

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

POVRCHOVÁ ELEKTROMYOGRAFIE SVALŮ NOHY A BÉRCE PŘI RŮZNÝCH  
POSTURÁLNÍCH SITUACÍCH U PACIENTŮ S CHRONICKOU NESTABILITOU HLEZNA

Diplomová práce

Autor: Bc. Blanka Kosobudová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Petra Valouchová, Ph.D.

Praha 2007

## Bibliografická identifikace

Jméno a příjmení autora: Bc. Blanka Kosobudová

Název diplomové práce: Povrchová elektromyografie svalů nohy a bérce při různých posturálních situacích u pacientů s chronickou nestabilitou hlezna

Pracoviště: Klinika rehabilitace, 2.LF UK - Motol

Vedoucí diplomové práce: Mgr. Petra Valouchová, Ph. D.

Rok obhajoby diplomové práce: 2007

Abstrakt: Prvním cílem této diplomové práce bylo shrnout poznatky o poranění ligamentózního aparátu hlezna, laterální nestabilitě hlezenního kloubu, konzervativní a operativní terapii těchto poranění s důrazem na fyzioterapeutické postupy v terapii distorzí hlezna. Druhým cílem diplomové práce bylo seznámení se s polyelektromyografií jako možností objektivního posouzení rozdílů v aktivaci svalů nohy a bérce u zdravých jedinců a u pacientů s chronickou nestabilitou hlezna při různých posturálních situacích.

Třetím cílem této diplomové práce bylo využití teoretických znalostí v praxi při terapii pacientů po distorzi hlezna a subjektivně i objektivně zhodnotit efekt prováděné terapie.

Klíčová slova: poranění ligamentózního aparátu hlezna, laterální nestabilita hlezenního kloubu, polyelektromyografie u distorzí hlezna, svaly bérce a nohy

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographic identification

Author's first name and surname: Blanka Kosobudová, BA.

Title of the master thesis: The Surface Electromyography of Muscles of a Foot and Shank in Different Postural Situations with Patients Suffering from Chronic Instability of an ankle

Department: Department of physiotherapy of Medical faculty at University Hospital

Supervisor: Petra Valouchová, MA., PhD.

The year of presentation: 2007

Abstract: The first aim of this master thesis was to summarize the information on injuries of ligamentous apparatus of an ankle, lateral instability of a talar joint, conservative and operative therapy of these injuries with the emphasis on physiotherapeutical procedures in the therapy of ankle sprains. The second aim of the master thesis was to introduce surface electromyography as a possibility to examine objectively the differences in the activation of foot and shank muscles with healthy people and people with chronic instability of an ankle in different postural situations. The third aim was to use the theoretical knowledge in practice with patients who have sprained their ankle and to make a subjective and objective assessment of the therapy effect which is in progress.

Keywords: injury of ligamentous apparatus of an ankle, lateral instability of an ankle joint, surface electromyography of an ankle sprain, muscles of a shank and foot

I agree the master thesis to be lent within the library service.

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Petry Valouchové, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 11.4.2007

.....

## Poděkování autora

Ráda bych poděkovala Mgr. Petře Valouchové, Ph.D. za pomoc a cenné rady, které mi poskytla při zpracování mé diplomové práce. Dále děkuji Mgr. Petře Valouchové, Ph.D. za možnost naučit se pracovat s přístrojem na zjišťování elektromyografické aktivity svalů nohy a bérce, s jehož pomocí jsem mohla vytvořit praktickou část této diplomové práce a posoudit rozdíly v zapojení výše uvedených svalů nohy při různých posturálních situacích u zdravých jedinců a pacientů po distorzi hlezna. Dále děkuji paní Lence Hlinkové, která mi pomohla zajistit většinu pacientů po výronech kotníků a na závěr děkuji všem pacientům po distorzi hlezna, kteří trpělivě absolvovali vyšetření i následný rehabilitační program, a tak mi umožnili vytvořit praktickou část této diplomové práce.

# OBSAH

ÚVOD .....	9
CÍLE A HYPOTÉZY .....	11
1 ANATOMIE HLEZENNÍHO KLOUBU A NOHY .....	12
1.1 Kloubní, ligamentózní a svalový aparát hlezna a nohy .....	12
2 KINEZIOLOGIE A BIOMECHANIKA HLEZENNÍHO KLOUBU A NOHY .....	16
2.1 Pohyby v hlezenním kloubu – horní kloub zánártní.....	17
2.2 Pohyby v dolním zánártním kloubu.....	18
2.3 Biomechanika a kineziologie stoje a chůze.....	20
2.3.1 Zatížení nohy ve stoji .....	20
2.3.2 Zatížení nohy při chůzi, Krokový cyklus .....	21
2.4 Klenba nohy.....	23
3 PORANĚNÍ LIGAMENTÓZNÍHO APARÁTU HLEZNA.....	26
3.1 Laterální nestabilita hlezenního kloubu.....	27
3.1.1 Klasifikace poranění ligamentózního aparátu hlezna.....	28
3.1.2 Mechanismus úrazu .....	29
3.2 Laterální nestabilita hlezna – chronická laterální nestabilita.....	30
3.3 Mechanická laterální nestabilita a funkční laterální nestabilita hlezna .....	31
3.3.1 Porucha rovnováhy .....	34
3.3.2 Porucha polohocitu a pohybocitu .....	35
3.3.3 Svalové oslabení.....	35
3.3.4 Omezení dorziflexe.....	35
3.3.5 Funkční nestabilita z jiných příčin .....	36
3.4 Stabilita a nestabilita hlezenního kloubu z pohledu vývojové kineziologie, funkční nestabilita hlezna z neúrazových příčin.....	36
4 VYŠETŘENÍ NOHY .....	39
4.1 Anamnéza .....	39
4.2 Aspekce .....	39

4.3	Palpace.....	39
4.4	Rentgenové vyšetření a jiné zobrazovací metody .....	41
5	KONZERVATIVNÍ A OPERATIVNÍ TERAPIE LIGAMENTÓZNÍCH PORANĚNÍ HLEZNA .....	44
5.1	Léčba u sportovců.....	46
6	FYZIOTERAPEUTICKÉ POSTUPY PŘEDOPERAČNÍ I POOPERAČNÍ PÉČE U PACIENTŮ PO DISTORZI HLEZNA .....	48
6.1	Fixace hlezna – ortéza, tape.....	50
6.2	Nervosvalová reedukace.....	51
6.3	Fyzikální terapie .....	53
6.4	Plyometrické cvičení .....	53
6.5	Cross – Over Effect .....	53
6.6	Ovlivnění svalového napětí dle Hermachové.....	53
6.7	Role bot v prevenci distorzí hlezna .....	54
7	REHABILITACE U PACIENTŮ PO DISTORZI HLEZNA .....	56
7.1	Fáze bezprostředně po úrazu .....	57
7.2	Počáteční fáze rehabilitace (2. – 5. den).....	57
7.3	Střední fáze rehabilitace ( 6. – 14. den).....	58
7.4	Finální rehabilitace (2. – 6. týden).....	60
7.5	Kritéria návratu ke sportu a jiné aktivní činnosti pacienta po distorzi hlezna..	60
8	ELEKTROMYOGRAFIE .....	62
9	METODIKA VÝZKUMU .....	63
9.1	Charakteristika souboru testovaných osob .....	63
9.2	Charakteristika použitého snímače.....	64
9.3	Metodika měření.....	65
9.4	Zpracování záznamu měření.....	67
10	VÝSLEDKY MĚŘENÍ .....	68
10.1	Ověření hypotéz.....	68
10.2	Výsledky rehabilitace pacientů po distorzi hlezna .....	73

11	DISKUZE.....	74
11.1	Diskuze – teoretická část.....	74
11.2	Diskuze – praktická část.....	77
12	ZÁVĚRY.....	81
13	SOUHRN.....	83
14	SUMMARY.....	84
15	REFERENČNÍ SEZNAM.....	85
16	SEZNAM OBRÁZKOVÉ PŘÍLOHY K DIPLOMOVÉ PRÁCI.....	89
17	OBRÁZKOVÁ PŘÍLOHA K DIPLOMOVÉ PRÁCI.....	91



# ÚVOD

Výskyt poranění ligamentózního aparátu hlezna je velmi častý. Většina těchto úrazů je shrnuta pod pojmem distorze (Sýkora, 1992). Tyto obecně označované distorze „podvrtnutí“, patří mezi nejčastější traumata jak ve sportu, tak i při běžných denních aktivitách (Kučera, Korbelař, Barna, Hladíková, Kolář, 2005). Handl a et al. (2006) uvádí, že podvrtnutí hlezenního kloubu patří k nejčastějším úrazům sportovně aktivních osob, přičemž nejčastěji jsou tyto úrazy u osob ve věkovém rozmezí 15 až 19 let. Podle statistik dominuje podvrtnutí hlezna v atletice, fotbalu, házené, tenise, basketbalu a volejbalu (Kučera a et al., 2005). Wolfe, Uhl, McCluskey (2001) dokonce uvádí, že hlezno je místem vůbec nejčastějších akutních muskuloskeletálních obtíží a 75 % z nich tvoří právě distorze.

Rozsah postižení anatomických struktur hlezenního kloubu, při podvrtnutí hlezna, zůstává většinou skryt, což je asi největší úskalí správného a prvotního odborného ošetření (Sýkora, 1992). Poranění vazů hlezna, zvláště nedostatečně ošetřené kompletní ruptury bez operační sutury či nedostatečné doby fixace, vedou následkem zhojení v prodloužení k insuficienci vazů, ke změně celé biomechaniky hlezenního kloubu a vzniku nestability v kloubu. Tato nestabilita většinou pozastavuje sportovní ambice mladých lidí, ale může i omezovat pacienta při výkonu povolání či v běžném životě. Správná diagnostika a adekvátní léčba jsou jedinou prevencí chronických nestabilit v hlezenním kloubu a dalších možných komplikací (Richter, 1992).

Distorzí hlezna dochází k zániku, popřípadě poškození některých mechanoreceptorů, které se nacházejí ve všech ligamentech hlezna. Tímto zánikem dochází ke zhoršení kloubní propriocepce, která se v rámci konzervativní terapie indikované ortopedem ani operačního řešení laterální nestability, sama neupraví. V těchto případech má tedy obrovský význam akcelerovaná, progresivní rehabilitace, která v sobě zahrnuje obnovu propriocepce, zejména prostřednictvím senzomotorického cvičení, ale i například cvičením v uzavřených kinetických řetězcích (Brotzman, 1996).

Polyelektromyografie (PEMG) představuje cenného pomocníka při objektivním hodnocení svalových dysfunkcí, nejenom v oblasti hlezenního kloubu. Doplnuje vyšetření fyzioterapeuta, který je při hodnocení svalových změn odkázán na klasické fyzioterapeutické vyšetřovací metody jako je palpace, aspekce, svalový test, popřípadě antropometrické metody. Pro tuto diplomovou práci byl k objektivizaci svalových změn u pacientů s distorzí

hlezna, využit polyelektromyograf Telemyo Noraxon. Pro zjištění míry nerovnováhy v zatížení dolních končetin byl použit přístroj Balance Master<sup>®</sup>Neurocom.

V české ani zahraniční dostupné literatuře není podobný výzkum uveden. Jediný, této práci blízký článek, je od Koláře (1995), který vyšetřil u 15 jedinců PEMG některých bérceových svalů za různých posturálních situací. Kolář (1995) poukazuje na funkci těchto svalů v souvislosti s anatomickými poměry nohy, které hodnotil plantografickým vyšetřením. Zároveň ve své práci analyzoval tento vztah mezi morfologickými poměry nohy a funkcí těchto svalů v senzomotorických souvislostech.

Kromě vyšetření pacientů s distorzí, změření jejich hodnot na polyelektromyografu a na Balance Masteru a porovnání jejich naměřených hodnot s hodnotami u zdravých jedinců, byl všem pacientům vytvořen rehabilitační program, na který pravidelně 1x – 2x týdně docházeli, celkem desetkrát. Tento rehabilitační program respektoval druh jejich vykonávaného sportu.

## CÍLE A HYPOTÉZY

Prvním cílem této diplomové práce je shrnout veškeré poznatky o poranění ligamentózního aparátu hlezna, laterální nestabilitě hlezenního kloubu, konzervativní a operativní terapii těchto poranění s důrazem na fyzioterapeutické postupy v terapii distorzí hlezna. Záměrem tak bylo vytvořit ucelený přehled o tématu, ve kterém panuje názorová nejednotnost, jakým způsobem tato poranění řešit.

Druhým cílem této diplomové práce je seznámení se s polyelektromyografií jako možností objektivního posouzení rozdílů v aktivaci svalů nohy a bérce u zdravých jedinců a u pacientů s chronickou nestabilitou hlezna při různých posturálních situacích.

Třetím cílem této diplomové práce je využít v praxi teoretické znalosti, při terapii pacientů po distorzi hlezna a subjektivně i objektivně zhodnotit efekt prováděné terapie.

Pro tuto diplomovou práci byly vytvořeny tři nulové (H0) a tři alternativní hypotézy (H1):

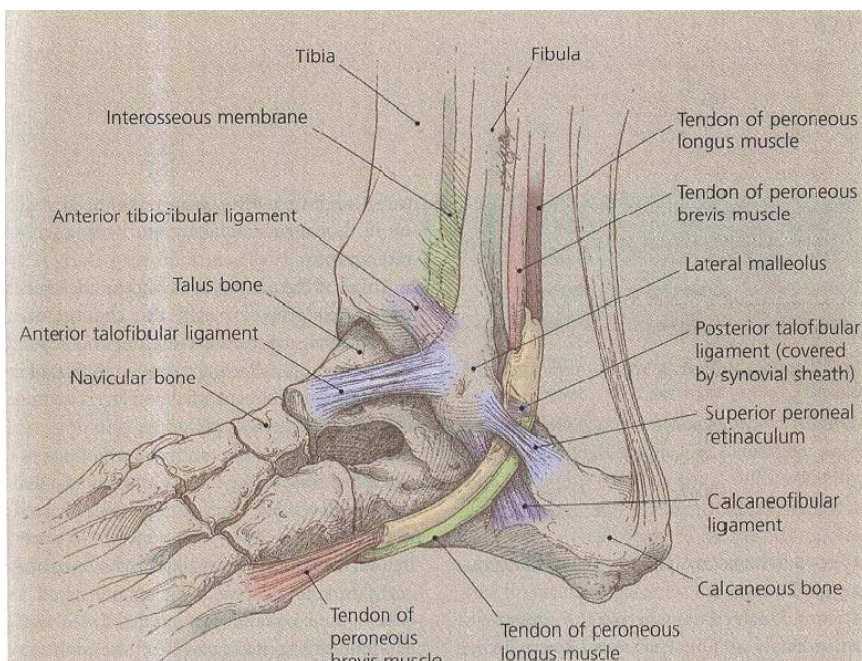
1. H0<sub>1</sub>: EMG aktivity svalů nohy a bérce se neliší u zdravé nohy osob z kontrolní skupiny od nohy poraněné u osob ze skupiny distorze.  
H1: EMG aktivity svalů nohy a bérce se liší u zdravé nohy osob z kontrolní skupiny od nohy poraněné u osob ze skupiny distorze.
2. H0<sub>2</sub>: EMG aktivity svalů nohy a bérce se neliší u zdravé nohy probandů z kontrolní skupiny od nohy zdravé u pacientů ze skupiny distorze.  
H1: EMG aktivity svalů nohy a bérce se liší u zdravé nohy probandů z kontrolní skupiny od nohy zdravé u pacientů ze skupiny distorze
3. H0<sub>3</sub>: Hodnoty difference (Diff). aktivity svalů mezi pravou a levou nohou se neliší u zdravých jedinců a pacientů ze skupiny distorze.  
H1: Hodnoty difference (Diff). aktivity svalů mezi pravou a levou nohou se liší u zdravých jedinců a pacientů ze skupiny distorze.

