontrakční svalové síly, její převedení na momenty sil v pákovém systému a vyvolání reakční síly prostředí (Vařeka, 2002, s. 123). Ke zlepšení aktivace svalů a generace kontrakce nám pomohou různá balanční cvičení.

Senzomotorická stimulace (SMS) se zakládá na neurofyzilogických principech procesu automatického udržování postury v gravitačním poli. Jedná se o facilitaci určitého pohybového stereotypu pomocí proprioceptorů. SMS nemá téměř žádné kontraindikace, nehodí se však při akutních bolestivých stavech. Nejde pouze o soubor specifických cviků, pomocí této techniky se mohou ovlivnit základní pohybové aktivity člověka. Freeman se spolupracovníky propracoval teorii porušené aference a navrhl, jak může SMS upravit aferenční inputy a usnadnit rozbití špatných stereotypů (Pavlů - Novosádová, 2001, s. 178-181).

Další variantou je použití balančních ploch. Novinkou v rehabilitační praxi je tzv. balancestep, dvě polokoule z pružné gumy, které se upnou na obuv. Cvičení vychází ze SMS a zahrnuje také specifické pohyby podle zaměření sportovce. Jeho účinky však dosud nejsou prokázány klinickou studií (Valjent, 2008, s. 122, 130).

Proprioceptivní trénink zkracuje dobu regenerace a rehabilitace, posiluje svalstvo v oblasti hlezenních kloubů, vede ke zlepšení reaktivity nervového systému. Z toho plyne, že může snížit riziko vzniku zranění a uplatnit se také v prevenci (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167). Potvrzují to četné vědecké studie. Např. Kidgell et al. (2007, s. 466) provedli výzkum účinků balančního tréninku. Po 6 týdenním zásahu došlo k významným rozdílům v posturální kontrole mezi stavem před a po trénování, ať bylo prováděno na jakékoliv balanční ploše.

Posouzení účinnosti však není vždy tak jednoznačné. Je třeba porovnat výkon jedince v několika různých testech, protože se často liší. Obecné schopnosti zajištění postury nelze posoudit pouze z jediného proprioceptivního testu. Každý terapeut by měl vybrat konkrétní test, aby zkoumal, do jaké míry odráží funkční deficit pacienta (de Jong et al., 2005, s. 2103).

Často bývá přehlížena účast exterocepce (informace z Ruffiniho a Maissnerových tělísek). Jsou důležité pro identifikaci zatížení a pro kontrolu tření (Vařeka, 2002, s. 123). Pacienti s poruchou sensorických funkcí totiž trpí daleko častěji úrazy nohou (Kolář, 2009, s. 171). Proto by terapie měla zahrnovat ovlivnění případné hyper/hyposenzitivity aker (Lewit – Lepšíková, 2008, s. 99-104).

Nezapomeneme na dostatek relaxace v léčebném programu (Reid, 1992, s. 215-265).

V rámci rehabilitace může pacient vykonávat také některé druhy sportů, které zbytečně nezatěžují kloub, ale posilují svalstvo, pomáhají odeznění otoku a plné reparaci vazů. Patří mezi ně jízda na kole (ergometru), plavání a cvičení ve vodě (Williams – Jones – Amendola, 2007, s. 1197-1207).

### 6.3 Fyzikální terapie jako podpůrná léčba

Metody fyzikální terapie důležité při ošetření akutního poranění hlezna a v časných fázích vzniku poranění jsou uvedeny výše. Teď se budeme krátce věnovat fyzikální terapii jako podpůrné léčbě pro urychlení návratu ke sportovní činnosti.

Fyzikální terapii využíváme zejména pro její analgetický účinek (Capko, 1998, s. 21), ke kterému dochází reflexní cestou. Urychluje tak rekonvalescenci sportovce, ale není už tak účinná u chronických a recidivujících obtíží.

Dalším účinkem fyzikální terapie bývá snížení otoku (Capko, 1998, s. 26). K tomuto účelu lze využít suché teplo, teplou vířivku, krátkovlnnou diatermiu, ultrazvuk, masáž nebo střídavé koupele (Reid, 1992, s. 215-265). Také kryoterapie, klidová galvanizace, diadynamické proudy a magnetoterapie mohou pomoci ke zlepšení hemodynamických poměrů, k odstranění otoku a snížení bolestivosti (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Výron hlezna je také jednou z indikací pro laser dle různých příruček dodávaných k přístrojům, které umožňují jeho aplikaci. Avšak velmi často nemáme tento druh terapie k dispozici a v běžné praxi se spíše nepoužívá.

Termoterapie rovněž přispívá k lepšímu průběhu hojení. Podporuje prokrvení poškozené tkáně, tím i přlivu satelitních buněk důležitých pro obnovu měkkých tkání. Nejvhodnější je začít s termoterapií 48 hodin po úraze, kdy nehrozí další krvácení. Pokračuje se ještě několik týdnů, protože do pátého dne po úraze se tvoří kolagen III. typu a poté ho až do 3. týdne nahrazují kolagenní vlákna I. typu, která jsou původní součástí vazů (Kolář, 2009, 515). Teplo zvyšuje pružnost a plasticitu kolagenních vláken, tím se stále více rozšiřují a hlezno je připravené k rehabilitačnímu cvičení.

Fong et al. (2009) dokonce uvádí záznamy o využití tradiční čínské medicíny (byliny, masáže, akupunktura). Dobře se uplatňuje v Číně při léčbě sportovních zranění, a je popisována jako účinný prostředek při léčbě bolesti, snižuje otok a vede k rychlejší obnově funkce hlezna.

Přestože velká většina účinků metod fyzikální terapie nebyla ve studiích prokázána a existuje polemika o jejich úspěšnosti, v praxi přináší symptomatické zlepšení. (Kalvasová, 2009, s. 87-95)

## 6.4 Kritéria pro návrat ke sportovní činnosti

Pacienti, trenéři a rodiče se často domnívají, že výron hlezna není vážné zranění a hráči se mohou rychle vrátit. Proto je důležité pro všechny zúčastněné strany, aby pochopily, že existuje velké riziko přetrvávajících příznaků a opakovaných výronů. Musíme umožnit vazům, aby se obnovila jejich funkce. Pokud se během rehabilitace zvýrazní otok, musí pacienti vědět, že bylo cvičení ještě příliš intenzivní. (Chinn – Hertel, 2010, s. 157-167) Jako kritéria můžeme stanovit následující:

- plný rozsah pohybu
- 80-90 % svalové síly před zraněním
- úprava stereotypu chůze a možnost provádět specifické sportovní činnosti
- absence bolesti nebo otoku

Dle evidence-based přezkoumání vedeného Hubbardem a Hicks-Littlem (2008, s. 523) se vazy zahojí a zlepší se mechanická stabilita hlezna nejméně za 6 týdnů.

Léčbu výrazně prodlouží výskyt impingement syndromu. Impingement měkkých tkání hlezenního kloubu vzniká, pokud se vazy nebo kloubní pouzdro vklíní mezi tuhé kostěné struktury. Zvýšený tlak a tření způsobí zánětlivou reakci (Reid, 1992, s. 215-265). Synoviální zánět se vyskytuje u talokrurálního a posteriorního subtalárního kloubního pouzdra (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Posteriorní talární kompresivní syndrom je často specifický pro fotbalisty a baletky, protože ke zranění dochází v plantární flexi hlezenního kloubu (Reid, 1992, s. 215-265).

O ukončení léčby a nástupu tréninkové přípravy rozhoduje funkční stav a reakce organismu na zátěž. Orientačně se můžeme řídit následujícím: Jakou dobu trvala akutní fáze choroby, takový čas by měl být věnován rekonvalescenci (Kučera, 1999, s. 75).