# 1 ANATOMIE HLEZENNÍHO KLOUBU A NOHY

## 1.1 Kloubní, ligamentózní a svalový aparát hlezna a nohy

Hlezenní kloub (horní kloub zánártní, *articulatio talocruralis*) je kloub složený, tvaru do šroubovice stočené kladky, ve kterém artikuluje tibia a fibula s talem (Obrázek 1). Většina autorů popisuje hlezenní kloub jako jednoosý kladkový kloub (Čihák, 2001; Dungal, 1989; Petrovický, 1995).

Obrázek 1. *LATERÁLNÍ POHLED NA ŠLACHY A LIGAMENTA V OBLASTI NOHY (Wexler, 1998)*



(Tibia – tibia, Interosseous membrane – membrana interossea cruris, Anterior tibiofibular ligament – ligamentum fibulotalare anterius, Talus bone – talus, Navicular bone – os naviculare, Fibula – fibula, Tendon of peroneus longus/brevis muscle – šlacha m. peroneus longus/brevis, Lateral malleolus – laterální kotník, Posterior talofibular ligament (covered by synovial sheath) – ligamentum fibulotalare posterius (kryto synoviální pochvou), Superior peroneal retinaculum – retinaculum musculorum extensorum, calcaneofibular ligament – ligamentum calcaneofibulare, Calcaneous bone- calcaneus)

Hlavici hlezenního kloubu tvoří trochlea tali, která přechází na vnitřní straně v sagitálně orientovanou kloubní plochu pro vnitřní kotník (Petrovický, 1995). Trochlea tali je vpředu asi o 5 mm širší, takže při dorzální flexi roztahuje vidlici bérceových kostí a zároveň způsobuje, že hlezenní kloub je tak stabilnější v dorzální flexi, zatímco v plantární flexi je v této vidlici

možný i nepatrný pohyb do stran (Dungl, 1989; Petrovický, 1995; Dylevský, 2000). Jamku hlezenního kloubu tvoří vidlice dvou bércových kostí, tibie a fibula, které vytváří vnitřní a zevní kotník, přičemž zevní kotník zasahuje distálněji (Čihák, 2001; Dungl, 1989; Petrovický, 1995). Do kloubního spojení patří, podle Petrovického (1995), i kloubní spojení distálních konců tibie a fibuly.

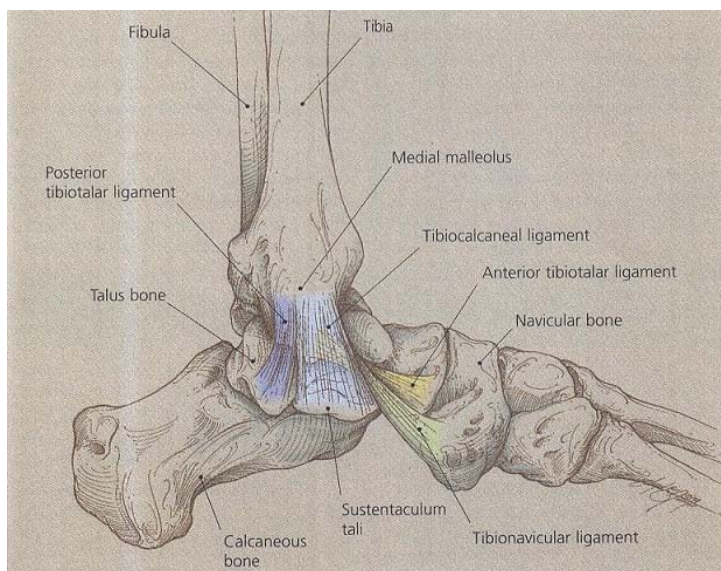
Syndesmosis tibiofibularis je vazivové spojení těchto distálních konců tibie a fibuly, které je vpředu doplněné kloubní štěrbinou, která sem zasahuje z dutiny hlezenního kloubu. Styčná místa tibie a fibuly jsou kryta periostem a pevně srostlá s vazivem v místě syndesmózy. Kloubní chrupavkou jsou styčná místa kryta jen na malé ploše vpředu, v rozsahu malé kloubní štěrbiny (Čihák, 2001).

Kloubní stabilita je dána jednak uspořádáním a tvarem kostí, jednak i uspořádáním kloubního pouzdra a vazů (Dungl, 1989). Kloubní pouzdro se upíná při okrajích kloubních ploch, přičemž vnější plochy kotníků jsou mimo kloub. Vpředu i vzadu je kloubní pouzdro slabé, zesílené po stranách prostřednictvím dvou ligament - ligamenta collateralia (Čihák, 2001; Dungl, 1989). Ligamenta collateralia (ligamentum collaterale mediale et laterale) se vějířovitě rozbíhají od kotníků na talus a calcaneus. Při takto vějířovitém uspořádání vazů je v každé poloze kloubu napjat na obou stranách alespoň jeden z pruhů postranního vazy a je tak zajištěno správné vedení pohybu (Čihák, 2001).

Mediálně je pouzdro zesíleno deltovým vazem (ligamentum deltoideum nebo též ligamentum collaterale mediale) složeným z části hluboké a povrchové. Hluboká část má význam pro stabilitu hlezenního kloubu, je krátká a probíhá v transverzální rovině mezi vnitřním kotníkem a talem. Je tvořena dvěma vazy:

- ligamentum tibiotalare anterius, které je kryto tibiocalcaneárním vazem a běží laterálně a dopředu až do oblasti trochlea tali,
- ligamentum tibiotalare posterius, které je kryto stejnojmennou povrchovou částí a běží dorzolaterálně až k mediálnímu výběžku processus posterior tali (Obrázek 2).

**Obrázek 2. MEDIÁLNÍ POHLED – LIGAMENTUM DELTOIDEUM (Wexler, 1998)**



(Fibula – fibula, Posterior tibiotalar ligament – ligamentum tibiotalare posterius, Talus bone – talus, Calcaneus bone – calcaneus, Medial malleolus – mediální kotník, Tibiocalcaneal ligament – ligamentum tibiocalcaneare, Anterior tibiotalar ligament – ligamentum tibiotalare anterius, Navicular bone – os naviculare, Tibionavicular ligament – ligamentum tibionaviculare, Sustentaculum tali – sustentaculum tali, Calcaneus bone – calcaneus).

Na povrchové části ligamentum deltoideum se zředu dozadu rozeznávají tři úseky:

- pars tibionavicularis,
- pars tibiocalcanea,
- pars tibiotalaris posterior (Příloha 1a).

Na zevní straně je kloubní pouzdro zesíleno ligamentum collaterale fibulare (ligamentum collaterale laterale) složeným rovněž ze tří částí:

- ligamentum fibulotalare anterius (FTA), které spojuje přední plochu zevního kotníku a zevní plochu krčku talu a je zpravidla spojeno s kloubním pouzdem. Tento vaz představuje důležitý stabilizátor při předozadním pohybu v hlezenním kloubu a je nejčastějším místem poranění zevního postranního vazů při úrazech způsobených inverzním násilím,
- ligamentum calcaneofibulare (FC) je silný vaz běžící od hrotu zevního kotníku šikmo dozadu na zevní plochu patní kosti, krytý šlachami peroneálních svalů,

- ligamentum fibulotalare posterius (FTP), které běží horizontálně od zadní plochy fibulárního kotníku k laterálnímu hrbolku processus posterior tali (Čihák, 2001; Dungl, 1989).

Ligamentum fibulotalare anterius a ligamentum calcaneofibulare se označují jako primární zevní stabilizátory hlezna (Handl, Trč, Frei a kol., 2006).

Svaly ovládající nohu se dělí na dlouhé - povrchové (extrinsic muscles) a krátké - hluboké (intrinsic muscles) svaly nohy, které se dále funkčně rozdělují do dalších skupin (Véle, 1995). Extrinsic muscles (bérkové svaly) slouží jednak k udržování stabilní polohy ve vzpřímeném stoji, které je provázeno trvale nepatrným kolísáním mezi supinací, pronací, flexí a extenzí. Dále mají tyto svaly vliv na udržení nožní klenby a zároveň slouží k odvíjení chodidla při chůzi (Véle, 1997). Bérkové svaly začínají na kondylech femuru, na tibiai a fibule a dělí se na:

- dorzální flexory nohy, kam patří m. tibialis anterior, m. extenzor digitorum longus, m. peroneus tertius a m. extenzor hallucis longus (Příloha 1b),
- plantární flexory nohy zahrnující m. plantaris a m. triceps surae (Příloha 2),
- svaly působící everzi nohy, kam se řadí m. peroneus longus et brevis,
- skupina flexorů prstů – m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus (Příloha 3a)
- svaly působící inverzi nohy, kam patří m. tibialis posterior (Příloha 3b) (Dungl, 1989; Véle, 1995; Linc, 1988).

Svaly, které mají začátky a úpony v oblasti nohy (intrinsic muscles) se aktivují při adaptaci na terén, který mají proprioceptivně vnímat a zároveň nastavují profil nohy při iniciaci vzpřímeného držení (Véle, 1997). Tyto svaly se rozdělují do tří skupin podle jejich funkce na:

- svaly prstů, kam zahrnujeme m. extensor digitorum brevis, m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, mm. lumbricales, mm. interossei plantares et dorsales,
- svaly palce, kam patří m. extensor hallucis, m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis a m. adductor hallucis,
- svaly malíku - m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis, m. opponens digiti minimi (Příloha 4a, 4b, 5) (Dungl, 1989; Véle, 1995; Linc, 1988).

## 2 KINEZIOLOGIE A BIOMECHANIKA HLEZENNÍHO KLOUBU A NOHY

Lidská noha prošla dlouhým fylogenetickým vývojem, při kterém se z nohy, která byla uzpůsobená ke šplhání a uchopování, vlivem změněných životních podmínek stal orgán statiky a lokomoce. Tyto změny byly doprovázeny rozsáhlou přestavbou celého autopodia, z nichž nejvýznamnější je ztráta opozice palce a postupné vytváření podélné a zvýraznění příčné klenby nožní (Bavor, 1978). Vedle nesrovnatelného kortikálního vývoje a přítomnosti jedinečného vokálního ústrojí, doplňuje stavba dolní končetiny, a tedy i nohy triádu, která anatomicky odděluje člověka od ostatních živočichů (Dunzl, 1989). Tato akrální část dolní končetiny slouží k přenosu zátěže na podložku při chůzi nebo ve stoji. Noha funguje jako pružina, tlumící nárazy při dopadu nohy na zem a její klenba určuje funkčnost nohy, proto má noha značný vliv na stabilitu stoje, na chůzi i běh. Hmotnost celého těla je přenášena přes talokrurální kloub do trochlea tali, přes pomyslnou osu, která probíhá paralelně s kloubem kolenním (Véle, 1995).

Na výše uvedeném přenosu sil se výrazně podílí nožní klenba, jejíž integrita je závislá na konfiguraci kostí a kloubů nohy (zejména tarzu) a na napětí vazů, které navzájem jednotlivé elementy spojují. Rozdílné jsou názory různých autorů na význam svalů pro udržení a funkci nožní klenby. Z vývojové kineziologie platí, že role koordinované svalové aktivity je důležitá především v ontogenezi, kdy se kosti a vazy teprve formují za působení tahové síly svalů a tíhové síly. Po ukončení vývoje nohy a se zvýšením tuhosti spojení, význam svalové aktivity, která udržuje integritu nožní klenby, částečně klesá. Naopak na významu nabývá za situací, kdy dojde k poruše funkce kostí nebo vazů, například v důsledku úrazu. Výsledkem této situace je přetěžování některých vazů, které tak nemohou dostatečně udržovat stabilitu kloubů. Dochází k hypermobilitě s vyššími nároky na aktivitu a koordinaci svalů. Tím po nějaké době dochází také k jejich přetížení a vzniká „bludný kruh“. Navíc se fixuje změna postavení ve vyšších etážích (koleno, kyčel atp.) s jejich následným přetížením. V poslední fázi dochází až k fixaci změněných pohybových stereotypů v centrální nervové soustavě (Vařeka, Vařeková, 2003).

Rovněž je důležité si uvědomit, že na dolní končetinu do oblasti kolena a nohy zasahují funkční svalové smyčky - řetězce, které probíhají od horních končetin přes trup na končetiny dolní. Poruchy v tomto řetězci (např. v oblasti páteře) se tedy mohou promítat na úpon tohoto řetězce, který je v oblasti fibuly. Tyto poruchy pak sekundárně působí bolestivé potíže

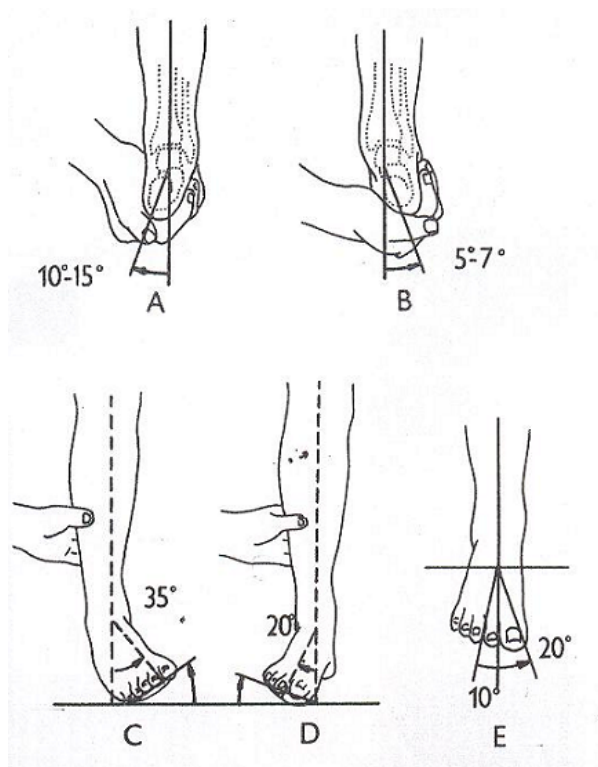


v oblasti kolena, popřípadě i distálněji v oblasti nohy. Výše uvedené vzájemné funkční vztahy mezi dolními končetinami a osovým orgánem existují a fungují v obou směrech (Véle, 1997).

## 2.1 Pohyby v hlezenním kloubu – horní kloub zánártní

Základní postavení zaujímá hlezenní kloub při normálním stoji, kdy osa procházející distální částí tibiae a fibuly, je kolmá k ose bérce. Základní postavení je shodné se středním postavením v hlezenním kloubu (Čihák, 2001; Petrovický, 1995). Ze základního postavení jsou v hlezenním kloubu možné plantární a dorzální flexe, avšak vzhledem k rozdílnému zakřivení mediálního a laterálního okraje talu a šikmému průběhu bimaleolární osy je tento pohyb značně komplikovanější. Rozsah pohybu při plantární flexi je 30 – 35°, při dorzální flexi 20 – 25° (Čihák, 2001; Petrovický, 1995). Zeman (2001) uvádí rozsah plantární flexe až 40° (Obrázek 3)

Obrázek 3. SCHÉMA POHYBŮ NOHY (Dungl, 1989)



LEGENDA:

A – pasivní inverze

B – pasivní everze

C – aktivní inverze

D – aktivní everze

E – abdukce a addukce přednoží

Kloubní štěrbina mezi vidlicí bércových kostí a talem se během života vyvíjí. V útlém věku dítěte je štěrbina orientována šikmo ve frontální rovině, v pozdějším věku se zastaví a je orientována horizontálně, což má vliv na lepší stabilitu v hlezenním kloubu (Lepšíková, 2006).

V dospělém věku, výše uvedená osa pohybu hlezna, běží hrotem fibulárního a tibiálního kotníku a je rotována proti příčné ose kolenního kloubu zevně o 20 – 30° v horizontální rovině. V rovině frontální svírá s dlouhou osou tibie úhel asi 80°. Dlouhá osa nohy svírá s příčnou osou hlezna úhel cca 85° (Příloha 6a). U všech tří hodnot ale existuje velká fyziologická variační šíře (Petrovický, 1995). Vzhledem k šikmému průběhu osy proto není výsledkem pohybu pouze dorzální či plantární flexe v sagitální rovině, ale zároveň dochází k pohybům nohy v rovině transverzální i frontální. Navíc se mění sklon samotné osy pohybu k hlavním anatomickým rovinám. Dochází také k pohybu v dolním tibiofibulárním skloubení a následně v horním tibiofibulárním kloubu (Vařeka, Vařeková, 2003).

Při plantární flexi talus rotuje dopředu a současně, následkem šroubovitého tvaru kladky se stáčí do rotace. Při tomto pohybu dochází k současnému pohybu konce fibuly v tibiofibulárním distálním kloubu nepatrným rotačním pohybem dopředu, čímž kloub „jistí“.

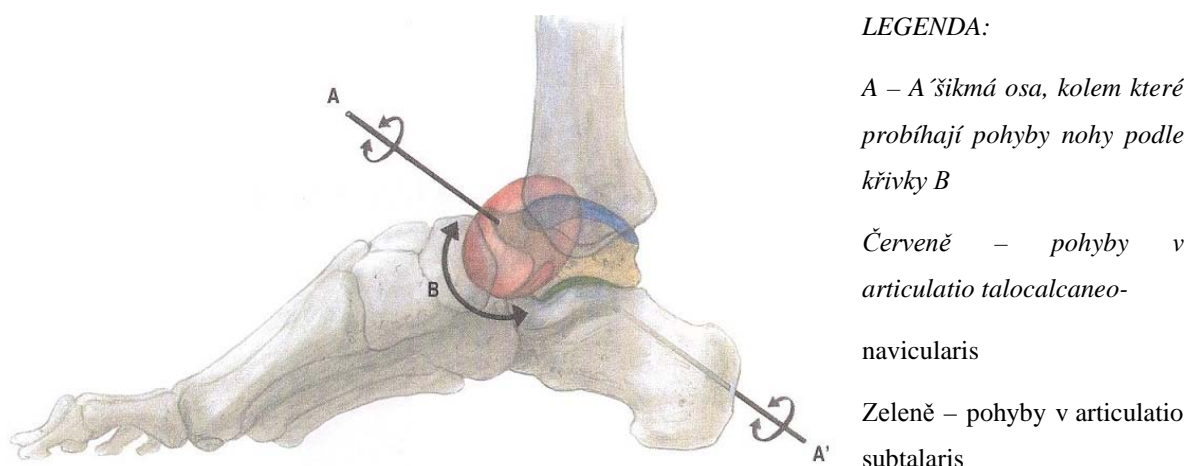
Pohyb fibuly je nepatrný, ale důležitý. Bylo zjištěno, že při nesprávném léčení zlomenin vnitřního kotníku, kdy došlo k sešroubování obou kostí se tento pohyb vyloučil, což způsobovalo pacientům obtíže při chůzi. Zároveň byla prokázána, u takto léčených kotníků, artróza drobných kloubů mezi kostmi tarzu (Petrovický, 1995). Ze základního postavení lze dělat i pohyb v opačném směru, tj. dorzální flexi. Dorzální flexe má daleko menší rozsah pohybu než plantární flexe. Toto omezení je způsobeno mechanismem, kdy se do kontaktu s bércovými kostmi dostává přední, rozšířená část trochlea tali. Tímto mechanismem jsou kosti od sebe roztahovány, silné ligamentum fibulotalare anterius napínáno a pohyb je reflektoricky zastaven. Při násilně provedené dorzální flexi, pád z výšky nebo sportovní úrazy, může dojít k roztržení právě ligamenta fibulotalare anterius a i k roztržení membrana interossea cruris. Trochlea tali je v takovýchto případech pak vražena do vidlice bércových kostí, což je poranění, které musí být neprodleně chirurgicky vyřešeno (Čihák, 2001; Petrovický, 1995; Lepšíková, 2005). Rozsahy pohybů jsou dále zvětšeny o pohyby dalších kloubů v zánártí (Čihák, 2001).

## **2.2 Pohyby v dolním zánártním kloubu**

Dolní kloub zánártní umožňuje šikmé naklánění skeletu nohy vůči talu, vsazenému do vidlice bércových kostí. Pohyby v dolním zánártním kloubu jsou kombinované, založené na vzájemné vazbě všech složek kloubu. Tím, že talus a calcaneus jsou nadvakrát spojeny – vzadu v subtalárním válcovém a vpředu v téměř kulovitém talocalcaneonavikulárním kloubu vzniká jediná šikmá osa vzájemných pohybů těchto dvou kostí a tím i tarzu a celé nohy. Osa

těchto pohybů jde od zevní strany zadního okraje patní kosti šikmo dopředu mediálně do collum tali a nad os naviculare a současně je osa skloněna zdola zezadu nahoru dopředu (Obrázek 4) (Čihák, 2001).

**Obrázek 4. OSA POHYBŮ V DOLNÍM KLOUBU ZÁNÁRTNÍM , pravá noha, pohled z mediální strany.**  
(Čihák, 2001)



Šikmý průběh osy subtalárního kloubu má za následek, že každá rotace tibie při fixované noze způsobuje i rotaci nohy kolem podélné osy. Tak vnitřní rotace tibie provádí pronaci nohy, zevní rotace vede k supinaci nohy. Výsledkem jsou složené pohyby: inverze nohy, při níž je sdružena plantární flexe s addukcí a se supinací nohy; everze nohy, zahrnující sdruženou dorzální flexi s abdukci a s pronací nohy (Příloha 6b) (Čihák, 2001; Dungl, 1989; Vařeka, Vařeková, 2003).

Velké problémy přinášejí rozdíly v používání pojmů supinace, pronace a inverze, everze. Někteří autoři (Čihák, 2001; Kapanji, 1974) používají supinaci a pronaci za jednoduché pohyby ve frontální rovině kolem dlouhé osy nohy, inverze a everze jsou podle jejich názoru komplexní pohyby. Jiní autoři tyto pojmy používají opačně a někteří je dokonce používají jako synonyma. Z kineziologického hlediska je důležitý fakt, že pohyby v kloubech nohy probíhají často v uzavřeném kinematickém řetězci, ve kterém není možné provádět pohyby pouze v jednom kloubu. Příkladem je zatížení nohy v opěrné fázi krokového cyklu. Naopak v otevřeném řetězci je možné provést pohyby pouze v jednom kloubu. Vzhledem k tomu, že v nejbližší době nelze očekávat zpřesnění, sjednocení a zavedení jednotné terminologie je třeba si uvědomit, jak konkrétní autor používá pojmy, jaká je osa pohybu, jeho rovina a zda-li se jedná o pohyb v otevřeném nebo uzavřeném kinematickém řetězci

(Vařeka, Vařeková, 2003). Čihák (2001) a Kapanji (1974) používají pojmy inverze a everze pro pohyby nezátížené nohy jako celku (otevřený řetězec) a také pro pohyby zánoží v subtalárním kloubu. Naopak pojmy supinace a pronace používají pro pohyby zatížené nohy jako celku (uzavřený řetězec), případně pro pohyby přednoží vzhledem k zánoží, přičemž pronace zvětšuje zkrut nohy a supinace jej zmenšuje (Vařeka, Vařeková, 2003).

Chopartův kloub (articulatio tarzi transversa) je anatomicky tvořen dvěma klouby (štěrbinata talonavikulární a articulatio calcaneocuboidea), z kineziologického hlediska je ale považován za funkční jednotku (Příloha 7a). Celá kloubní linie je důležitá pro pružnost nohy jako celku. Rozsah těchto „pružících pohybů“ v Chopartově kloubu je relativně malý a je zároveň významně ovlivněn postavením v kloubu hlezenním a subtalárním, což znamená, že se může kompenzačně zvětšit při omezení pohybu v hlezenním, popř. subtalárním kloubu (Čihák, 2001; Vařeka, Vařeková, 2003). Funkce Chopartova kloubu je „pod kontrolou“ subtalárního kloubu. Zanikne-li z nějakého důvodu pohyb v sub - talo nebo v Chopartově kloubu, je kompenzačně zvýšen pohyb v sousedních kloubech (Dungl, 1989).

Funkční jednotku spolu tvoří i talokrurální a subtalární kloub – inklinace jejich os jsou na sobě závislé. Tento vztah proto dovoluje vzájemnou kompenzaci. Porušením této kompenzace může dojít ke zvýšené zátěži v přilehlých kloubech (Vařeka, Vařeková, 2003).

## **2.3 Biomechanika a kineziologie stoje a chůze**

### **2.3.1 Zatížení nohy ve stoji**

Klidný, uvolněný stoj na obou dolních končetinách je dynamický stav, který je charakterizován drobnými, pomalými pohyby. Noha spočívá na podložce a tělesná hmotnost je přenášena hlezenními klouby na talus a odtud dále podle stavby kostry nohy na calcaneus a přednoží. Měkké tkáně chodidla působí jako viskózně elastický nárazník, který přenáší bodové tlaky skeletu na větší kontaktní plochy. Otřesy a pohyby podložky jsou specifickým sensorickým aparátem, který je tvořen tlakovými receptory v kůži, proprioreceptory v kloubních strukturách a tahovými receptory ve šlachách a svalech, přenášeny do vyšších etáží, odkud jsou automaticky ovlivňovány malé korekční pohyby (Dungl, 1989). Výsledná stabilizace vertikální polohy je tedy výsledkem součinnosti subkortikálních struktur včetně cerebela, proprioceptorů z vestibulárního aparátu a z periferie pohybového aparátu rovněž spoluprací s optomotorickou aferencí, s exteroceptory kůže a interoceptory vnitřních orgánů. Vertikální poloha je z mechanických důvodů méně stabilní než poloha horizontální. Tato

poloha je ale přesto výchozí polohou lokomoce i manipulace, a proto je její stabilizovaná a vyvažovaná labilita předpokladem dobré mobility člověka (Véle, 1997). Při klidném stoji se promítá těžnice těla lehce dopředu před os naviculare, kde osciluje v rozsahu cca 1-2 cm.

Díky vazivovému aparátu zůstává stavba nohy v klidovém vertikálním zatížení bez svalové práce, přičemž zatížení přednoží je menší než zatížení paty. Někteří autoři uvádí toto zatížení pro patu 75% a pro přednoží 25% celkové hmotnosti těla. Zatížení pod hlavičkami metatarzů, při stoji na obou nohou, je pro jednotlivé metatarzy 5 –8 % tělesné hmotnosti. Při stoji na špičkách je pak nejvíce zatížen I. paprsek, který nese až 30 % tělesné hmotnosti (Dungl, 1989).

Při vyrovnaném stabilním stoji je korekce polohy zajišťována neviditelnou aktivitou hlubokých vrstev krátkých svalů na páteři, m. iliopsoas na osovém orgánu, akrálními svaly dolní končetiny a m. soleus (Véle, 1997). Při prostém stoji platí, že u většiny osob dochází k minimální aktivaci m. quadriceps femoris (Véle, 1997).

Kolář (1995) sledoval polyelektromyografickou aktivitu bérceových svalů v kombinaci s plantografickým vyšetřením. Z výsledků práce Koláře (1995) je patrné, že při vzpřímeném stoji je vždy aktivita ve svalech nohy plantárně flektujících. Její distribuce a aktivita je však zcela individuální. Jako hlavní sval, který zajišťuje vzpřímený stoj je m. soleus, u něhož byla nalezena aktivita ve všech případech, méně často byla aktivita v m. gastrocnemius lateralis et medialis a m. peroneus longus. Aktivita v m. tibialis anterior koreluje s úrovní rovnováhy a s morfologickými kvalitami nohy. Aktivita bérceových svalů je značně závislá nejen na charakteru pohybových aktivit, ale také činnost tohoto svalstva je odrazem strukturálních a funkčních poměrů celého těla (Kolář, 1995).

Při horší stabilitě se viditelně aktivují lýtkové svaly a svaly bérceové, jejichž činnost lze pozorovat na nohou jako „hru šlach“. Při větší nestabilitě se aktivují svaly stehenní a později i dlouhé svaly trupu jako důsledek změny držení těla ve vertikále (Véle, 1997). Se stoupající nestabilitou se obecně zvyšuje aktivita hmotnějších svalových skupin, protože ke korekci polohy těla je zapotřebí většího silového momentu. Při zúžení opěrné báze, například stojem na jedné noze, se nároky na udržení stability rovněž zvyšují (Véle, 1997).

### **2.3.2 Zatížení nohy při chůzi, Krokový cyklus**

Lidská chůze je jako způsob lokomoce, jež umožňuje přesun individua z místa na místo, v celé živočišné říši zcela jedinečná a pro Homo sapiens sapiens přísně specifická. Vzpřímená bipedální chůze se děje optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem každého

jedince individuálně, s jemnými variacemi podle věku a pohlaví. Dá se hovořit o chůzi estetické až individuálně typické, a tak osobní, že podle zvuku chůze a rytmu často poznáme dotyčného jedince, i když ho nevidíme (Dungl, 1989). Chůze je nejen pod vlivem subkortikálních struktur, ale je i značně ovlivňována z periferie. Například bolestivá aference změny délky a rytmus kroků a způsobí kulhání. Chůze tedy podává jasné informace jak o funkcích periferních pohybových segmentů, tak i o funkcích centrálních řídicích mechanismů (Véle, 1997). Chůze představuje pro člověka základní lokomoční stereotyp, který je vybudovaný v ontogenezi na fylogeneticky fixovaných principech, které jsou charakteristické pro každého člověka, přičemž noha zde slouží jako spojení těla s okolním prostředím a zpětnou propriocepcí udržuje vzpřímený stoj (Dungl, 1989; Valouchová, 2006).

Každý krok začíná noha jako flexibilní struktura, která neví, na co v prostředí narazí, a dokončuje jej jako rigidní páka, udržující bilanci těla (Dungl, 1989). Pohyb těla dopředu se skládá z neustálého opakování kroků v cyklu chůze neboli v tzv. krokovém cyklu. Krokový cyklus (dvojkrok) se skládá ze dvou základních fází (Dungl, 1989; Valouchová, 2006) a probíhá v časovém intervalu mezi opakovaným kontaktem paty stejné nohy s podložkou. Pro jednotlivou nohu je tedy krok rozdělen do fáze statické (stojné) a fáze dynamické (kročné, švihové) (Dungl, 1989). Stojná fáze trvá 60% a švihová fáze trvá 40 % krokového cyklu (Valouchová, 2006).