## 7. PREVENCE ÚRAZŮ

Úkolem celého týmu spolupracovníků, kteří se podílejí na přípravě sportovce, je, aby v závodě podal jedinec optimální výkon. Do přípravy na sportovní výkon se také začleňují různé postupy prevence vzniku zranění.

Mezi obecná preventivní opatření patří pravidelné lékařské prohlídky před začátkem sezóny, edukace sportovců, stanovení sportovních norem a pravidel hry, dostatečné rozcvičení (zahrnující strečink), regenerační fáze tréninku (Kučera, 1999, s. 75). Dále se budeme zabývat podrobněji specifickými preventivními opatřeními jako je použití tapingu, trénink rovnovážných reakcí a sportovní obuv.

### 7.1 Taping v prevenci

V předchozím textu jsme naznačili, že tape má svůj význam také v prevenci poranění vazů hlezenního kloubu. Při závodním tréninku je velké zatížení na svaly, vazy a klouby. Tyto struktury mohou být vystaveny opakovaným zraněním s výsledkem oslabení stabilizace hlezna. V takových případech tape hraje důležitou roli.

Bylo zjištěno, že taping snižuje riziko opakovaných výronů hlezenního kloubu u sportovců (Valovich, 2008, s. 316-323). Trojian a McKeag (2006) použili zkoušku stoje na jedné DK k určení rizika výronu hlezna a našli značnou souvislost mezi pozitivitou tohoto testu a vznikem budoucího podvrtnutí hlezna. Navíc, ale také prokázali účinnost tapu ke snížení pravděpodobnosti vzniku tohoto poranění.

Při zkoumání účinků tapu u pacientů s chronickou nestabilitou hlezna našli Delahunt, O'Driscoll a Moran (2009, s. ) podstatný rozdíl mezi rozsahem plantární flexe při počátečním kontaktu u subjektů bez tapu, s tapem a u subjektů, u nichž byl účinek tapu podpořen balančním cvičením. Kinematická analýza vycházela z měření úhlů 50 ms před počátečním kontaktem a během počátečního kontaktu. Výsledky této studie dále ukázaly, že ochranné vlastnosti techniky tapingu jsou zachovány i po 25 minutovém cvičení.

Přestože tape hlezna snižuje riziko zranění, mechanismus jeho účinku zůstává nejasný. Neoficiální zprávy naznačují roli placebo efektu mezi sportovci. U jedinců s nestabilitou hlezenního kloubu nebyl zjištěn žádný významný rozdíl ve výkonu, nicméně sekundární experimentální analýza ukázala, že vnímání stability účastníků při plnění funkčních úkolů se zvyšuje s důvěrou v účinnost tapu. Úloha placebo efektu tejpování u jedinců s nestabilitou zůstává nejasná. Ten, kdo tape používá, by se však

měl zaměřit na maximalizaci přesvědčení pacientů v účinnost tejpování, protože vede ke zlepšení vnímaní stability a může přispět k prevenci úrazů (Sawkins - Refshauge - Kilbreath – Raymond, 2007, 781-787).

## 7.2 Trénink rovnovážných reakcí

V poslední době dochází k nárůstu popularity propioceptivního tréninku jako prevence zranění hlezna. Samotný sportovní trénink jako preventivní opatření nestačí, jelikož má malý nebo žádný vliv na ekonomiku běhu (Scholz et al., 2008, s. 3267). Díky individuální přípravě zaměřené na stimulaci propiocepce dochází k adaptaci neuromuskulárního systému. Ve směru tahu a tlaku se posilují pevná vazivová vlákna, zvětšuje se počet satelitních buněk, které mohou nahrazovat poškozené buňky hybného ústrojí. Při kontrakci se zapojuje větší množství svalových jednotek a zdokonaluje se koordinace agonistů a antagonistů i výbavnost dynamických pohybových vzorů. Zlepšuje se také biomechanická účinnost lokomoce i zpracování aferentních informací (Kučera, 1999, s. 67).

Velké množství studií se pokusilo zhodnotit efektivitu propioceptivního (neuromuskulárního) tréninku v prevenci vzniku sportovního poranění hlezenního kloubu. Analýzy Hübshera et al. (2010, s. 413-421) odhalily, že propioceptivní trénink byl efektivní při omezení rizik výronu hlezenního kloubu. McKeon a Hertel (2008, s. 305) prokázali snížení rizika o 54 % až 76 %. Cvičební intervence byly účinnější u sportovců s historií zranění, než u těch bez (Hübsher et al., 2010, s. 413-421). Navíc tato metoda v průběhu zotavení po dobu alespoň 6 týdnů u akutního poranění hlezna podstatně omezí riziko recidivy během prvního roku (McKeon – Hertel, 2008, s. 305).

Naproti tomu, čtyř-týdenní propioceptivní tréninkový program neměl za následek žádné významné změny v pozici hlezna 100 ms před dopadem paty, během dopadu paty, ani 100 ms po dopadu paty a žádné změny v rychlosti chůze nebo běhu. Neuromuskulární cvičení zlepšuje funkce u zdravých jedinců, ale u těch s funkční instabilitou hlezna nikoliv. Faktorem, který ovlivnil výsledky mohla být krátká doba tréninku, která nemusí být dostatečná pro vznik neuromuskulární adaptace (Coughlan – Caulfield, 2007, s. 51-59).

Vhodná se zdá být i tzv. spirální dynamika, která respektuje, že se přednoží, středonoží a zánoží mezi sebou pohybují. Odpovídá tedy kineziologii nohy během cyklu chůze. Pacienta vede k uvědomování si vlastních pohybů a ovlivnění zapojení svalů, koriguje tedy postavení segmentů nohy (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Zatím ale není

v léčebné rehabilitaci rozšířená a chybí výzkum, který by prokázal její účinnost v prevenci výronu hlezenního kloubu.

### 7.3 Sportovní obuv

Výběr vhodné obuvi pro konkrétního sportovce je velkým úkolem i pro nejzkušenější odborníky ve sportu. Došlo k nárůstu výroby sportovní obuvi v reakci na poptávku jednotlivců, kteří se rozhodli pro aktivní životní styl. Bohužel došlo k určité expanzi založené na komerčních aspektech, spíše než na vědeckém a technickém zdokonalení, takže boty se nyní výrazně liší jak v ceně, tak v kvalitě. Sportovce často vede ke špatnému výběru i to, že dostávají méně než optimální poradenství ohledně nákupu obuvi (Reid, 1992, s. 215-265).

Obuv pro atlety musí mít dostatečně pružné podrážky, zpevnění obou kleneb a oporu patní kosti, event. krytí úponu Achillovy šlachy. Podešev boty izoluje nohu od povrchu, má být voděodolná a určuje množství tlumení nárazů, a tak sportovní boty by měly být zhotoveny z vrstev s různými vlastnostmi. Výrobci se snažili zlepšit vlastnosti podrážky několika způsoby, včetně zabudování vzduchových komor, které jsou v dnešní době tak populární (Reid, 1992, s. 215-216). Jejich vliv pro prevenci výronu hlezna je však pochybný (Fong et al., 2009, s. 2-14). Oblast paty by měla minimalizovat rotace, čímž by měla stabilizovat subtalární kloub zabráněním nadměrné pronace chodidla. Měkký a tenký horní okraj může dovolit patě příliš velkou laterální mobilitu a zvýšit riziko podvrtnutí. Je důležité, aby běžecké boty byly natolik flexibilní, aby umožnily ohýbání do úhlu nejméně 45° bez velkého úsilí. Většina moderních bot poskytuje jen málo prostoru pro prsty, ale v ideálním případě by špička boty měla být široká, aby se prsty mohly volně pohybovat ve fázi propulze (Reid, 1992, s. 215-216).