Krokový cyklus podle Perry (2006) je rozdělen na:

1. Stojná fáze:

- počáteční kontakt,
- stadium zatěžování,
- střed stoje,
- konečný stoj,
- předšvihová fáze.

2. Švihová fáze:

- počáteční švih,
- střed švihu,
- konečný švih (Valouchová, 2006).

Pro detailnější analýzu chůze se pak využívá procentuální vyjádření podílu trvání výše uvedených jednotlivých fází cyklu.

Chůze je charakterizována tím, že po celou dobu dopředného pohybu je tělo v kontaktu s podložkou a při střídání nohou je hmotnost těla po část cyklu přenášena oběma chodidly. Při pohybu těla prostorem, při bipedální chůzi, opisuje hypotetické těžiště těla, které je umístěné ventrálně před obratlem  $S_2$ , sinusoidu ve vertikální i horizontální rovině, jejíž amplituda je minimalizována mechanismem chůze. Při zrychlování chůze se výkyv těžiště zvětšuje, při pomalé chůzi je amplituda změny těžiště menší. Tento pohyb těžiště pak ovlivňuje změny zatížení chodidla během fáze kroku (Dungl, 1989).

## **2.4 Klenba nohy**

Noha má dvě hlavní funkce. Nese hmotnost těla a zároveň umožňuje přesun této hmotnosti při lokomoci. Má-li být tělo člověka stabilní, musí být podepřeno ve třech bodech a těžnice se musí projíkovat mezi tyto body. Noha má rovněž tři opěrné body – hrbol patní kosti, hlavičku I. metatarzu a hlavičku V. metatarzu. A právě mezi těmito opěrnými body jsou vytvořeny dva systémy kleneb, a to klenba příčná a klenba podélná (Příloha 7b) (Dylevský, Druga, Mrázková, 2000). Tento statický tripodní model nožní klenby je v současnosti považován za překonaný a je některými autory akceptován pouze při anatomickém popisu. Z funkčního, dynamického hlediska se přirovnává klenba nohy ke střeše, kde jsou krokve udržovány v požadovaném postavení kleštinami. Tento model pak daleko lépe demonstruje schopnost nohy odolávat dynamickým změnám při měnícím se zatížení během chůze či stoje (Vařeka, Vařeková, 2003). Klenba nohy chrání měkké části plosky a zároveň podmiňuje pružnost nohy jako celku (Čihák, 2001; Dylevský a et al., 2000).

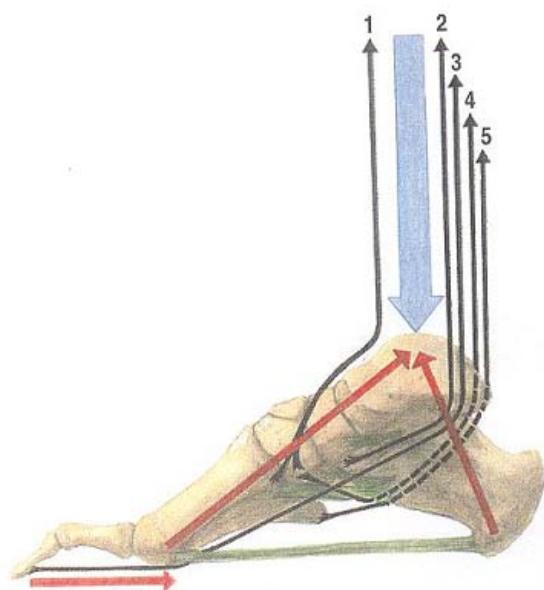
Podélná klenba nohy je výrazně vytvořena na vnitřním okraji nohy, na zevním okraji nohy je podstatně nižší. Vnitřní (palcový) paprsek podélné klenby tvoří talus, os naviculare, ossa cuneiformia, I.-III. metatarzus a články 1.-3. prstu nohy. Vrcholem tohoto paprsku je os naviculare. Zevní (malíkový) paprsek tvoří calcaneus, os cuboideum, IV.-V. metatarzus a články 4.-5. prstu nohy. Oba paprsky podélné klenby jsou proximálně blízko u sebe a distálně se vějířovitě rozbíhají. Zevní paprsek je nižší a méně rigidní (Dylevský a et al., 2000).

Příčná klenba je mezi bázemi I.-V. metatarzu (Dylevský a et al., 2000). Nejnápadnější je v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum (Čihák, 2001; Dylevský a et al., 2000).

Udržení podélné a příčné klenby je závislé na třech faktorech:

- na celkovém tvaru skeletu nohy a kostní architektonice,
- na ligamentózním systému nohy,
- na svalech nohy (Dungl, 1989; Dylevský a et al., 2000) (Obrázek 5).

**Obrázek 5. MECHANISMY UDRŽUJÍCÍ KLENBU NOHY (Čihák, 2001)**



*LEGENDA:*

*modře – působící zatížení nohy*

*červeně – výslednice tahu svalů*

*černě – směry tahu svalů*

*1. m. tibialis anterior*

*2. m. tibialis posterior*

*3. m. flexor hallucis longus, m. flexor digitorum longus*

*4. m. fibularis longus,*

*5. m. fibularis brevis*

Elektromyografické studie prokázaly, že při normálním zatížení (stoj, chůze) nejsou svaly, které byly dosud považovány za klíčové pro udržení klenby, aktivovány. Ke kontrakci těchto svalů dochází teprve při zatížení, které se při běžné chůzi vůbec nevyskytuje. To se dá vysvětlit tím, že aktivně se kontrahující svaly představují dynamickou rezervu, která se uplatňuje až na noze, která je vystavená zvýšené zátěži (Dylevský a et al., 2000). To svědčí o tom, že při statické zátěži je klenba nohy více držena ligamenty a při dynamické zátěži se připojuje činnost svalová (Véle, 1997).

Na udržení podélné klenby nohy se tedy podílejí:

- vazy plantární strany nohy, které jsou orientovány podélně, zejména ligamentum plantare longum,
- svaly jdoucí longitudinálně chodidlem, a to m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus a povrchové krátké svaly planty,
- aponeurosis plantaris,



- šlašitý třmen pod chodidlem tvořen m. tibialis anterior a m. peroneus longus.

Na úpravě příčné klenby nohy se podílí:

- poloha dvou paprsků nohy stojících v tarzálním úseku v různé výšce od podložky,
- příčně probíhající systémy vazů na plantární straně,
- šlašitý třmen, jímž příčnou klenbu společně podchycují m. tibialis anterior a m. peroneus longus.

Nášlapná plocha chodidla závisí na tvaru příčné i podélné klenby. V ideálním případě se noha dotýká podložky v souvislé ploše jen na zevní straně. V klidném stoji se váha těla přenáší vzadu na tuber calcanei, vpředu na hlavici I. metatarzu a na hlavici II. metatarzu. Zátěž hlavic ostatních metatarzálních kostí postupně směrem k zevní straně nohy ubývá (Čihák, 2001; Dylevský a et al., 2000 ).

Nepříznivý vliv na nožní klenbu má nedostatek pohybové aktivity v dětském věku, chůze po tvrdém terénu zejména v nepružných botách, choroby vedoucí k celkovému oslabení, chronické dlouhodobé přetěžování stáním a nevhodný tvar a charakter obuvi (vysoké podpatky, úzké špičky bot atd.) ( Véle, 1997).

### 3 PORANĚNÍ LIGAMENTÓZNÍHO APARÁTU HLEZNA

Výskyt poranění měkkých částí hlezna je velmi častý. Většina těchto úrazů je shrnuta pod pojmem distorze (Sýkora, 1992). Tyto obecně označované distorze „podvrtnutí“ hlezenního kloubu patří mezi nejčastější traumata jak ve sportu, tak i při běžných denních aktivitách (Kučera, Korbelář, Barna, Hladíková, Kolář, 2005). Každodenně utrpí podvrtnutí hlezna 1 člověk z 1 000 (Handl, Trč, Frei, Hanus, 2006). Handl (2006) uvádí, že podvrtnutí (výron) hlezenního kloubu patří k nejčastějším úrazům, převážně sportovně aktivních osob, mladších 35 let, přičemž nejčastěji jsou tyto úrazy u osob ve věkovém rozmezí 15 až 19 let (Handl, Trč, Frei, 2006). U dětí vznikají při stejném úrazovém mechanismu epifyzeolýzy, u lidí starších dochází pak častěji ke zlomeninám kotníků (Kudrna, Zeman, Vlasák, 1989). Obecně platí, že při fyzických aktivitách je šestkrát více úrazů při neorganizovaných sportovních činnostech a právě při nich, je hlezenní kloub zařazen mezi nejčastěji postižované klouby. Podle statistik dominuje podvrtnutí hlezna v atletice, fotbalu, házené, tenise, basketbalu a volejbalu (Příloha 7c) (Kučera a et al., 2005). V basketbalu je asi 45 % všech úrazů na hlezenním kloubu (Žák, 2006). Wolfe, Uhl, McCluskey (2001) uvádí hlezno jako místo vůbec nejčastějších akutních muskuloskeletálních obtíží a 75 % z nich tvoří právě distorze. Zhruba 10 % - 30 % těchto úrazů se pak vyskytuje u mladých atletů nebo atletek.

Rozsah postižení anatomických struktur hlezenního kloubu, při těchto podvrtnutích hlezna, zůstává většinou skryt, což je největší úskalí správného a prvotního odborného ošetření (Sýkora, 1992). Podle literatury jsou velmi závažnou chybou především nerozpoznané ruptury vazů, ke kterým dochází více než v 10 % případů (Drašar, Pavelka, 1977). Správná diagnostika a adekvátní léčba jsou jedinou prevencí nestabilit v hlezenním kloubu a dalších možných následků (Sýkora, 1992). Poranění vazů hlezna, zvláště nedostatečně ošetřené kompletní ruptury bez operační sutury či nedostatečné doby fixace, vedou následkem zhojení v prodloužení k insuficienci vazů, k porušení jeho isometricity a ke změně celé biomechaniky horního hlezenního kloubu porušením ligamento-muskulárního reflexu a vzniku nestability kloubu. Tato nestabilita většinou pozastavuje sportovní ambice mladých lidí, ale může i omezovat pacienta při výkonu povolání či v běžném životě. Výsledkem nestability je vznik artrózy v hlezenním kloubu v časném věku, na které se podílejí i další faktory jako vrozené dispozice, hmotnost jedince, charakter pracovní zátěže a zaměstnání. Nestabilita kloubu pak ohrožuje nepřímo i další klouby dolní končetiny a skelet při eventuelně novém úrazu (Richter, 1992).

### 3.1 *Laterální nestabilita hlezenního kloubu*

Z traumatologického hlediska jsou ligamentózní struktury hlezna rozděleny do tří samostatných systémů, tvořených vazy na tibiální a fibulární straně kloubu a vazy syndesmózy. Tyto ligamentózní struktury mohou být poraněny izolovaně nebo může být jejich poškození součástí maleolárních fraktur. Nejčastějšími úrazy pohybového aparátu jsou poranění laterálního vazivového aparátu hlezna (Dungl, 1989).

Typickým mechanismem distorze hlezna je plantární flexe a inverze. Při této poloze nohy dochází nejčastěji k ruptuře ligamentum fibulotalare anterius (FTA) (Příloha 8). Při pokračujícím násilí dochází k ruptuře ligamentum fibulocalcaneare (FC) (Příloha 9) a případně ještě k ruptuře ligamentum fibulotalare posterius (FTP) (Handl a et al., 2006; Ondrák, 1983). Poranění fibulárních vazů hlezna může být sdruženo s kontuzí nebo rupturou svalového bříška krátkého extenzoru prstů, což samo o sobě neznamena závažné poranění, ale zdánlivě toto poranění může vést k závažnějšímu obrazu distorze, než jaký ve skutečnosti je (Dungl, 1989).

Watson – Jones (1989) rozlišuje dvě základní skupiny poranění hlezna:

1. Distorze, kdy dojde k distenzi či parciální ruptuře vazy, přičemž stabilita kloubu zůstane zachována,
2. Dislokace (luxace) talu z normální polohy ve hlezenné hlavici, která je způsobena avulzí přední a střední části fibulárního postranního vazy ze zevního kotníku.

Kleiger (1989) naopak používá dělení třístupňové:

1. Distorze charakterizované jako ligamentózní poranění, které nevede k poruše stability hlezna,
2. Akutní nestabilita, kdy ligamentózní léze dovolí zvýšenou nebo abnormální pohyblivost talu, který však zůstane ve vidlici. Pro tento stav používá Kleiger též termín subluxe se spontánní repozicí,
3. Luxace, při které rozsah ligamentózního poranění dovolí dislokaci talu z vidlice.

Vedle ligamentózního poranění může u každého, výše uvedeného typu, dojít ke kostní lézi i poškození dalších tkání, ale jsou to pouze vazy, které podmiňují nestabilitu. Cotler (1989) dělí poranění vazů do tří stupňů, od lehkého po těžký, kdy v prvním stupni dojde k distenzi s fibrilárními rupturami vazy, ve druhém je intraligamentózní „disrupce“

výraznější, ale kontinuita vazů je zachována. Za patologicko-anatomický podklad třetího stupně považuje úplné přerušení vazů. Stupeň poranění vazů lze však zjistit pouze operační revizí.

Z praktického hlediska se tedy používá termín distorze pro ligamentózní poranění, při nichž zůstane zachována kontinuita vazů (distenze a parciální ruptura). Vhodné je nepoužívat termín „těžká distorze“ pro stavy spojené s úplným přerušením vazů (Dungl, 1989). Moster (1997) rovněž udává, že často uváděná a používaná diagnóza – výron nebo distorze kloubu je diagnózou nepřesnou a zavádějící. Vždy je podle něho třeba rozlišit, zda-li jde o pouhé natažení kloubních struktur bez poruchy jejich integrity, nebo jde-li o rupturu částečnou nebo úplnou s přetržením nitrokloubních struktur.

V učebnicích ortopedie a traumatologie je vysvětlení slova distorze často hodně zobecněno. Distorze jsou charakterizovány jako úrazový děj, při kterém dojde na krátkou dobu k oddálení kloubních ploch od sebe a k jejich opětovnému návratu do původního místa, přičemž mohou být i závažně poraněna kloubní pouzdra, vazy, drobné cévy a další struktury (Müller, Müllerová, 1992). Jde o pestrou škálu poranění, zejména v závislosti na síle, směru a době působení násilí (Kudrna a et al., 1989). Slovo distorze tedy vyjadřuje jen mechanismus úrazu – není to diagnóza v pravém slova smyslu (Ondrák, 1983; Pokorný, 2002).

Vzhledem k tomu, že po ukončení působení násilí na dislokovaný kloub dojde k návratu do původního postavení, nezjistíme na RTG snímku skeletu žádné traumatické změny.

K typickým symptomům distorze hlezna patří otok, napětí, omezení hybnosti, hematom a bolest. Následují potom synovitida, tendinitida a šlachová ochablost (Handl a et al., 2006; Müller, Müllerová, 1992; Dungl, 2005).

### **3.1.1 Klasifikace poranění ligamentózního aparátu hlezna**

Nejčastěji používaná klasifikace distorzí hlezna rozlišuje tři stupně poškození (stupeň I - lehký, stupeň II - střední a stupeň III – těžký).

#### **Stupeň I (distenze)**

Dochází k distenzi vazů bez makroskopické trhliny (ligamenta jsou intaktní) (Handl a et al., 2006; Wexler, 1998). Podle Wexlera (1998) RTG vyšetření není nutné. Tento stupeň je dále charakterizován nepatrnou nebo žádnou ztrátou funkčních schopností (pacient je schopen „nést“ na poraněném kotníku váhu svého těla), minimální bolestivostí a mírným otokem (Handl a et al., 2006; Wexler, 1998; Wolfe a et al., 2001). Rovněž u tohoto stupně poškození

nedochází ke vzniku mechanické nestability (Handl a et al., 2006, Wolfe a et al., 2001). Obvykle postihuje tento stupeň zranění ligamentum fibulotalare anterius a návrat k aktivitám je možný během několika dnů od zranění (s ortézou nebo tapem) (Šafránková, 2006).

#### Stupeň II (parciální ruptura)

Je charakterizována jako parciální ruptura vazů, kdy ligamentum je stále intaktní, ale má parciální ruptury. Objevuje se mírný otok, subjektivně větší bolestivost a ekchymóza. Dochází k částečné ztrátě kloubní stability a ke vzniku „střední“ ztráty funkce (pacient se na postiženou nohu téměř nepostaví) (Handl a et al., 2006; Wexler, 1998). Zranění vyžaduje 2 až 3 měsíce, než kotník dosáhne plné síly a stability (Šafránková, 2006).

#### Stupeň III (totální ruptura)

Nebo též úplná ruptura vazivového aparátu. U tohoto stupně jsou přítomny prudká bolest, difúzní otok, hematom a napětí. Dochází ke vzniku nestability hlezna a k ztrátě funkce (Handl a et al., 2006; Wexler, 1998; Pokorný, 2002). Poraněný vaz se hojí, ale ne vždy dokonale (Dungl, 1989). Přetržené kloubní vazy, do několika hodin po vzniku úrazu, retrahují. Jejich konce se oddálí a pokud není zasáhnuo chirurgicky, hojí se insuficientní jizvou v prodloužení. Vzniká tak výše uvedená kloubní nestabilita (Moster, 1997). V místě poraněného vazů může též vzniknout heterotopická osifikace či kalcifikace, což může například vést k tibiofibulární synostóze v místě přerušené syndesmózy (Příloha 10, 11a) (Dungl, 1989).

Z klinického hlediska, jednotlivé stupně mezi sebou plynule přecházejí a je proto spíše důležité, zda poranění způsobilo nestabilitu nebo nikoliv (Pokorný, 2002).

### **3.1.2 Mechanismus úrazu**

Lidské tělo je během života vystaveno rozličným typům zátěže. Pokud tato zátěž nepřesahuje hranici tolerance jednotlivých stavebních komponent organismu, je organismus schopen ji kompenzovat. Tato schopnost vyrovnat se ze zátěží je vlastně adaptací - progresivní adaptací, která navozuje situaci, při které je tělo schopné kompenzovat stále větší zátěž, ale jen do určité míry. Jestliže dojde k náhlé nebo pomalu nastupující aktivaci mimo pásmo normy, nastane narušení nebo poranění struktury či funkce. Většina sportovních úrazů je právě důsledkem selhání adaptace tkáně.

Na úrazovém mechanismu se podílejí vnitřní faktory (hmotnost, věk, pohlaví, vadné pohybové stereotypy, lineární a rotační přetížení) a faktory vnější při kontaktních nebo

kolizních sportech (Kolektiv autorů, 1997). Lysens (1997) do vnějších faktorů řadí typ sportu, sportovní vybavení, trvání a intenzitu hrací doby, povrch a pozici hráče. Pro riziko vzniku poranění kotníku považuje za nejdůležitější předešlé distorze, typ a velikost nohy, chronickou nestabilitu kotníku, výšku a hmotnost jedince, přítomnost generalizované kloubní laxicity, sílu a dominanci dolní končetiny (Barker, Beynnon, Renstrom, 1997).

Poranění hlezenního kloubu vzniká :

1. nejčastěji inverzí (addukcí, supinací a plantární flexí), kdy dochází k poranění ligamentum fibulotalare anterius, ligamentum calcaneofibulare a ligamentum fibulotalare posterius,
2. everzí (abdukci, pronací a dorzální flexí), při které dojde k poškození ligamentum deltoidem (Příloha 11b),
3. rotací, která je často spojena spíše se zlomeninami, v menším počtu případů může dojít k poranění vazů pod tibiálním kotníkem,
4. flexí a extenzí, kdy dojde k luxaci talu,
5. vertikální zátěží, při které se talus vrazí mezi vidlici tvořenou tibií a fibulou (Dungl, 1989; Handl a et al., 2006; Müller, Müllerová, 1992; Dungl, 2005).

### **3.2 *Laterální nestabilita hlezna – chronická laterální nestabilita***

Chronická nestabilita patří k nejčastějším následkům poranění hlezenního kloubu a jeho vazivového aparátu. Tyto obtíže jsou typické zejména u sportovců na soutěžní úrovni, kdy způsobují nejčastější příčinu omezení sportovní činnosti (Handl a et al., 2006). Ke vzniku nestability laterální strany hlezna dochází následkem těžkého stupně úrazu nebo nesprávně vedené, popřípadě nevhodné léčby. Podle různých autorů je takto postiženo 20 až 40 % pacientů po distorzi (Mattacola, Maureen, 2002). Dungl (1989) uvádí, že chronická laterální nestabilita vzniká na podkladě konzervativní léčby ruptur ligament dlouhodobou imobilizací, které se hojí po retrakci přetržených konců, jizvou v prodloužení. Následkem je vznik chronické laterální nestability hlezna, která vede k opakovaným distorzím, pocitu nejistoty, recidivujícím otokům a bolestem, nekontrolovatelnému podklesnutí končetiny (giwing way fenomén) a omezení sportovní aktivity (Dungl, 1989). Mattacola, Maureen (2002) se shodují na dalších následcích chronické nestability, a to vzniku perzistující synovidity, tendinitidy, svalového oslabení a omezení rozsahu pohybu v kloubu. Handl (2006) uvádí, že nejčastějším

klinickým projevem laterální nestability hlezna je otok a bolest zejména při chůzi po nerovném terénu nebo při sportovní zátěži. Patofyziologicky se podle Handla (2006) jedná o nedostatečné zhojení léze FTA a někdy FC.

Anamnesticky zjistíme obvykle, výše zmiňovanou, konzervativně léčenou distorzi. Vyloučit je ale třeba i další možné příčiny, vedoucí k nestabilitě hlezna, jako útlakový syndrom kořene S<sub>1</sub>, vrozenou ligamentózní laxicitu nebo zvýšenou torzi tibie (Dungl, 1989; Hamilton, 1984). Následky staršího úrazu v oblasti hlezna s tvorbou osteofytů na přilehlých kloubních plochách talu i tibie, mohou způsobit blokády pohybu a příznaky, které jsou podobné laterální nestabilitě (Dungl, 1989). Hamilton (1984) udává za možnou příčinu laterální nestability i nedostatek synchronizace rovnováhy mezi m. tibialis posterior a peroneální svalovou skupinou. Jako následek nestability hlezna dochází k rozvoji artrózy (Handl a et al., 2006). Bylo popsáno, že se u 28 z 36 pacientů s chronickou laterální nestabilitou objevují degenerativní změny. Na základě tohoto poznatku se předpokládá, že obnova laterální nestability hlezna by mohla pravděpodobně ovlivnit rozvoj degenerativních změn.

Léčba laterální nestability může být konzervativní i operační. Konzervativní léčba je vyhrazena pro pacienty s převážně sedavým způsobem života a pro stavy, při nichž došlo již k rozvoji artrotických změn. Velký význam zde má rehabilitace. Ordinuje se aktivní cvičení pro posílení svalů hlezna a trénink pro zlepšení propriocepce. Cvičení doplňuje bandážováním a funkčními tapy. U mladých aktivních pacientů je doporučenou metodou volby rekonstrukční operace metodou plastiky fibulárních vazů. Podle Coxe (1984) je horní věková hranice k provádění těchto rekonstrukčních operací 35 let (Dungl, 1989; Hamilton, 1984). Očekávaným výsledkem po těchto rekonstrukčních operacích je obnovení stability hlezna a schopnost jeho plného zatížení (Handl a et al., 2006).

### ***3.3 Mechanická laterální nestabilita a funkční laterální nestabilita hlezna***

Nestabilita hlezna se vyskytuje ve dvojí formě – mechanické a funkční (Handl a et al., 2006). Podle Handla (2006) spočívá mechanická nestabilita v abnormální viklavosti kloubu při poškozeném vazivovém aparátu, zatímco funkční nestabilitou označuje přepětí vazů s poškozením (omezením) funkce kloubu. Mechanická laterální nestabilita je definována jako nedostatečnost pasivních stabilizátorů hlezna, což lze vyšetřit pomocí klinických testů

„anterior drawer“ test a „talar tilt“ test. Základní rozlišení mechanické a funkční nestability je důležité pro rozhodnutí o použití terapie. U mechanické nestability bývá až z 90% úspěšná operační léčba, která je zvláště důležitá u aktivních sportovců. U funkční nestability je operační léčba zcela nevhodná. Před provedením operace, u mechanických nestabilit hlezna, je důležité provést klinické vyšetření, které lze popřípadě doplnit RTG snímkem, který určí přítomnost mechanické nestability. Operační technika se nepoužívá u generalizované hypermobility kloubů, kde by výsledek operace byl nedostačující. Dále platí, že pacienti s ligamentovou insuficiencí, která trvá dlouho před zákrokem a pacienti s opakovanou rekonstrukcí mají většinou menší úspěch po této operaci (Hertel, 2000).

Funkční nestabilita kotníku po distorzi je znakem propioceptivního deficitu, který vyplývá z kloubní denervace (Michelson, Hutchins, 1995). Jedná se o chybu v motorické koordinaci, která následuje po kapsulární deafferentaci následkem poruchy propioceptorů. Termín funkční nestabilita jako porucha na neuromotorickém podkladě poprvé použil Freeman a kol. Tato funkční disabilita nemá obecně uznávanou definici. Podle Kondradsena (2002) je termín používán pro popis opakovaného inverzního zranění a giwing way fenoménu, přičemž nejsou žádné požadavky na to, kolikrát musí distorze opakovaně vzniknout, jak dlouho se musí disabilita prezentovat, na jaký druh aktivity a na jaký stupeň vnější zátěže jsou zranění závislá.

Na vzniku funkční laterální nestability se podílí soubor tří faktorů:

1. neurální, kam patří propiocepce, reflexy a reakční čas svalů,
2. svalový zahrnující sílu, výdrž a odolnost - vytrvalost svalů,
3. mechanický, ve smyslu laterální ligamentózní laxicity (Hertel, 2000; Willems, Witvrouw, Verstuyft, 2002; Mattacola, Maureen, 2002).

Freeman a kol. se domnívají, že nervová vlákna mechanoreceptorů, hrající důležitou roli v propiocepci, jsou roztržena ve stejnou dobu vzniku distorze (Michelson, Hutchins, 1995).

Propriocepce jako významná složka sensorické aference má velký vliv na průběh i řízení motoriky. Proprioceptivní aference slouží k průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy, přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly, která je požadována pro přesné, koordinované provedení pohybu a významným způsobem se podílí i na vzniku reflexní svalové činnosti (Pavlů, Novosádová, 2001).



Hertel (2000) považuje funkční nestabilitu vyplývající z neuromuskulárního a proprioceptivního deficitu za jeden z hlavních přispívajících faktorů vzniku chronické laterální nestability. Více autorů (Hertel, 2000; Willems a et al., 2002) demonstruje existenci funkční nestability na celé řadě příčin – zhoršení rovnováhy, deficit vnímání pozice v kloubu, svalově-silový deficit, zhoršení rozsahu pohybu (zmenšení dorzální flexe) a zpoždění kontrakce peroneálních svalů. Podle Hertela (2000) jsou mechanická i funkční nestabilita příčinou opakujících se distorzí hlezna.

Mechanoreceptory jsou nejvíce aktivní zejména na konci rozsahu pohybu, kdy reagují na napětí v ligamentech a tuto reakci přenášejí aferentně do míchy. Eferentní odpověď jde k výkonným svalům, které vykonají pomalý a obrácený směr kloubního pohybu. V praxi to znamená, jestliže je kotník ve své konečné poloze v supinaci, začnou se stimulovat mechanoreceptory v laterálních ligamentech, které eferentně osloví peroneální svaly, které vyrovnají vzniklou situaci, a tak obvykle nedojde k poškození hlezna distorzí (Hertel, 2000). Už v roce 1965 Freeman vytvořil hypotézu, že roztrhnutím ligamentózní tkáně při laterální distorzi dochází též k ruptuře aferentních nervů a mechanoreceptorů (Hertel, 2000).

Michelson a Hutchins (1995) demonstrovali přítomnost mnoha mechanoreceptorů a studovali jejich distribuci v laterálních a mediálních ligamentech kotníku. Nejčastější typy mechanoreceptorů, byly typy mechanoreceptorů II. a III, které se nacházejí v laterálních ligamentech kotníku, ale také v mnoha jiných strukturách v okolí laterálního kotníku (kloubní pouzdro, retinaculum a šlachová tkáň) (Michelson, Hutchins, 1995; Konradsen, 2002).

Mechanoreceptory typu II. jsou tlustá neopouzdrěná kónická tělíska, která se nacházejí v hojně míře ve všech ligamentech kotníku, jedná se o dynamické tělíska s rychlou adaptací a nízkým prahem dráždivosti, které slouží k vnímání začátku kloubního pohybu. Mechanoreceptory typu III. se prezentují jako štíhlá neopouzdrěná tělíska vřetenovitého tvaru, která představují rovněž dynamický typ receptorů, s vysokým prahem dráždivosti a pomalou adaptací. Tyto mechanoreceptory se aktivují při extrémním rozsahu pohybu (Michelson, Hutchins, 1995). Postižení ligament a jejich mechanoreceptorů, jak již bylo řečeno, způsobuje deficit propriocepce po úrazu kotníku. Rehabilitace by proto měla být specifická, zaměřená na proprioceptivní trénink (Hertel, 2000; Michelson, Hutchins, 1995). Podle Michelsona (1995) není doposud známo, zda tento typ rehabilitace u poraněného kotníku má vliv na funkci mechanoreceptorů v ligamentech nebo poskytuje určitou substituci mechanorecepce v kloubním pouzdru nebo v okolí svalově-šlachových jednotek.