Nicméně vývoj ochranných vlastností obuvi byl zanedbán, protože dosud máme jen omezené znalosti o vztahu mezi hrací plochou, obuví a chodidly (Reid, 1992, s. 215-216). Nošení bot má zabránit poranění nohy, ale dle mnoha autorů zabývajících se její kineziologií, brání její funkci při přenosu zatížení a odvíjení plosky (Véle, 2006, s. 353). Proto nalezneme také mezi sportovci hodně případů funkčních poruch nohy (Reid, 1992, s. 215-216), které souvisí s následným zraněním.

Nadměrná pronace je nejčastější problém pozorovaným při empirické analýze běhu (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Pronace je výsledkem přenášení tělesné hmotnosti na chodidlo. K pronaci dojde při vyrovnávání vnitřní rotace bérce, dochází tak k pohybu v subtalárním kloubu (Reid, 1992, s. 215-216). Pokud je však

v subtalárním kloubu pohyb omezen, nemá zatížená končetina dostatečně zajištěnou stabilitu. Taktéž vazy se dostávají do zvýšeného napětí (Kalvasová, 2009, s. 87-95). Nadměrná pronace může být způsobena poruchou plantární aponeurózy. To má za následek zvýšený rozsah pohybu středonoží, který snižuje stabilitu a brání resupinaci a vytvoření rigidní páky, což může narušit propulzi. Napíná se lig. collaterale mediale a kapsulární struktury a tlačí hallux do valgosity. K tomu navíc přispívá zvýšené napětí Achillovy šlachy, především v průběhu odrazu prstů (Kozáková et al., 2010, 71-77).

Dysfunkce chodidla má i klinicky za následek podobné řetězové reakce jako poruchy stabilizačního systému trupu (Lewit - Lepšíková, 2008, s. 99-104). Ačkoliv fyziologický rozsah pronace je nutný pro přizpůsobení se povrchu, hyperpronace způsobuje zvýšení reakční síly podložky na mediální část kinetického řetězce dolní končetiny, jako je mediální tibia. Svaly se musí více aktivovat, aby kontrolovaly nadměrnou pronaci, jejich přetížením pak vzniká zánět šlach. S nadměrnou pronací přichází také nadměrná vnitřní rotace tibie a femuru (Dugan – Bhat, 2005, s. 603-621). Související změny v postavení bérce, kolene apod. vedou k nestabilitě hlezna s recidivujícími výrony (Vařeka – Vařeková, 2005, 156-166).

Pro úpravu lze používat různé druhy ortopedických vložek do obuvi, které tlumí nárazy při došlapech, stabilizují patu a váhu těla rovnoměrně rozloží na celou plošku. Je to však stále jen pasivní podpora, která bude mít zanedbatelný vliv na konfiguraci oblouku nepodpořené svalovou aktivitou, a to i po letech používání (Lewit - Lepšíková, 2008, 99-104).

Studie D. Liebermana et al. (2010) zahájila novou vlnu výzkumu. Vychází z antropologických poznatků, že lidé po většinu evoluce chodili a běhali naboso (moderní běžecké boty jsou známy až od 70. let 20. století). Unikátní specializace anatomie lidské nohy je tudíž produktem bipedální lokomoce naboso (Jungers, 2010, s. 433). Takže hypotéza byla taková, že kinematika stojné fáze a ekonomika běhu bude odlišná mezi jedinci běhajícími naboso a obutými. Nejvíce běžců používajících běžeckou obuv dává počáteční kontakt chodidla na patu. Bosí běžci mnohem častěji dopadají na středonoží nebo přednoží, protože dopad na patu je bolestivý vlivem opakované velké přechodové dopadající síly (Lieberman et al, 2010, s. 531-535). Také mají tendenci dělat kratší kroky s více vertikálním držením bérce a kotníku, což se vztahuje ke snížení těžiště a změně síly dopadu (Jungers, 2010, s. 433). To slouží k oslabení přechodové síly dopadu a vede k větší plynulosti pohybu. Lieberman et al. (2010) vypracovali dvojité kyvadlový model o stejných rozměrech jako má tibia a

chodidlo u běžné populace a vypočítali, kolik energie si tento model vymění s podložkou při dopadu na různá místa a u tuhého nebo poddajného hlezna. zjistili, že při dopadu na přednoží se zmenší efektivní hmotnost nohy. U bosích běžců se může naplno využít elastická síla uložená do Achillovy šlachy a oblouku podélné klenby (Jungers, 2010, s. 433). Boty sice omezují propriocepci, ale poskytuje komfort a usnadní dopad paty na tvrdých površích, který může být spojován s některými ortopedickými zraněními (Lieberman et al, 2010, s. 531-535).

## DISKUZE

Dobře fungující hlezno je podmínkou téměř všech sportů, avšak znalosti o funkci tohoto kloubu v rámci lokomočního pohybu nejsou tak rozšířené, jak by možná bylo potřeba. Znalost biomechaniky pomůže určit příčiny vzniku a zvolit správnou kauzální léčbu. Velkým přínosem v tomto směru jsou moderní diagnostické přístroje. Nové výzkumy se provádí pomocí měření a výpočtů z 3D kinematické analýzy, popř. jsou doplněny o elektromyografický záznam jednotlivých svalů. Kinematické a dynamické parametry s antropometrických měření umožňují určit přesnou polohu segmentu v dané fázi krokového cyklu a přesné údaje úhlových rychlostech a reakční síle podložky. Z toho lze odvodit momenty síly produkované v kloubech, mechanický výkon svalů a změny energie. Přestože měření ukazuje velmi dobré výsledky a poskytuje informace o zapojení jednotlivých segmentů během chůze či běhu, není momentálně možné testovat kinematiku mimo laboratoř, protože přístroje vykazují vlivem mnoha rušivých vlastností vnějšího prostředí velké chyby měření (Svoboda – Janura, 2010, s. 28). A tak nejcennějším pro zhodnocení deficitů vazivového a svalového aparátu hlezna zůstává klinické vyšetření.

Anamnéza by měla přinést komplexní pohled, proto bychom v ní měli popsat také klinické testování. Musíme však přihlídnout k tomu, že velikou roli hrají dovednosti a zkušenosti terapeuta. Jak upozornil Hubbard a Hicks-Little (2008), není zcela jasně definováno, jak velkou silou provádět klinické testy (anterior drawer test, talar tilt test).

Dalším problémem je nedostatečná diagnostika. Praktici nehodnotí blíže jednotlivé stupně vazivového poranění. Což znamená zařadit do standardu kromě konvenčního RTG a držených snímků jinou zobrazovací metodu, která by více vypovídala o stavu měkkých tkání. Možným objektivním měřítkem může být diagnostický ultrazvuk.

Pokud zjistíme, že došlo k narušení kontinuity ligamenta, musíme velmi dobře zvážit, zda budeme postupovat konzervativně nebo operovat. Trendem je řešit téměř všechny stupně poranění neoperativně. Výsledky konzervativní terapie s funkčním přístupem byly lepší pro nižší výskyt komplikací ve srovnání s chirurgickými metodami ve studii, i když urychlení terapie není tak markantní. U chronické instability můžeme zvažovat chirurgický zákrok. Jsou rekonstrukční operace ligament provedené po technické stránce bezvadně, ale pouhá rekonstrukce nevyřeší případný chybný stereotyp

pohybu. Bez řádného pooperačního řešení poruchy propriocepce, nesprávných pohybových stereotypů a zohlednění kvality celkové postury nemůže být operace poraněných vazů úspěšná.

Je zapotřebí úplné znehybnění? Pokud ano, jak dlouho? Kdy je možné se bezpečně a efektivně vrátit ke sportovní činnosti? To jsou další otázky ohledně terapie postiženého kloubu. Imobilizace je zcela nutná po dobu hojení ligament, protože předčasné nevhodné zatěžování akutně poraněného ligamenta může vést ke vzniku jeho nestability následkem chybného hojení. Hubbard a Hicks-Little (2008) uvádějí, že u některých jedinců dojde teprve po 12 měsících ke zhojení ligament na 80% síly jejich předúrazového stavu. K určení stavu hojících se ligament existují přímé nebo nepřímé metody. Přímé metody představují sledování výskytu ukazatelů zánětu v krvi nebo testů síly v tahu ligamentózní tkáně. Vzhledem k vysoké invazivnosti jsou tyto testy u lidí těžko proveditelné. Mohou být použity pouze nepřímé metody měření určující míru mechanické laxicity a intaktnosti. Mezi tyto testy patří již zmiňované klinické testy (anterior drawer test, talar tilt test) doplněné RTG, dále diagnostický ultrazvuk, popř. MR. Pevnost fixace pak volíme dle funkčního deficitu. Osobně se přikláním k zavedení ortézování a tapingu během rehabilitace, protože vykazují velmi dobré výsledky, hlavně v klinické praxi. Zamezíme tak opakovaným podvrtnutím.

Již zranění II. stupeň poranění ligament hlezna má tendenci k recidivám. S přihlédnutím na tuto skutečnost by terapie měla být komplexní a měla by se věnovat ovlivnění rizikových faktorů. Jasným rizikovým faktorem je reakční doba svalů a z toho odvozené provedení pohybu (Lewit - Lepšíková, 2008 a Fong et al., 2009). Hlezenní kloub vyžaduje velmi přesné neuromuskulární řízení od fáze terminálního švihů až do počátku stojné fáze cyklu chůze, pak už dochází k pasivnímu přenosu hmotnosti těla až do fáze propulze, kdy se opět zapojuje svalová složka. Pozměněná kinematika hlezenního kloubu a svalová inkoordinace mohou vést k inverznímu podvrtnutí při dopadu. Chybný timing svalů a chybný pohybový stereotyp pohybu nohy spolu úzce souvisí, proto nelze přesně určit, kde se nalézá příčina. Jednotlivé klouby dolní končetiny se navzájem ovlivňují, a tak je zde možnost, že se řetězí do globální postury. Neuromuskulární poruchy nejsou přítomny pouze ve strukturách kolem postiženého hlezna, ale mohou se pojít s disabilitami vzdálenějších segmentů a jsou způsobeny centrální neuromuskulární adaptací na instabilitu periferního kloubu. Kalvasová (2009) uvádí studie, ve kterých se našli deficity např. v náboru svalových jednotek gluteus medius u jedinců s historií poranění hlezna.

Také mnohé studie prokázali narušení posturální kontroly ve stojné fázi chůze po akutním poranění i u opakovaných poranění. Proto je proprioceptivní cvičení často doporučováno, přestože při studiích v laboratorních podmínkách nebyla zcela jednoznačně prokázána jejich účinnost. To je spíše dáno nejednotností posuzování posturální kontroly a tím, že vyšetřením jen několika testů, jako např. stoj na jedné dolní končetině, nelze předpokládat zcela stejný výsledek. Záleží na tom, jak se zapojí jednotlivé svaly. Abychom mohli dobře posoudit funkční deficit pacienta, měli bychom zkoumat hlezenní kloub při dynamickém funkčním pohybu, jako je chůze nebo běh.

Je potřeba ještě provést další studie, aby odpověděly na otázku: Je špatná posturální kontrola spojená se zvýšeným rizikem laterálního podvrtnutí hlezna? Měli by zahrnovat nejen posouzení testů posturální kontroly, ale také korelaci s hodnocením postavení hlezna ve stojné fázi, konkrétně v období kolem počátečního kontaktu. Pak bychom zjistili, jak se odchylka v testu posturální kontroly projevuje v dynamickém pohybu.

Rizikovým faktorem může být i typ nohy, i když Fong et al. (2009) to ve své studii nepotvrdili. Rozdělení typů nohou podle jejich anatomického postavení není dostačující. Postavení chodidla musíme posuzovat především v rámci funkce, pokud se chceme zabývat souvislostí s poraněním hlezenního kloubu. Anatomická stavba nohy umožňuje velké odpružení efektivní hmotnosti těla během chůze. Avšak bez svalové činnosti by se při zatížení zhroutila. Svaly udržují rovnováhu a zajišťují pohyb, tím chrání ligamenta nohy. Tedy fyziologické postavení nohy dává svalům výborný podklad pro vytvoření páky a správná koordinace svalů během pohybu působí rovnoměrně na anatomické struktury. U valgozity je tato rovnováha porušena, ať už je příčina v anatomické deformitě, nebo neuromuskulární poruše. Zvýšená pronace talu způsobí decentraci ostatních kloubů. Větší zatížení mediální části kinetického řetězce může vést ke změně nastavení segmentů proximálně i distálně od hlezenního kloubu. To vysvětluje propojení se vznikem femoropatelní bolesti a hallux valgus. Pak se tedy posouvá kauzální léčba a z toho plyne zaměření terapie.

Role fyzioterapeutů ve sportovní medicíně je významná během léčby i prevence. Pokud jde o prevenci, každý sport má svou vlastní strukturu pohybů. Znalost těchto vzorů je nezbytná pro fyzioterapeuta, jehož úkolem je zdůraznit význam přípravy na sportovní činnost a podporovat individuální trénink. Fyzioterapeut je součástí týmu, který pečuje o zdraví sportovce a působí na jeho výkonnost. Tím pádem také úzce spolupracuje s ošetřujícím lékařem a trenérem, v případě mladistvých sportovců



s rodiči. Z toho vyplývá, že fyzioterapeut by měl sportovci vysvětlit význam dostatečného zaléčení výronu hlezenního kloubu, protože se často stává, že se podcení. Následkem je přetrvávání symptomů (otoku, bolesti, ...), recidivy poranění a vznik instability, která vyřadí sportovce ze sportovní činnosti, prodlouží léčbu a zvýší náklady s ní spojené.

Problém je, že ne každý sportovec s akutním poranění ligament hlezenního kloubu přijde na ambulanci. A lékaři předepisují rehabilitaci jen u závažnějších poranění (Dungl, 2005, s. 1051). Přitom rehabilitace po dobu delší než 6 týdnů snižuje celkové riziko opětovného poranění. Rehabilitace u vrcholových sportovců je zaměřena na dosažení požadované funkční kapacity organismu. Taková delší rehabilitace nemusí být nutně pod dohledem sportovního lékaře nebo fyzioterapeuta. Postačí, když je sportovec motivován k provádění konkrétních preventivních opatření po určitou dobu. Takový preventivní program snižuje lékařské náklady spojené s prodlouženou rehabilitací na minimum, a bude mít velký potenciál zlepšení. Dalším opatřením může být zařazení proprioceptivního tréninku, který je podle studií Hübschera et al. (2010), McKeona a Hertela (2008) účinný v prevenci poranění hlezenního kloubu, do tréninkových metod. Zajímavé by bylo také zjištění, jak efektivní jsou v prevenci další metody založené na neuromuskulárním principu.

Jaká obuv je nejvhodnější? To často nedokáže posoudit, ani některý odborník, natož nepoučený sportovec. Obuv většinou nezpůsobuje riziko vzniku zranění, přesto existuje ani důkaz o tom, že by toto riziko snižovala. Boty sice omezují propriocepci, ale poskytují komfort a usnadní dopad paty na tvrdých površích, který může být spojován s některými ortopedickými zraněními. Zatím tu není dostatek nových studií, které by určily, jaká by měla být moderní sportovní obuv, aby poskytovala ochranu chodidla a zároveň ekonomizovala lokomoční pohyby.