Schopnost jedince detekovat pozici, polohu nohy před kontaktem s podložkou je důležitou prevencí vzniku úrazu (Willems a et al., 2002). Tato schopnost je pak porušena při distorzi hlezna (Hertel, 2000). Reakce nohy na poranění je stále stejná a je kombinací periferní svalové odpovědi a vyšších řídicích center zodpovídajících za pohybové strategie (Konradsen, 2002). Nejdůležitější roli v prevenci ligamentózních úrazů mají svaly působící everzi (Willems a et al., 2002). Bylo zjištěno, že první svalová reakce měřená na EMG, která přichází 49 až 90 ms po inverzi nohy, byla na peroneálních svalech. Poté na stehenních svalech a ve stejný čas unilaterálně na m. tibialis anterior poraněného kotníku. I zde se ale nachází celá řada rozličných názorů mnoha autorů, což je dáno rozdíly v technickém vybavení například měřičů EMG aktivity (Konradsen, 2002). Tento čas, kdy je zaznamenána první EMG aktivita nemusí být vždy indikátorem efektivnosti prevence úrazu. Za daleko důležitější je v odborné literatuře považována síla svalů provádějících everzi (m. peroneus brevis et longus), která je předpokladem podpory laterálním ligamentům proti inverznímu mechanismu úrazu (Konradsen, 2002; Willems a et al., 2002). Bosien a Staples (2002) jako první měřili sílu peroneálních svalů manuálními metodami a našli dlouho přetrvávající oslabení mm.peronei po inverzní distorzi hlezna. Toto měření doplnil Baumhauer (2002), který vysledoval, že lidé s inbalancí svalové síly svalů v oblasti nohy, vykazují daleko vyšší incidenci inverzních poranění kotníku (Willems a et al., 2002). Z toho vyplývá, že u pacientů s chronickou laterální nestabilitou nestačí pátrat pouze po deficitu propiocepce, ale také po deficitu svalové síly (Willems a et al., 2002).

### **3.3.1 Porucha rovnováhy**

Celá řada autorů se snaží vytvořit objektivní testy pro zjištění funkční nestability, mechanické i chronické laterální nestability. U pacientů s poraněním hlezna byl porovnán deficit rovnováhy. Několik výzkumů naznačuje, že následkem laterální distorze kotníku dochází k poruše schopnosti zajistit rovnováhu během stoje na jedné dolní končetině. Byly změněny číselné parametry rovnováhy, které ukázaly největší změny v posturální výchylce (postural sway) při balancování na poraněné končetině. Jednalo se o deviaci z hlavního COP (centre of pressure). V praxi se pro subjektivní určení deficitu rovnováhy používá modifikovaný Rhombergův test, při kterém pacient stojí na jedné dolní končetině a pokouší se udržet rovnováhu s otevřenýma a zavřenýma očima. Porovnáváme zdravou a poraněnou končetinu. Pro objektivizaci balančních parametrů u pacienta po distorzi hlezna můžeme využít například Balance Master. Obecně platí, že pacienti po distorzi hlezna, při balancování na poraněné končetině, používají kyčelní strategii (Hertel, 2000).

### **3.3.2 Porucha polohocitu a pohybcitu**

Dále se v praxi používají testy, které se primárně zaměřují na propiocepci – testy kinestezie (Konradsen, 2002). Hertel (2000) uvádí, že při laterální distorzi je více či méně narušena schopnost vnímat pozici kloubu. Podle něho dochází ke zhoršené schopnosti detekovat pomalé i pasivní pohyby. Narušené vnímání pozice kloubu je také prediktorem laterální distorze kotníku u pacientů bez jakékoliv historie úrazu nohy (Hertel, 2000).

Při poranění kotníku dochází i k poranění peroneálního nervu, což může hrát roli při vzniku funkční nestability kotníku. Poranění nervu se identifikuje podle snížení rychlosti vedení nervem, který je u distorzí II. stupně snížen v 17 % případů, zatímco u distorzí III. stupně v 86 % případů. Při laterální distorzi hlezna se může jednat i o poškození n. tibialis následkem hypersupinace (Hertel, 2000).

Bulovo-Saxton (2000) u několika laterálních distorzí našli také snížení vibračního cití (Hertel, 2000).

### **3.3.3 Svalové oslabení**

Následkem distorze hlezna a s rozvojem funkční nestability se objevuje oslabení svalů, jež zodpovídají za everzi nohy. Poprvé popsal vysokou prevalenci oslabení peroneálních svalů u pacientů po distorzi hlezna Bosien (2000), který rovněž prokázal, že 66% pacientů má po více než dvou letech distorze kotníku reziduální symptomy ve smyslu „peroneální slabosti“. Ještě 6 týdnů po akutní distorzi hlezna bylo zjištěno u většiny pacientů snížení excentrického everzního momentu sil (Hertel, 2000).

### **3.3.4 Omezení dorziflexe**

Následkem laterální distorze hlezna dochází ke zmenšení dorzální flexe, což přispívá ke vzniku funkční nestability. V mnoha studiích jsou uvedeny rozdíly v dorzální flexi u pacientů po distorzi hlezna v porovnání se zdravými jedinci. Úbytek dorzální flexe souvisí se zvýšenou adhezí měkkých tkání (kůže, podkoží, facie svalů a ligament), jako jedním z mnoha symptomů funkční nestability, která vede ke snížení mobility hlezna, zejména dorzální flexe (Hertel, 2000).

### 3.3.5 Funkční nestabilita z jiných příčin

Uvádí se několik jiných příčin, které mohou způsobovat funkční nestabilitu. Mezi tyto příčiny patří:

- prasknutí šlachy m. peroneus brevis,
- osteoidní osteom os cuboideum,
- fibulární osteochondrom,
- falešné aneurysma peroneální artérie.

Jedná se o příčiny vzácné, které zpravidla nereagují na konzervativní terapii (Hertel, 2000).

V rehabilitačním programu, u terapie funkční nestability, klademe důraz na trénink svalové síly a propriocepce. Ačkoliv jsou hlavní laterální stabilizátory peroneální svaly, neměli bychom zapomínat, že se na udržení stability při krokovém cyklu podílejí i ostatní svaly bérce a nohy, které je nutné rovněž trénovat (Willems a et al., 2002). V některých případech vzniká funkční nestabilita na mechanickém podkladě a obnovením mechanické stability kotníku chirurgickým zákrokem může dojít k obnově i stability funkční (Hertel, 2000). Obecně se za nejlepší řešení považuje trénink senzomotoriky podle Jandy a Vávrové (Pavlů, Novosádová, 2001; Janda, Vávrová, 1992). Feuerbach a kol. (2002) potvrdil, že aplikace ortézy způsobuje vzrůst aference z receptorů kůže, což může vést k zlepšení vnímání polohy kloubu a tak chránit nohu před opakovaným poraněním. Z toho vyplývá, že taping hlezna a ortézy či jiná zpevnění (bracing) hlezna mohou v terapii funkčních nestabilit hrát rovněž důležitou roli (Willems a et al., 2002).

### 3.4 *Stabilita a nestabilita hlezenního kloubu z pohledu vývojové kineziologie, funkční nestabilita hlezna z neúrazových příčin*

Stabilitou těla označujeme míru úsilí, které je potřebné k dosažení změny polohy tělesa z jeho klidové polohy. Mechanicky se lidské tělo skládá z tuhých segmentů, tvořených kostní tkání, které jsou vzájemně propojeny vazy a měkkými tkáněmi, umožňujícími v omezeném rozsahu měnit polohu segmentů, kterou aktivně realizují svaly řízené nervovou soustavou (Véle, Čumpelík, Pavlů, 2001). Lidské tělo ve vzpřímeném držení na dvou dolních končetinách představuje z biomechanického hlediska velmi nestabilní systém.

Na udržení vzpřímeného držení těla se podílejí tři hlavní složky – sensorická (propriocepce, zrak a vestibulární systém), řídicí (CNS, mícha) a výkonná (kosterní svaly). Oslabení popřípadě výpadek jedné z těchto částí se nemusí projevit ihned, ale například až při vyšších nárocích na organismus (například zvýšená zátěž). Tato neoddělitelnost sensorických, řídicích a výkonných složek je pro fyzioterapii důležitá a je hojně využívána, například při senzomotorické stimulaci (Véle a et al., 2001; Suchomel, 2006).

Kloubní stabilita je dána uspořádáním a tvarem kloubních ploch, uspořádáním kloubního pouzdra a vazů. Na jejím zajištění se podílí souhra vazivového a svalového aparátu (statických a dynamických stabilizátorů) (Kolář, 2001). Stabilitu kloubu lze vnímat jako stav, kdy je nejméně namáháno kloubní pouzdro a kdy periartikulární svaly pracují v co nejlepší spolupráci – ve vzájemné koaktivaci, která je potřebná k udržení požadovaného postavení. Pohyb v kloubu je pak vykonáván co nejekonomičtěji, tj. s nejmenšími energetickými nároky k dosažení požadovaného úkonu vzhledem k dané situaci (Suchomel, 2006). Rovnováhou mezi svaly s antagonistickou funkcí je tedy umožněno držení v kloubech v tzv. centrovaném postavení, které je vázáno na zdravý CNS (Kolář, 2001). Funkční centrace znamená postavení kloubu, které umožní optimální statické zatížení. Pak je rozložení tlaku na kloubní plochu maximální a kloub je schopen v tomto postavení nejlépe snášet zatížení, má nejvýhodnější statiku. Vlivem tohoto maximálního kontaktu kloubních ploch má potom daný pohyb v kloubu také největší facilitační účinek na svaly (Kolář, 2001).

Stabilita se diferencuje na stabilitu intersegmentální (vnitřní) a stabilitu celkovou (vnější). Je předpoklad, že stabilita osového orgánu (stabilita vnitřní) je základnou stability celkové (stability vnější). Stabilita osového orgánu je bází, ze které vychází i účelově řízený pohyb. Tato vnitřní stabilita musí být sektorově proměnlivá, aby určité sektory byly schopny stabilizovat svoji polohu tak, aby jiné mohly polohu účelově měnit (Véle, 2001). Na celkovou stabilitu působí síly vnějšího prostředí. Pokud jsou tyto síly nižší nebo stejné se silami statických a dynamických stabilizátorů, jedná se o funkční stabilitu kloubu. Jsou-li tyto síly vyšší dochází k nestabilitě systému. Statická stabilizace je ovlivňována tvarem kloubních ploch, pevností a tvarem kloubního pouzdra a ligamenty. Dynamická stabilita je dána funkcí svalů. Funkční stabilitu nelze chápat pouze z biomechanického hlediska, ale i z pohledu řídicího systému (CNS, mícha) (Véle, 2001; Suchomel, 2006; Kolář 2001).

Pohybové chování souvisí s udržováním polohy i s pohybem, kdy se toto též nazývané posturální chování blíží situaci, při které jsou všechny klouby centrovány v klidu i během pohybu (Suchomel, 2006).

Kolář (2001) zdůrazňuje postupné časové řazení dvou svalových systémů do jejich posturální funkce – tedy do určitého držení těla - v průběhu ontogeneze, a podle toho lze diferencovat svalový systém na ontogeneticky mladší (fázický systém) a ontogeneticky starší (tonický systém) (Suchomel, 2006). Oslabením některého ze svalů posturálně mladšího systému dochází automaticky ke změně postavení v kloubu a k reflexní iradiaci inhibice do celého systému. Dochází tedy k převaze posturálně staršího svalstva. Platí to i v opačném případě – tonizací fázických svalů dojde k útlumu v systému tonickém. Za této situace dochází k narušení synchronizace mezi antagonisty a vzniká decentrované postavení v kloubu, které je vždy vázáno na celé držení těla. Decentrace jednoho kloubu se projeví v decentraci kloubů ostatních (Kolář, 2001).

Segmentální nestabilita je stav při kterém svaly nosných kloubů při stoji nebo pohybu neudrží tělo proti gravitaci, což se projevuje ve zpomalení schopnosti reagovat a ve zhoršení koordinace pohybu, která vede k decentraci v segmentu. To v praxi znamená, že dojde například k distorzi hlezna při sestupu na nerovnou plochu, která vzniká díky dysfunkci v posturálních řídicích mechanismech při kterých je narušena centrace kloubu (Véle, 2001; Suchomel, 2006; Kolář 2001).

Příčiny neúrazové nestability je tedy porucha centrace nejenom v oblasti hlezna, ale i v celém systému, které souvisí s chybným zapojením svalů. Tyto poruchy mohou vznikat jednak na základě nedostatečného motorického vývoje (například u dětí s centrální koordinační poruchou), ale i při daleko menších nesrovnalostech v motorickém vývoji. Dále k těmto poruchám dochází při jednostranném zatěžování a rovněž výpadkem fázických svalů z funkce (Véle, 2001; Suchomel, 2006; Kolář 2001).

## 4 VYŠETŘENÍ NOHY

### 4.1 *Anamnéza*

Zjišťujeme od pacienta mechanismus úrazu, požadujeme od pacienta přesný popis úrazu (popisy rupnutí, prasknutí, přeskočení), schopnost zátěže končetiny po úrazu, rychlost otoku, schopnost chůze, intenzitu a charakter bolesti (zlomenina v klidu bolí méně, naopak poranění měkkých tkání bolí i v klidu, noci) (Sýkora, 1992), úrazy, sportovní zátěž, staré úrazy, způsob léčby a jejich následky.... (Sosna, Vavřík, Krbec, Pokorný, 2001; Drašar, Pavelka, 1977).

U všech poranění je důležité na základě anamnézy odhalit mechanismus úrazu. Zejména u distorzí pomohou právě údaje o bezprostředním poúrazovém průběhu stanovit správnou diagnózu (Dungl, 1989). Typickým znakem distorze je fázový průběh. Po počáteční silné bolesti nastává úleva, která trvá různě dlouho. Postupně dochází ke zhoršení bolesti, otoku, pocitu napětí v kloubu a výraznému omezení hybnosti. Je-li přítomen větší krevní výron, pátrá se po poranění vazů a kloubního pouzdra (Žák, 2006; Zeman, 2001).

### 4.2 *Aspekce*

Sledujeme otok a náplň vlastního kloubu, zabarvení a trofické změny na kůži (Sosna a et al., 2001). Velikost edému a hematomu často svědčí pro nevhodnou dosavadní léčbu, zejména pro snahu bolest „rozchodit“ (Drašar, Pavelka, 1977). Posuzujeme konturu kloubu v porovnání s konturou kloubu na zdravé noze (Pokorný, 2002). Porovnáváme osově postavení kloubu a celé dolní končetiny i schopnost pacienta poraněnou nohu zatížit (odmítne-li poraněnou nohu zatížit, zvyšuje se podezření na zlomeninu nebo těžké poranění vazů) (Sosna a et al., 2001; Sýkora, 1992). Všimáme si, zda je přítomna ortopedická vada nohou. Pedes plani, transversoplani i excavati mohou léčení velmi komplikovat (Drašar, Pavelka, 1977).

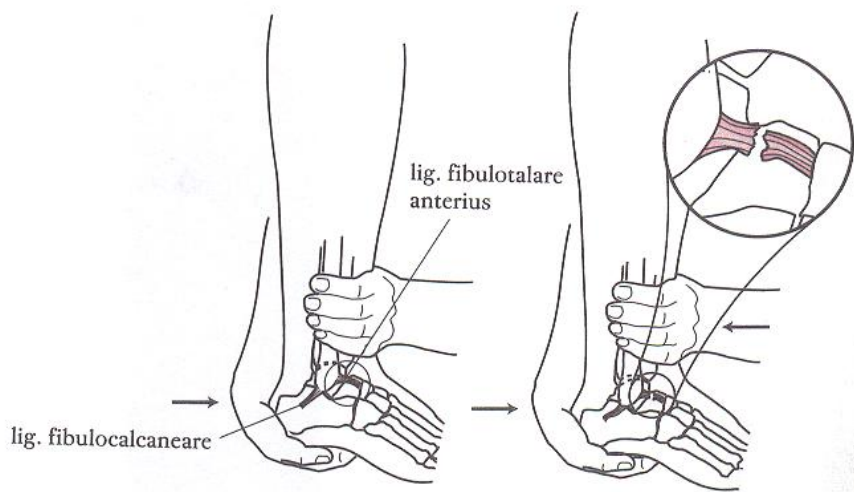
### 4.3 *Palpace*

Zjišťujeme bolestivost při pohmatu, napínání i patologické uvolnění kloubu (Richter, 1992; Drašar, Pavelka, 1977). Palpačně hledáme maximum bolestivosti a sledujeme její zvýraznění při pasivním pohybu v sagitální rovině a při supinaci a pronaci nohy (Pokorný, 2002). Špičkou palce vyhledáváme místo největší bolestivosti. Palpujeme jednotlivé vazy v jejich průběhu. Bolest nad vazem nebo jeho úponem je známkou poranění.