Nebo je běhání naboso nejlepší variantou? Z dostupného výzkumu Liebermana et al. (2010, s. 531-535) plyne, že pokud bychom chtěli běhat na tvrdém podkladu s lepším odpružením hmotnosti a nižšími náklady na generaci svalové síly, musíme použít strategii dopadu na přednoží. Chybí zde studie provedená mimo laboratorní podmínky a na testovaných osobách nikoliv modelech (Jungers, 2010, s. 433).

Vzhledem k rozsáhlému obuvnickému průmyslu se další výzkum zaměří spíše na nalezení vhodných prvků obuvi, které by dostatečně stimulovaly nohy (nahradily chybějící aferenci).

Posledním faktorem, který nejspíše přispívá k tomu, že výron hlezna je stále tak frekventovaným poraněním ve sportu, může být výběr hráčů velkého vzrůstu. Zejména kolektivní sporty, jako je basketbal, volejbal, fotbal, nebo rugby kladou velké nároky na dosah hráčů. Takový brankář, nebo útočník má výhodu nad ostatními, snadno se prosadí při hře a má lepší přehled. Větší vzrůst, a tím pádem delší končetiny ovšem způsobí, že se zvětší i páky (ramena momentu síly). Delší páka znamená větší sílu působící při mechanismu poranění. To možná vysvětluje, proč se toto zranění vyskytuje nejvíce v basketbale.

## ZÁVĚR

Terapie výronu hlezenního kloubu u atletů spočívá v zajištění rychlé a účinné intervence v akutní fázi a obnově poškozených funkcí a ekonomizace pohybového vzoru pro daného jedince tak, aby nedocházelo k přetěžování a následné degeneraci kloubních i svalových struktur, během subakutní fáze. Výběr vhodných léčebných postupů vychází vždy z pečlivé analýzy problematiky poškozených ligament.

Na postižení sportovce nahlížíme komplexně. Cvičení působíme na poškozenou oblast i jeho celkovou posturu. Vysledované funkční deficity a deformity se snažíme ovlivnit ortézováním a tapingem, které mají velký význam jako podpůrné prostředky během rehabilitačního procesu.

V prevenci se zaměříme na dosažení vysoké úrovně funkční kapacity organismu. Přizpůsobujeme sportovce postupně ztíženým podmínkám, stimulujeme svalovou koordinaci pomocí proprioceptivního i sensorického vstupu.

Nemalý čas také věnujeme výběru vhodné obuvi či vložkování.

## REFERENČNÍ SEZNAM

BARTONÍČEK, Jan – HEŘT, Jiří: *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*, Praha: Maxdorf, 2004, edice Jessenius, ISBN 80-7345-017-8.

BLEAKLEY, C. M. – MCDONOUGH, S. M. – MACAULEY, D. C.: *Cryotherapy for acute ankle sprains: a randomised controlled study of two different icing protocols*, [online]. British Journal of Sports Medicine, 2006, no. 40, s. 700-705 [cit. 2011-04-10].

Dostupný z WWW:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2579462/?tool=pubmed>>. ISSN 14730480.

BROGLIO, Steven P. - MONK, Annette - SOPIARZ, Kay – COOPER, Earl R.: *The influence of ankle support on postural control*, [online]. Journal of Science and Medicine in Sport, May 2009, vol. 12, no. 3, s. 388-392 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18550434>>. ISSN 1878-1861.

BROWN, C. – PADUA, D. – MARSHALL, S. W. – GUSKIEWICZ, K.: *Individuals with mechanical ankle instability exhibit different motion patterns than those with functional ankle instability and ankle sprain copers*, [online]. Bristol: Clinical Biomechanics, July 2008, vol. 23, no. 6, s. 822-831 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033%2808%2900060-0/pdf>>. ISSN 0268-0033.

CAPKO, Ján: *Základy fyziatrické léčby*, 1. vydání, Praha: Grada, 1998, ISBN 80-7169-341-3.

CARCIA, Christopher R. – MARTIN, Robroy L. – DROUIN, Joshua M.: *Validity of the Foot and Ankle Ability Measure in Athletes With Chronic Ankle Instability*, [online]. Journal of Athletic Training, the National Athletic Trainers' Association, April 2008, vol. 34, no. 2, s. 179-183 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2267323/>>. ISSN 1938-162X.

CHINN, Lisa – HERTEL, Jay: *Rehabilitation of Ankle and Foot Injuries in Athletes*, [online]. Clinics in Sports Medicine, January 2010, vol. 29, no. 1, s. 157–167 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2786815/?tool=pubmed>>. ISSN 1556-228X.

COUGHLAN, Garrett – CAULFIELD, Brian : *A 4-Week Neuromuscular Training Program and Gait Patterns at the Ankle Joint*, [online]. Journal of Athletic Training, the National Athletic Trainers' Association, March 2007, vol. 42, no. 1, s. 51-59 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW:

<<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1896080/?tool=pubmed>>. ISSN 1938-162X.

CUNNINGHAM, C. B. – SCHILLING, N. – ANDERS, C. – CARRIER, D. R.: *The influence of foot posture on the cost of transport in humans*, [online]. The Journal of Experimental Biology, 2010, no. 213, s. 790-797 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20154195>>. ISSN 0022-0949.

ČIHÁK, Radomír: *Anatomie I*, druhé, upravené a doplněné vydání, Praha: Grada, 2001, ISBN 80-7169-970-5.

DE JONG, Arienne – KILBREATH, Sharon L. – REFSHAUGE, Kathryn M. – ADAMS, Roger: *Performance in Different Proprioceptive Tests Does Not Correlate in Ankles With Recurrent Sprain*, [online]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, November 2005, vol. 86, 2101-2105 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.archives-pmr.org/article/S0003-9993%2805%2900521-6/abstract>>. ISSN 0003-9993.

DELAHUNT, E. - O'DRISCOLL, J. – MORAN, K.: *Effects of taping and exercise on ankle joint movement in subjects with chronic ankle instability: a preliminary investigation*, [online]. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, August 2009, vol. 90, no. 8, s. 1418-1422 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0003-9993/PIIS000399930900269X.pdf>>. ISSN 0003-9993.

DREWES, L. K. – MCKEON, P. O. – PAOLINI, G. – RILEY, P. – KERRIGAN, D. C. – INGERSOLL, C. D. – HERTEL, J.: *Altered ankle kinematics and shank-rear-foot coupling in those with chronic ankle instability*, [online]. Journal of Sport Rehabilitation, August 2009, vol. 18, no. 3, 375-388 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19827501>>. ISSN 1543-3072.

DUGAN, Sheila A. – BHAT, Krishna P.: *Biomechanics an Analysis of Running Gait*, [online]. Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America, 2005, no. 16, s. 603-621 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <[http://www.med.nyu.edu/pmr/residency/resources/Clinics\\_sports%20med/running%20biomech\\_PMR%20clinics.pdf](http://www.med.nyu.edu/pmr/residency/resources/Clinics_sports%20med/running%20biomech_PMR%20clinics.pdf)>. ISSN 1047-9651.

DUNGL, Pavel a kol.: *Ortopedie*, Praha: Grada 2005, Vydání první, ISBN 80-247-0550-8.

FONG, Daniel TP – CHAN, Yue-Yan – MOK, Kam-Ming – YUNG, Patrick SH – CHAN, Kai-Ming: *Understanding acute ankle ligamentous sprain injury in sports*, [online]. BMC Musculoskeletal Disorders, BioMed Central, July 2009, vol. 14, no. 1 s. 2-14 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2724472/>>. ISSN 1471-2474.

FREI, R. – BIOSCA, F. E. – HANDL, M. – TRČ, T.: *Konzervativní terapie poranění ligamentózního aparátu hlezna s využitím PRGF*, Acta chirurgiae orthopaedicae et traumatologiae Čechoslovaca, Praha: Galén, 2008, ročník 75, č. 1, s. 28–33, ISSN 0001-5415.

GRIBBLE, Phillip A. – ROBINSON, Richard H.: *Alterations in Knee Kinematics and Dynamic Stability Associated With Chronic Ankle Instability*, [online]. Journal of Athletic Training, the National Athletic Trainers' Association, August 2009, vol. 44, no. 4, s. 350-355 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2707065/?tool=pubmed>>. ISSN 1938-162X.

HALSETH, Travis – MCCHESENEY, John W. – DEBELISO, Mark – VAUGHN, Ross – LIEN, Jeff: *The Effects of Kinesio Taping on Proprioception at The Ankle*, [online]. Journal of Sports Science and Medicine, 2004, no. 3, s. 1-7 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://docs7.chomikuj.pl/355616602,0,1,The-effects-of-Kinesio-Taping-on-Proprioception-at-the-ankle.pdf>>. ISSN 1440-2440.

HUBBARD, Tricia J. – HICKS-LITTLE, Charlie A.: *Ankle Ligament Healing After an Acute Ankle Sprain: An Evidence-Based Approach*, [online]. Journal of Athletic Training, the National Athletic Trainers' Association, October 2008, vol. 43, no. 5, s. 523-529 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2547872/>>. ISSN 1938-162X.

HÜBSCHER, M. – ZECH, A. – PFEIFER, K. – HÄNSEL, F. – VOGT, L. – BANZER, W.: *Neuromuscular Training for Sports Injury Prevention: A Systematic Review*, [online]. Medicine and Science in Sports and Exercise, March 2010, vol. 42, no. 3, s. 413-421 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19952811>>. ISSN 1530-0315.

JUNGERS, William L.: *Barefoot running strikes back*, Nature, January 2010, vol. 463, no. 28, s. 433-434, ISSN 0028-0836.

KALVASOVÁ, E.: *Možnosti terapeutického řešení laterálních instabilit ligament hlezna*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, září/2009, ročník 16, č. 3, s. 87-95, ISSN 1211-2658.

KIDGELL, D. J. – HORVATH, D. M. - JACKSON B. M. – SEYMOUR, P. J.: *Effect of six weeks of dura disc and mini-trampoline balance training on postural sway in athletes with functional ankle instability*, [online]. The Journal of Strength & Conditioning Research, May 2007, vol. 21, no. 2, s. 466-469 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17530947>>. ISSN 1064-8011.

KOLÁŘ, Pavel et al.: *Rehabilitace v klinické praxi*, Praha: Galén, 2009, první vydání, ISBN 978-80-7262-657-1.

KOZÁKOVÁ, J. – JANURA, M. – GREGORKOVÁ, A. – SVOBODA, Z.: *Hallux valgus z pohledu fyzioterapeuta aneb je hallux valgus pouze deformita palce?*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, březen/2010, ročník 17, č. 2, s. 71-77, ISSN 1211-2658.

KUČERA, Miroslav – DYLEVSKÝ, Ivan: *Sportovní medicína*, 1. vydání, Praha: Grada, 1999, ISBN 80-7169-725-7.

LEWIT, K. – LEPŠÍKOVÁ, M.: *Chodidlo – významná část stabilizačního systému*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, září/2008, ročník 15, č. 3, s. 99-104, ISSN 1211-2658.

LIEBERMANN, Daniel E. – VENKADESAN, Madhusudhan – WERBEL, William – DAOUD, Adam I. – D'ANDREA, Susan – DAVIS, Irene S. – MANG'ETHI, R. O., PITSILADIS, Yannis: *Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners*, Nature, January 2010, vol.463, no.28, s. 531-535 ISSN 0028-0836.

LYNCH, Scott A.: *Assessment of the Injured Ankle in the Athlete*, [online]. Journal of Athletic Training, 2002, vol. 37, no. 4, s. 406-412 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC164372/>>. ISSN 1938-162X.

MCKEON, Patrick O. – HERTEL, Jay: *Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part II: Is Balance Training Clinically Effective*, [online]. Journal of Athletic Training, May-June 2008, vol. 43, no. 3, s. 305-315 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2386424/>>. ISSN 1938-162X.

MONAGHAN, K. – DELAHUNT, E. – CAULFIELD, B.: *Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls*, [online]. Bristol: Clinical Biomechanics, February 2006, vol. 2, no. 2, s. 168-174 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033%2805%2900214-7/pdf>>. ISSN 0268-0033.



MORRISON, Katherine E. – KAMINSKI, Thomas W.: *Foot Characteristics in Association With Inversion Ankle Injury*, [online]. Journal of Athletic Training, 2007, vol. 42, no 1, s. 135–142 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1896068/?tool=pubmed>>. ISSN 1938-162X.

NAWATA, K. – NISHIHARA, S. – HAYASHI, I. – TESHIMA, R.: *Plantar pressure distribution during gait in athletes with functional instability of the ankle joint: preliminary report*, [online]. The Journal of Orthopaedic Science, May 2005, vol. 10, no. 3, s. 298-301 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.springerlink.com/content/kp865671987r46t8/>>. ISSN 1436-2023.

O'LOUGHLIN, P. F. – MURAWSKI, C. D. – EGAN, C. – KENNEDY, J. G.: *Ankle instability in sports*, [online]. Physician Sports Medicine, June 2009, vol. 37, no. 2, s. 93-103 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20048515>>. ISSN: 0091-3847.

PAVLŮ, D. – NOVOSÁDOVÁ, K.: *Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based practise*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, listopad/2001, ročník 8, č. 4, s. 178-181, ISSN 1211-2658.

REID, David C.: *Sports injury: assessment and rehabilitation*, Churchill Livingstone, 1992, 1. Title, ISBN 0-443-08662-1.

ROLIAN, Campbell – LIEBERMAN, Daniel E. – HAMILL, Joseph – SCOTT, John W. – WERBEL, William: *Walking, running and the evolution of short toes in humans*, [online]. Journal of Experimental Biology, February 2009, no. 212, s. 713-721 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://jeb.biologists.org/cgi/content/full/212/5/713>>. ISSN 1477-9145.

SAWKINS, K. – REFSHAUGE, K. – KILBREATH, S. – RAYMOND, J.: *The placebo effect of ankle taping in ankle instability*, [online]. Medicine and Science in Sports and Exercise, May 2007, vol. 39, no. 5, s. 781-787 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW:

<[http://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/2007/05000/The\\_Placebo\\_Effect\\_of\\_Ankle\\_Taping\\_in\\_Ankle.4.aspx](http://journals.lww.com/acsm-msse/Abstract/2007/05000/The_Placebo_Effect_of_Ankle_Taping_in_Ankle.4.aspx)>. ISSN 1530-0315.

SCHOLZ, M. N. - BOBBERT, M. F. – VAN SOEST, A. J. – CLARK, J. R. - VAN HEERDEN, J.: *Running biomechanics: shorter heels, better economy*, [online]. The Journal of Experimental Biology, October 2008, no. 211, s. 3266-3271 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://jeb.biologists.org/cgi/content/full/211/20/3266>>. ISSN: 1477-9145.

SEFTON, JoEllen M. – HICKS-LITTLE, Charlie A. – HUBBARD, Tricia J. – CLEMENS, Mark G. – YENGO, Christopher M. – KOCEJA, David M. – CORDOVA, Mitchell L.: *Sensorimotor function as a predictor of chronic ankle instability*, [online]. Clinical Biomechanics, Elsevier, 2009, no. 24, s. 451-458 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.clinbiomech.com/article/S0268-0033%2809%2900054-0/pdf>>. ISSN 0268-0033.