Napínací manévry zatěžují vaz pasivně v příslušném směru. Přední fibulární vaz (FTA) zatížíme plantární flexí a supinací s tahem nohy dopředu. Střední fibulární vaz (FC) zatížíme supinací nohy v základním postavení. Zadní fibulární vaz (FTP) pak zatížíme supinací, dorzální flexí a zevní rotací. V pronaci vyšetřujeme vazy tibiální (Sýkora, 1992; Drašar, Pavelka, 1977).

Nejdůležitější a nejexponovanější vaz hlezna je ligamentum fibulotalare anterius zajišťující předozadní stabilitu nohy. Jeho přetržení dovoluje posun talu s celou nohou dopředu, do ventrální subluxace. Jeho rupturu zjišťujeme ventrálním tlakem na patu s dorzálním protitlakem v distální třetině bérce (Obrázek 6).

**Obrázek 6. VYŠETŘENÍ PŘEDNÍHO ZÁSUVKOVÉHO PŘÍZNAKU HLEZENÍHO KLOUBU (Gross a et al., 2005)**

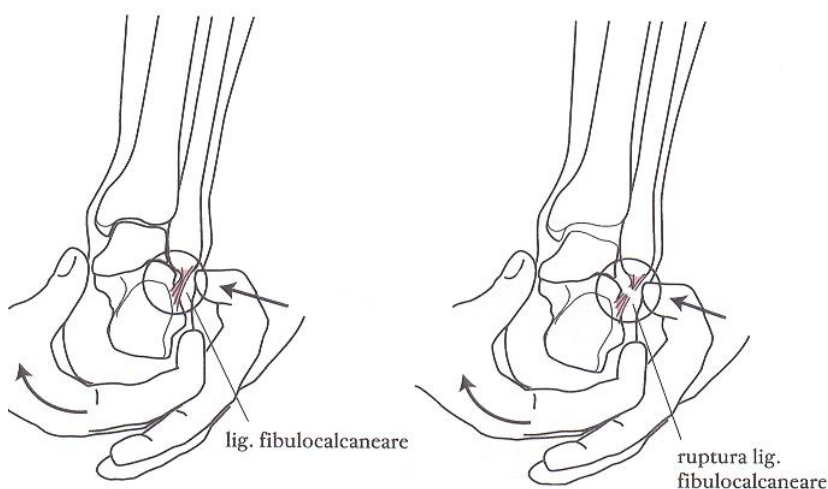


Při poranění vazů se noha posune proti bérce o 1 cm ventrálně s naznačenou vnitřní rotací (Sýkora, 1992). V ČR se toto vyšetření označuje jako postup podle Drašnara (přední zásuvka), kdy pacient nejčastěji leží na břiše, nebo sedí s končetinou flektovanou v koleně do 90°, čímž je uvolněn svalový tonus a vyřazen tah m. triceps surae (Richter, 1992; Pokorný, 2002). Tento test je v zahraniční literatuře uveden pod názvem „The anterior drawer test“ a s českou literaturou se rozchází ve velikosti posunu talu, při podezření na rupturu. Wexler (1998) uvádí, že test je pozitivní již při ventrálním posunu talu o 4 mm. Srovnáváme vždy nález na zdravé a postižené dolní končetině (Richter, 1992). Vedle positivity tohoto testu se při podezření na poškození FTA objevuje otok a bolestivost před laterálním kotníkem (Peterson, Renström, 1986).



Kromě vyšetření výše uvedeného ligamenta lze provést u pacienta „Talar tilt test“ (Inversion stress test), který je zaměřen na diagnostiku ruptury ligamentum calcaneofibulare (Obrázek 7). Terapeut jednou rukou fixuje distální konec tibie a fibuly, jako v testu předešlém, druhou rukou provede inverzi nohy a porovná na obou dolních končetinách. Pozitivita testu je posun, který je o 5° – 10° větší na poraněné noze než na noze zdravé (Wexler, 1998).

**Obrázek 7. INVERZNÍ STRESS TEST (Gross a et al., 2005)**



Při podezření na rupturu FC ligamenta nalezneme při vyšetření otok a bolestivost distálně za laterálním kotníkem a schopnost provést větší supinaci v porovnání ze zdravou nohou (Peterson, Renström, 1986).

Vyšetření aktivní pohyblivosti se nepřikládá větší význam. Toto vyšetření je značně závislé na citlivosti poraněného. Obecně lze říci, že se pacient brání pohybu stejného typu, jakým úraz vznikl (Drašar, Pavelka, 1977).

#### **4.4 Rentgenové vyšetření a jiné zobrazovací metody**

U každého nemocného s diagnózou distorze hlezenního kloubu, musíme vyloučit přítomnost zlomeniny (Zeman, 2000). Při negativním rentgenovém nálezů na skeletu hlezna jsou distorze ošetřovány bez bližšího určení stupně poškození ligament (Dungl, 1989). Rentgenové vyšetření patří ke komplexní diagnostice (Kučera a et al., 2005), v ČR je běžnou součástí vyšetření pacienta s úrazem hlezna. Je důležité proto, aby nebylo přehlédnuto případné, málo nápadné poranění skeletu (Pokorný, 2002). Někteří zahraniční autoři využívají pro rozhodnutí, zda vůbec RTG provést „The Ottawa ankle rules“. Podle tohoto pravidla se

požaduje RTG vyšetření pouze, jestliže má pacient bolest v „zóně kotníků“ a jiné příznaky, kam patří zvýšená citlivost periostu na zadní hraně nebo konci zevního kotníku, popřípadě vnitřního kotníku a neschopnost postavit se na zraněnou nohu ihned po úrazu nebo v ambulanci u lékaře (Wolfe a et al., 2001; Wexler, 1998).

V odborné literatuře se doporučuje provést základní RTG vyšetření v a-p projekci a v projekci boční (Pokorný, 2002). RTG vyšetření postranní projekcí se provádí s podloženou patou vleže, horizontálním paprskem, kdy se projeví posun nohy dopředu u léze předního fibulárního vazů. Dále se dělají předozadní snímky držené v everzi a inverzi, kdy se sleduje varózní nebo valgózní postavení talu svědčící pro poškození zevních nebo vnitřních vazů (Sýkora, 1992). Veškeré snímky v tzv. držených polohách mají objektivně dokumentovat rozsah poranění vazů (Pokorný, 2002). Pokud jde o indikace snímkování v nucených pozicích, mělo by být prováděno nejen při každém podezření na rupturu vazů, ale i tam, kde naše léčení nemá předpokládaný průběh a úspěch (Drašar, Pavelka, 1977). V těchto držených projekcích pátráme, při distorzi hlezna, po patologickém rozklopení kloubní štěrbiny tibiotalární. Při ruptuře zevních postranních vazů dochází k „rozklopení“ hlezenního kloubu. Pokud je toto rozklopení nad 10° je indikována chirurgická intervence a sutura zevních postranních vazů, a to předního fibulotalárního a fibulocalcaneárního vazů (Příloha 12a). V akutní fázi poranění jsou tyto polohy bolestivé (Pokorný, 2002). Často také dochází ke zkreslení skutečného rozsahu poranění obranným spasmem svalů při vyšetřování bez celkové anestezie (Richtr, 1992). Místní znecitlivění je nedostatečné, a proto je lépe vyšetřovat v krátkodobé celkové anestezii (Pokorný, 2002).

Dříve se k diagnostice ruptur používala artrografie, která se musela provést do 72 hodin od úrazu, než se slepily okraje ruptury (Richtr, 1992). Dnes se artrografie už nepoužívá (Pokorný, 2002). Názory na použití artrografie se ale stále různí. Richter (1992) považuje za nejspolehlivější, ke stanovení přesného rozsahu poranění vazivových struktur a kloubního pouzdra právě artrografii.

U chronických poúrazových stavů je diagnosticky nejlepším řešením, vyšetření pomocí MRI (Pokorný, 2002). Významným přínosem pro diagnostiku porušené struktury vazů hlezna je i ultrasonografie (Handl a et al., 2006).

Podle Richtera (1992) postupujeme při ošetřování pacienta v tomto pořadí:

1. základní vyšetření – anamnéza, klinické vyšetření bez vyšetřování zásuvek,
2. základní RTG vyšetření,

3. vyšetření zásuvkových fenoménů – vždy po RTG vyšetření, eventuelně vyšetření v celkové anestezii,
4. terapie dle stavu a zjištěného nálezu.

Ortopedické vyšetření se od vyšetření fyzioterapeutického v určitých bodech bude lišit. Pro fyzioterapeuta je důležité vyšetřit následující:

1. určení deficitu posturální stability, a to dle možností subjektivně i objektivně,
2. vyšetření vnímání pozice kloubu jak aktivně, tak pasivně (polohocit, pohybocit),
3. kožní citlivost - diskriminační test s tupým i ostrým předmětem,
4. vyšetření síly – svalový test, dynamometr,
5. určení rozsahu pohybů, který by se měl testovat v uzavřeném i otevřeném kinematickém řetězci,
6. funkční silový test, např. skok na jedné noze, obratnost atp.,
7. v případě možnosti i EMG vyšetření (Hertel, 2000).

Veškerý nález je nutno porovnat se zdravou nohou (Drašar, Pavelka, 1977).

## 5 KONZERVATIVNÍ A OPERATIVNÍ TERAPIE LIGAMENTÓZNÍCH PORANĚNÍ HLEZNA

Metodou volby je konzervativní léčba, která se liší v závislosti na stupni poškození hlezna (Pokorný, 2002). Pokud je přítomno poškození vazů nebo kloubního pouzdra, jedná se o závažné zranění, které se může později projevit ve formě kloubní nestability a bývá příčinou recidivujících distorzí kloubu. V takovémto případě se tedy bude léčba podstatně lišit v porovnání s prvním stupněm poškození hlezna (Zeman, 2000).

Pokorný (2002) uvádí:

1. Lehké stupně poranění vyžadují odlehčení, elevaci, led, ortézu nebo alespoň elastickou bandáž. Za vhodné pak považuje nescifická antiflogistika a derivancia. Wexler (1998) též udává za vhodné podání nesteroidních antirevmatik pro kontrolu bolesti i otoku. U stupňů poranění I. a II. používá Wexler (1998) název pro terapii - RICE protocol (z ang. R-rest, I-ice, C-compression, E-elevation) vyjadřující zásady terapie u těchto stupňů poranění hlezna.
2. Těžší formy bez prokázané nestability je nutné zklidnit na 5 –7 dnů dorzální sádrou dlahou a podle vývoje přiložit na další 2-3 týdny ortézu nebo cirkulární sádrový obvaz, přičemž povolení stupně zátěže závisí na míře bolesti. Tři týdny je doba, která je potřebná ke zhojení mikroruptury vazivových vláken (Dungl, 1989). Tento typ poranění se vyznačuje pozvolným narůstáním otoku a bolestivostí v průběhu vazů. Pacient často přichází k ošetření až druhý den, bezprostředně po úrazu mohl pokračovat v chůzi, do rána hlezno otéká, bolí i v klidu a chůze je pro pacienta velmi bolestivá (Dungl, 1989).
3. Poranění vazů s nestabilitou pak vyžaduje sádrou fixaci na 3-4 týdny s následným doléčením v ortéze na 6 týdnů (Pokorný, 2002).

Operační léčba je diskutabilní. Je relativně indikována u totálních ruptur předního fibulotalárního vazů a u vzácných abrupcí hrotu tibiálního maleolu (tzv. fraktura deltového vazů). Jedná se o adaptační suturu, kterou lze nabídnout jako alternativu léčby aktivním sportovcům. Funkční výsledek po operacích je dobrý, avšak celková doba léčby ve srovnání s konzervativní terapií není podstatně zkrácená (Pokorný, 2002). Sýkora (1992) uvádí, že u distorzí III. stupně se přistupuje k operační léčbě proto, že konzervativní léčba není v těchto případech úspěšná. Vaz se hojí v prodloužení a podmiňuje následnou nestabilitu hlezna.

Richtr (1992) uvádí jako přednosti operačního postupu:

1. odstranění krve z kloubu,
2. přesná adaptace okrajů ruptury a tím obnovení izometricity vazů jako základního předpokladu obnovení funkce vazů,
3. operační revizí se prokáže rozsah-stupeň poranění vazů a podle toho se tak může dodržet potřebná doba fixace k dokonalému zhojení.

Rizika (celková anestezie a riziko hojení operační rány) se vzhledem k průměrnému věku poraněných, vysoké úrovni anesteticko-resuscitační služby a vybavení operačních sálů zdaleka nevyrovňají přednostem metodiky operačního řešení (Richtr, 1992).

Podle Wexlera (1998) závisí rozhodnutí provést operační výkon u třetího stupně poškození vazů na věku pacienta, úrovni jeho sportovních aktivit a sportovních ambicích a v neposlední řadě by se operace měla provést v případě, kdy je poškozeno více vazů.

Rozdíl v terapeutickém postupu závisí podle Richtera (1992) také na tom, zda-li má pacient vůbec první poranění vazů hlezna, nebo se jedná o pacienty s distorzemi opakovanými.

U pacientů s prvním poraněním hlezna postupujeme dle výše uvedených postupů. Pacienty s recidivujícím akutním poraněním hlezna svědčícím pro chronickou nestabilitu hlezna vyšetříme klinicky a za pomoci RTG. Volíme podle rozsahu nálezu většinou krátkodobé znehybnění na 2-3 týdny (například v elastickém obvazu) (Richtr, 1992).

Je popsáno mnoho chirurgických přístupů (více než 50 operačních technik) používaných pro léčbu zejména III. stupně poškození hlezna (Zeman, 2001; Handl a et al., 2006). Jejich vyjmenování není obsahem této práce. Obecně lze říci, že se používají dva základní typy operační léčby:

1. Sutura, kdy je nutná přesná adaptace konců vazů vstřebatelným materiálem (Zeman, 2001). Tento operační výkon se provádí v celkové anestezii. Při výkonu se provádí odstranění nitrokloubního hematomu a následný výplach kloubu (Richtr, 1992). Optimální doba pro suturu vazů je v prvních 48 hodinách po úrazu, poté dochází k ligamentózní i kapsulární kontrakci, která způsobuje obtížné sešití. Primární sutura je ale přesto indikována do 6 týdnů po úrazu. Při tomto postupu jsou lepší výsledky než po pozdějším rekonstrukčním výkonu (Dungl, 1989). Po uzavření operační rány je přiložena sádrová L dlaha od špiček prstů pod koleno v lehké pronaci a everzi nohy. Po vyndání stehů se

dotáčí sádru na nechodící a po 3 týdnech se přitočí podpatek. Fixace se ponechává celkem 6 týdnů. Výsledky operací jsou hodnoceny jako jednoznačně lepší než při běžném konzervativním postupu. Pouze u některých pacientů se objevuje nepatrné omezení dorzální flexe o max. 10°, bolesti hlezna při změně počasí a někdy bolesti a otoky hlezna při plné sportovní zátěži.