SESMA, A. R. – MATTACOLA, C. G. – UHL, T. L. – NITZ, A. J. – MCKEON, P. O.: *Effect of foot orthotics on single- and double-limb dynamic balance tasks in patients with chronic ankle instability*, [online]. Foot and Ankle Specialist, December 2008, vol. 1, no. 6, s. 330-337 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19825736>>. ISSN 1938-7636.

SVOBODA, Z. – JANURA, M.: *Využití 3D kinematické analýzy chůze pro potřeby rehabilitace – systém Vicon MX*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, leden/2010, ročník 17, č. 1, s. 26-31, ISSN 1211-2658.

TROJIAN, T. H. – MCKEAG, D. B.: *Single leg balance test to identify risk of ankle sprains*, [online]. British Journal of Sports Medicine, 2006, no. 40, s. 610-613 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2564306/>>. ISSN 14730480.

VALJENT, Z.: *Využití moderní rehabilitační pomůcky – balancestepu*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, září/2008, ročník 15, č. 3, s. 122-130, ISSN 1211-2658.

VALOVICH, McLeod T. C.: *The effectiveness of balance training programs on reducing the incidence of ankle sprains in adolescent athletes*, [online]. Journal of Sport Rehabilitation, August 2008, vol. 17, no. 3, s. 316-323 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <[http://hk.humankinetics.com/JSR/JSR\\_10\\_J2897\\_McLeod.pdf](http://hk.humankinetics.com/JSR/JSR_10_J2897_McLeod.pdf)>. ISSN 1543-3072.

VAŘEKA, I.: *Posturální stabilita (II. část) – řízení, zajištění, vývoj, vyšetření*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, listopad/2002, ročník 9, č. 4, s. 122-129, ISSN 1211-2658.

VAŘEKA, I. – VAŘEKOVÁ, R.: *Patokineziologie nohy a funkční ortézování*, Rehabilitace a fyzikální lékařství, Praha: Česká lékařská společnost J. E. Purkyně, listopad/2005, ročník 12, č. 4, s. 156-166, ISSN 1211-2658.

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

VERHAVEN, E. F. – SHAHABPOUR, M. – HANDELBERG, F. W. – VAES, P. H. – OPDECAM, P. J.: *The accuracy of three-dimensional magnetic resonance imaging in the diagnosis of ruptures of the lateral ligaments of the ankle*, [online]. The American Journal of Sports Medicine, November-December 1991, vol. 19, no. 6, s. 583-587 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1781494>>. ISSN 1552-3365.

WILLIAMS, Glenn N. – JONES, Morgan H. – AMENDOLA, Annunziato: *Syndesmotic Ankle Sprains in Athletes*, [online]. The American Journal of Sports Medicine, American Orthopaedic Society for Sports Medicine, May 2007, vol. 35, no. 7, s. 1197-1207 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://ajs.sagepub.com/content/35/7/1197.full.pdf+html>>. ISSN 1552-3365.

WILLEMS, T. – WITVROUW, E. – DELBAERE, K. – De COCK, A. – De CLERCQ, D.: *Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: a prospective study of risk factors*, [online]. *Gait & Posture*, June 2005, vol. 21, no. 4, s. 379-387 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362%2804%2900066-9/abstract>>. ISSN: 0966-6362.

ZINDER, Steven M. – GRANAT, Kevin P. – SCHULTZ, Sandra T. – GANSNEDER, Bruce T.: *Ankle Bracing and the Neuromuscular Factors Influencing Joint Stiffness*, [online]. *Journal of Athletic Training*, the National Athletic Trainers' Association, August 2009, vol. 44, no. 4, s. 363-369 [cit. 2011-04-10]. Dostupný z WWW: <<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2707072/>>. ISSN 1938-162X.

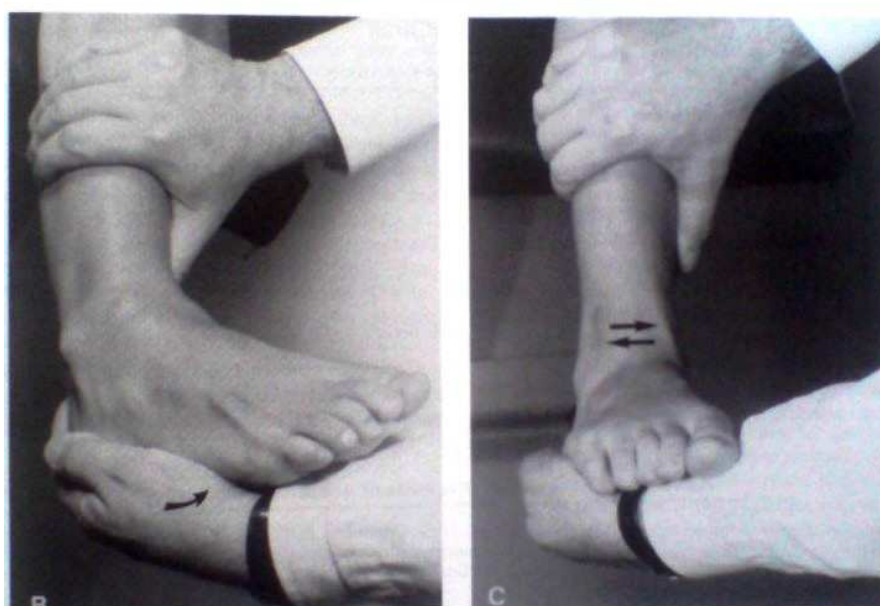
## **SEZNAM PŘÍLOH**

**Příloha č. 1: Klinické testy instability (obrázek)**

**Příloha č. 2: Kasuistika (text)**

## PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Klinické testy instability (Reid, 1992, s.)



**Příloha č. 2: Kasuistika**

**Anamnéza** (21. 3. 2011)

Pacient: J. I., muž

Rok narození: 1988

OA: Běžné dětské nemoci. Fyziologický psychomotorický vývoj. Dne 1. 2. 2011 uklouzl venku na náledí a poranil se na pravém hleznu. Ošetřen den po té na chir. AN Domažlice s dg. "distorse ATC I. dx", na RTG nález negativní. Fixace ortézou do 28. 2. 2011.

Úrazy a operace: Před více než 10 lety parciální ruptura kostní tkáně v oblasti pravé kyčle – léčeno konzervativně, srpen 2010 zhmoždění levého ramene při autonehodě – zaléčeno sérií magnetoterapií, opakovaně distorze hlezna při sportu cca 3-4x za sezónu, vážné úrazy nebo další operace neprodělal.

Sport: Aktivně sportuje kopanou a box. Pacient je pravák.

RA: nevýznamná

PA: nezaměstnaný

AA: negativní

FA: bez medikace

Abusus: nekuřák, alkohol příležitostně

Vystaven poukaz na ortézu hlezna ke stabilizaci hlezna při větší zátěži.

Subj. se cítí dobře, v posledním měsíci RHB velké zlepšení otoku, zmizela tupá bolest v místě poranění, bez dalších komplikací, občas bolesti beder nebo kolenních kloubů

Obj. Pacient plně spolupracuje. Hlezenní kloub nevelkého a měkkého prosáknutí měkkých tkání v okolí obou malleolů pravé DK. Trvají známky posttraumatické a postmobilizační synovitidy talokrurálního skloubení. Barva a trofika kůže v normě, neurologicky bez deficitu. Hypersenzitivita obou plosek v oblasti úponu plantární aponeurózy. Výrazné otlaky na mediální části MTP kloubu obou DKK. Také sešlapání podrážky obuvi odpovídá zvýšenému zatížení mediální hrany chodidel. Pravidelný taping nohy při sportovním tréninku.

Vyšetření stoje

Pohled zezadu: inklinace hlavy společně s krční páteří doleva a kompenzační rotace k pravé straně, levé rameno drženo anteriosuperiorně, m. trapezius levé strany ve výrazně větším napětí než vpravo, vysoké postavení levé lopatky, lepší stabilizace

ramenního pletence vpravo, přetížené paravert. svaly v oblasti přibližně od Th6 až Th12, SIPS stejně vysoko v transverzální rovině, levá pata se stáčí do valgozity

Pohled z boku: předsun hlavy, vrchol hrudní kyfózy posunut do nižších segmentů hrudní páteře, zvětšená bederní lordóza, velká angulace zejména mezi posledními obratli bederní páteře, pánev lehce v antevertzi, zvětšený sklon os sacrum anteriorně, ochablá spodní břišní stěna

Pohled zepředu: protrakce levého ramene, SIAS stejně vysoko, z hlediska valgozita/varozita kolen. kloubů v normě, rozšířená obě dvě přednoží v lehce pronačním postavení, počínající „trojúhelníkovitá“ deformita u obou přednoží

Délka DKK: dle měření SIAS-med. malleolus a pupík-med. malleolus jsou obě končetiny stejné dlouhé

Stoj na obou DKK je stabilní. Stoj na jedné DK možný oboustranně. Pravá DK jeví známky zhoršené stability hlezna, větší propad do valgozity chodidla. Velké napětí kvadricepsu. Posun pánve mediálně a kompenzačně posun ramen laterálně, vertikála probíhá od okciputu vpravo od C7 – pravý vertebrální val – přibližně střed kyčel. kloubu – laterální hrana tuber calcanei. Vlevo obdobné držení jako vpravo velmi mírně vyjádřené, vertikála se blíží více středové linii.

Zkrácené svaly: m. trapezius a m. pectoralis vlevo, m. quadratus lumborum, ischiokrurální svaly, m. triceps surae oboustranně

Pasivní hybnost v normě a aktivní hybnost ještě posttraumaticky a postmobilizačně nedosahuje plného rozsahu ve všech rovinách.

Funkční testy:

Thomayer 3 cm, při pohybu nerozvíjí dostatečně úsek střední a dolní hrudní páteře, levá SIPS oproti druhostranné anteriorně posunuta

Trendelenburg: negativní

Véle: na pravé DK podstatně méně výraznější odpověď prstců, větší napětí v celé levé DK oproti druhostranné

Funkční test flexe trupu: hrudník tažen kraniálně, elevace klíček, velká aktivace rectus abd., konkavity – chybí aktivace obliquii interni

Funkční test extenze trupu: hyperextenze horní krční páteře, hyperlordóza Th/L, hyperaktivita paravert. svalů dolní hrud. páteře, na začátku naskočí hamstringy a glutei

Funkční test extenze kyčle: téměř současná aktivace glutei a hamstringů, lordotizace bederní oblasti, hypertrofie paravert. svalů



Brániční test dle Koláře: jen velmi malou silou aktivuje svaly proti odporu, při větší snaze o aktivaci flektuje páteř, při elevaci DKK zapojí svaly ram. pletenců, aby dosáhl lepší stability, objeví se stranový rozdíl – vpravo horší

Funkční test podélné klenby nohy: Bez zatížení nižší podélné klenutí na pravé DK oproti druhostranné, také větší propad klenby při zatížení ve stoji. Levá DK snížení klenby při zatížení v normě, u pravé DK shledána odchylka od normy 0,15 mm. Toto se ještě zvýrazní při dalším zvětšení zatížení. Nízká funkční kapacita obou kleneb.

Vyšetření chůze

Stereotyp chůze dynamický. Chůze bez opěrných pomůcek. Dorzální flexe pravého hlezna pro plynulou chůzi dostatečná, avšak odraz je omezen. Dopad na patu, po kterém následuje propad podélné klenby vlevo. Stranově odlišné odvíjení chodidla. Osy palců probíhají laterálně směru pohybu DKK. Malý rozsah kontra-rotace trupu proti pánvi. Souhyby HKK přítomny.

Modifikace chůze: Chůze pozpátku reakci mm. glutei, koaktivace svalů kolena a klenby

Vyšetření kloubní vůle a mobilizace:

talokrurální kloub - omezené pružení kloubní, lze zlepšit repetitivní mobilizací metatarzy – menší blokáda jen mezi II. – III. metatarzem, provedeno protřepávání metatarzů

PIR – m. biceps femoris, m. triceps surae, m. quadratus lumborum, uvolnění thorakolumbální fascie

Goniometrie:

S: 10 – 0 – 45

F: 15 – 0 – 25

Cvičení

instruktáž protahování zkrácených svalů (ischiokrurální a m. triceps surae), nácvik „malé nohy“, senzomotorická cvičení v sedu na židli a ve stoji, cviky na labilní ploše (kulová úseč)

Krátkodobý rhb plán: (od 8.3.2011)

- 7x všechny uvedené procedury v sérii

- senzomotorika – senzomotorická stimulace zlepšení svalové koordinace při činnosti pravé DK jako celku

- TMT – TMT k ovlivnění sval. napětí, uvolnění kontraktur, otoku podkoží pro usnadnění další LTV

- LTV- LTV za pomoci přístrojů pro zlepšení rozsahu hybnosti postiženého kloubu a zlepšení síly kolemkloubních svalů

- diadynamik CP – 4 minuty, na oblast pravého hlezna, transregionální aplikace
- vířivá koupel – isotermická, 15 minut, na oblast pravého hlezna a bérce

Dlouhodobý rhb plán:

Zranění nemá vážné následky, ale dlouhodobě dochází k přetížení celé postury těla. V rámci sportovních aktivit je třeba zařadit kompenzační cvičení, např. plavání, cvičení na posilovacích strojích a protahování svalů zkrácených, abychom zmírnili flekční držení hrudní páteře, které podporuje trénink boxu. Byla provedena instruktáž několika cviků.

Dále je třeba ovlivnit aktivaci m. obliquus abd. int. v rámci celé břišní muskulatury a zlepšit sval. koordinaci mezi břiš., zád. svalstvem a pánev. dnem. Například 3. měsíc poloha na zádech, posilování šikmých břišních řetězců s odporem proti míči. Po dosažení správné koaktivace používat tuto souhru během posilování. Posílit svalstvo dolní břišní stěny a svalstvo přední části těla.

V případě zlepšení stavu a návratu ke sport. činnosti by bylo vhodné konzultovat konkrétní parametry obuvi pro pacienta. Doporučovala bych zvolení obuvi s lepším vedením paty a širším prostorem v přední části pro oblast MTP kloubů a prstců. Nadále využívat taping nohy pro dobrý efekt s úpravou korekčních tahů.

Závěr:

Pacienta jsem vyšetřila a byla přítomna u několika terapeutických sezení. Terapie se ukazuje jako vyhovující. Zejména pro omezení přetrvávajícího otoku. Posílením svalového korzetu hlezenního kloubu, nácvikem stabilizačních funkcí DK, popř. využitím tejpování a ortézování při očekávané vyšší zátěži zcela nezabráníme dalšímu vzniku zranění. U pacienta se projevuje jednostranná sportovní zátěž, která umocňuje nestabilitu v oblasti křížové kosti a neekonomičnost funkce podélné klenby. Proto považuji pro komplexní léčbu za nejlepší řešení ovlivnit svalů zajišťujících stabilitu bederní páteře a křížové oblasti, pánevní dno a zlepšit postavení chodidel pomocí ortopedických vložek a korekčního tejpování pro změnu zatížení DKK, a tak ekonomizovat pohyb. činnosti.