## 2. Rekonstrukční operace

- a) rekonstrukce anatomických struktur střechovitým překrytím laterálního vazivového komplexu hlezna,
- b) rekonstrukce vazů použitím štěpů, které jsou indikovány pouze při velkých potížích i při běžné chůzi nebo při chronické nestabilitě hlezna (Richtr, 1992; Pokorný, 2002). K dispozici je více metod. Například náhrada volným štěpem z fascia latae, periostálním lalokem z fibuly nebo štěpem ze šlachy m. peroneus brevis (Richtr, 1992; Pokorný, 2002). Rekonstrukce s použitím šlachových štěpů může omezit hybnost v hlezenním a subtalárním kloubu, a to v závislosti na umístění štěpu (Handl a et al., 2006).

Trvalé výsledky léčení ligamentózních poranění jsou příznivé, pokud je dodržen vhodný léčebný režim. Špatně se projeví přehlédnutí nestabilních poranění, nedostatečná imobilizace a předčasná zátěž (Pokorný, 2002).

## 5.1 *Léčba u sportovců*

V ortopedické praxi i v praxi sportovní medicíny se běžně setkáváme s problémem léčby distorzí u aktivních sportovců, kdy se objevují tendence urychlovat či bagatelizovat poranění vazivového aparátu hlezna (Handl a et al., 2006). Zejména u mladých lidí a sportovců patří „rozběhání výronu“ k běžné praxi. Zároveň celá řada těchto jedinců používají i různých analgetických prostředků k urychlenému návratu do běžné lokomoce. Limitací zde bývá bolest a porucha funkce, které se těmito prostředky omezí, tkáně se přetěžují a k vlastnímu procesu hojení dochází opožděně (Kučera a et al., 2005). Konzervativní léčba spočívající v imobilizaci sádrou v rozmezí 4 až 6-ti týdnů nebývá u sportovců často dodržována a je nahrazována nedostatečnou fixací elastickou bandáží nebo ortézou v období většinou kratším než tři týdny. V důsledku takovéto léčby dochází ke vzniku časných recidiv úrazu a ke vzniku chronické nestability hlezna (Handl a et al., 2006). Klinickým projevem této nestability je otok a bolesti hlezna při chůzi především po nerovném terénu a při

sportovní zátěži (Handl a et al., 2006; Moster, 1997). Důsledkem chronické nestability jsou též pozdější osteoartrótické změny.

Ve sportovní traumatologii se u distenzí doporučuje imobilizace pomocí adhezivních pruhů (taping). Náplastové pruhy o šířce 5 cm se postupně lepí ve směru dlouhé osy bérce a kolmo k nim se střídavě přidává semicirkulární pruh. Tento obvaz sahá od úrovně metatarzophalangeálních kloubů do poloviny bérce (Příloha 12b). Nutné je prvních 48 hodin kontrolovat prokrvení periferní oblasti. Po 1 až 2 týdnech chůze o berlích je možno obvaz sejmout a dovolit plnou zátěž. Tento způsob léčby má výhodu v rychlém ústupu otoku působením svalové činnosti, stejně jako zpevnění kolagenní sítě během reparačních procesů (Dungl, 1989).

Po vyléčení distorze je vhodné minimálně 3-4 měsíce pravidelně tapovat nebo v pozdějším období po zhruba 2 měsících nahradit tapování vhodnou ortézou. Asi nejvhodnější je ortéza typu „botička do boty“. Pokud je hlezenní kloub pevný, je možné ortézu během asi půl roku odložit (Žák, 2006).

Operační léčba je v obtížných případech metodou volby. Podle Handla (2006) má operační léčba laterální chronické nestability hlezenního kloubu své oprávnění v případě požadavku návratu k plné sportovní aktivitě. Podle jeho shromážděných statistických údajů došlo u operované skupiny v průběhu jednoho roku k obnovení stability hlezna na původní úroveň, zatímco u konzervativně léčené skupiny zůstala vazivová deficiencie na obdobné úrovni jako před započítáním studie. Většina autorů (Handl, Trč, Frei, 2006) se shoduje na doporučení, neodkládat rozhodnutí o operační terapii chronické nestability hlezna u fyzicky aktivní populace a sportovců v pravém slova smyslu.

## **6 FYZIOTERAPEUTICKÉ POSTUPY PŘEDOPERAČNÍ I POOPERAČNÍ PÉČE U PACIENTŮ PO DISTORZI HLEZNA**

Rehabilitace po distorzi hlezna hraje důležitou roli v rychlosti návratu pacienta k aktivitám běžného života a sportovce do soutěže (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002). Vhodně zvolená rehabilitace zároveň představuje prevenci opakovaných distorzí hlezna. V zahraniční literatuře se hovoří o funkční rehabilitaci, která začíná dnem úrazu a pokračuje, dokud není dosažena bezbolestná chůze a jiné důležité specifické aktivity (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002). Funkční rehabilitace by vždy měla představovat individuální program, který musí pokrýt potřeby každého pacienta i sportovce. Funkční rehabilitace zahrnuje tyto komponenty:

1. cvičení na zvýšení rozsahu pohybu,
2. progresivní trénink k posílení svalů,
3. propioceptivní a balanční trénink,
4. trénink specifických aktivit (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002).

### **1. CVIČENÍ NA ZVÝŠENÍ ROZSAHU POHYBU**

Před zahájením funkční rehabilitace by měl být obnoven rozsah pohybu. S tím souvisí provádění protahování m. triceps surae. Následkem poranění hlezna mají měkké tkáně v jeho okolí tendence se kontrahovat, proto by se měl zejména m. triceps surae v prvních 48 – 72 hodinách po úrazu protahovat. Když je dosaženo potřebného rozsahu pohybu v hleznu a není přítomen otok ani bolest hlezna, může pacient začít posilovat (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002).

### **2. PROGRESIVNÍ TRÉNINK K POSÍLENÍ SVALŮ**

Podle Wolfeho je posílení oslabených svalů důležité pro rychlý návrat pacienta do běžného života a zároveň i prevencí opakovaných distorzí. Cvičení by se mělo zaměřit na kondici peroneálních svalů, protože insuficientní síla v této svalové skupině je právě spojena s chronickou nestabilitou hlezna a opakujícími se distorzemi (Wolfe a et al., 2001). Mattacola (2002) klade důraz na to, aby trénink byl vždy na obou dolních končetinách kvůli využití



„cross- over“ efektu tréninku. Posilování by mělo začít izometrickými cviky s postupnou progresí k dynamickým odporovým cvikům, při kterých lze využít hmotnost těla pacienta nebo Theraband. Odporová cvičení by měla být prováděna s důrazem na excentrickou kontrakci. Zvedání palců nohy při stožení i chůzi, chůze po patách i chůze po špičkách by měly být rovněž zahrnuty do rehabilitačního programu ke znovuobnovení síly, ale i koordinace.

### 3. PROPRIOCEPTIVNÍ A BALANČNÍ TRÉNINK

Proprioceptivní trénink začíná tehdy, když je pacient schopen plně a bezbolestně zatížit poraněné hlezno. Je důležitý pro obnovu rovnováhy a posturální kontroly, zahrnuje široké spektrum cvičení, které respektují princip senzomotorické stimulace a jejichž výběr závisí na zkušenostech fyzioterapeuta a schopnostech pacienta. V první fázi tohoto tréninku se podle Wolfeho (2001) i Mattacoli (2002) používá úseč. Pacient je instruován, aby stál na úseči na jedné noze a vychyloval své těžiště tak, aby hrana úseče opisovala kruh. Postupně by se proprioceptivní trénink měl stávat složitější - stoj na úseči se zavřenými očima, na měkkém povrchu nebo stoj na pohybujeícím se předmětu (Fitteru) (Příloha 13a). Velkou chybou při všech balančních cvičeních je, podle výše uvedených autorů, nedostatek variability v rychlosti a intenzitě cviků (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002). Podle metodiky senzomotorické stimulace podle Jandy a Vávrové (1992) se nejdříve začíná tréninkem „malé nohy“ (Příloha 13b) a zároveň se následně postupuje tak, že nejdříve každý cvik učíme na pevné, stabilní podložce, a teprve po zvládnutí cviku učíme stejný cvik na labilní ploše, například na úsečích.

### 4. TRÉNINK SPECIFICKÝCH AKTIVIT

V případě, že u pacienta není delší chůze limitována bolestí, může pacient změnit svůj pohybový režim v poměru 50 % chůze a 50 % jogging. Pokud pacient rovněž zvládá jogging bez bolesti, můžeme pacientovi povolit jogging pozadu, popředu a naposledy i běh. Finální rehabilitace pak zahrnuje různě modifikovaný běh a veškeré „plyometrické cvičení“ viz dále.

U vrcholového sportovce by trénink specifických aktivit měl být sledován trenérem nebo sportovním fyzioterapeutem, kteří vytvoří pro pacienta-sportovce program respektující potřeby, které souvisí s druhem vykonávaného sportu. Jejich dalším úkolem by mělo být naučit sportovce používat tape nebo ortézu (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002).

V rámci fyzioterapie můžeme pro výše uvedenou funkční rehabilitaci využít následující fyzioterapeutické postupy a možnosti.

## 6.1 *Fixace hlezna – ortéza, tape*

V současné době se prudce rozšiřuje používání ortéz jako léčebné metody, která nahrazuje klasické rigidní sádrové fixace. Ortézy se tedy využívají k doléčování i k terapii chronických stavů. Indikují se jako prevence zranění nejen při sportu, rovněž snižují rizika recidivy poranění (Příloha 13c, 14a). Hrazdira (2006) popisuje efekt jejich účinku v mechanické stabilizaci, modifikaci hybnosti končetin, udržování teploty, zlepšení prokrvení, masážním efektem, protiedematózním působením, myorelaxačním efektem a v stimulaci propriocepce. Mattacola (2002) vidí efekt používání ortéz zejména v absorpci otřesů, poskytnutí proprioceptivního zisku a v ideálním nastavení nohy při krokovém cyklu. Mattacola (2002) rovněž udává dvě hlavní výhody při používání ortéz. Jednak snadné použití ortézy bez potřeby asistence při její aplikaci, dále cenu, která je v porovnání s opakovanými aplikacemi tapů výhodnější. Guskiewitz a Perrin (2002) zhodnotili užívání ortéz po akutní distorzi kotníku. Ortézy podle jejich výsledků jasně redukuje jak předozadní, tak i mediolaterální posturální výchylky těžiště těla při stoji na obou dolních končetinách.

Ortézy stabilizují horní i dolní hlezenní kloub (Příloha 14b). Používají se při vazivových lézích, akutní i chronické nestabilitě, pokud není možná operační terapie. Jsou vhodné i pro pooperační stabilizaci hlezna, kdy plně nahradí sádrovou fixaci. Čerstvá zranění se fixují ortézami s optimální zbytkovou hybností z neutrálního postavení 20° dorziflexe.

Později je možno přejít na ortézy umožňující volnější pohyb v sagitální rovině, ale zabraňující pohybu v rovině frontální a zejména pak pohybu ve smyslu inverze nohy. V těchto ortézách je možné zatížení hlezna jednak běžnou činností, ale i sportem. Indikacemi k jejich používání jsou stavy po akutních poraněních zevního ligamentózního aparátu, chronické nestability a artritické bolestivé afekce horního hlezna.

Dále se používají měkké elastické aktivní ortézy, které jsou někdy vyztuženy profilovanou elastickou vložkou podél Achillovy šlachy a kotníků. Tyto ortézy využívají masážního efektu, urychlují resorpci otoků a hematomů, zlepšují prokrvení měkkých paraartikulárních struktur. Využívají se u lehkých distorzi bez závažnější anatomické léze, u artritických změn, achillodynii i pooperačních stavech (Hrazdira, 2006).

Mattacola (2002) uvádí, že pacient, který se vrací do běžného života či sportovních aktivit, by měl používat nějaký druh ortézy k poskytnutí feedbacku, komprese a mechanické podpory. Hertel (2000) uvádí, že není známo, zda je profylaktický efekt kotníkových ortéz

v obnově mechanické stability, v redukci proprioceptivního deficitu díky stimulaci kožních receptorů nebo obojího.

Po distorzi hlezna lze rovněž využít jak u sportovců tak u běžné populace tape hlezenního kloubu (Příloha 15a). Jedná se nejčastěji o elastické pásky ze speciálního materiálu s tuhou elasticitou a vysokou přilnavostí. Doba ponechání tapu je různá. Preventivní tape snímáme po závodě či tréninku – déle nevydrží, léčebný tape měníme dle potřeby, cca jednou za tři až čtyři dny.

Názory na používání tapů i ortéz se různí, stejně jako názory, kdy ortézu používat, na jak dlouho a jaký typ ortézy je vhodný po daném poranění. Obecně platný je názor, že by se ortézy měly používat v akutní a subakutní fázi poranění a lépe v kratších časových úsecích, například při sportu. Někteří autoři považují naopak za výhodnější používání tapingu, měkkých elastických bandáží a návleků, při jejichž používání nevidí přínos v biomechanickém zajištění a ochraně před traumatizací, ale v normalizaci aktivačních vzorců a v zlepšené aferentaci z postižené oblasti (Mattacola, Maureen, 2002).

## **6.2 Nervosvalová reedukace**

Jak již bylo řečeno, ligamenta hlezna mají důležitou senzorickou funkci, vzhledem k tomu, že obsahují velké množství mechanoreceptorů, které jsou zodpovědné za udržování polohy, důležité pro pohyb atp. Distorzí hlezna dochází k zániku, popřípadě poškození některých mechanoreceptorů, a tím i k zhoršení kloubní propriocepce, která se v rámci operačních řešení laterálních nestabilit kotníku sama neupraví. V těchto případech má obrovský význam akcelerovaná, progresivní rehabilitace, která zahrnuje obnovu propriocepce zejména prostřednictvím senzomotorického cvičení, ale i například cvičením v uzavřených kinetických řetězcích (Brotzman, 1996).

Pravděpodobně první, kdo upozornil na vztah mezi úrazem kloubu, zvláště hlezenního a následnou svalovou inkoordinací byl Kurtz v roce 1930. Dále to byl Freeman se spolupracovníky, který systematicky propracoval některé aspekty kloubní, respektive ligamentózní traumatologie a zdůraznil význam porušené aference, respektive deaferentace v patogenezi posttraumatického nestabilního kotníku. Freeman byl také první, který zavedl systematicky vyšetřování koordinace a zaměřil se na ovlivnění koordinace u některých traumatických lézí, zvláště úrazů hlezenního kloubu. Freeman se prakticky omezil pouze na problematiku poranění hlezenního kloubu, ale jeho koncept byl dále rozpracován v mnoha

pracích jinými autory, v České republice Jandou a Vávrovou, kteří v tomto konceptu uplatňují i řadu nejnovějších neurofyziologických poznatků o funkci extero - a proprioceptorů a rovněž z teorie o motorickém učení ( Pavlů, 2002; Pavlů, Novosádová, 2001; Janda, Vávrová, 1992).

Cílem senzomotorické stimulace je dosažení reflexní, automatické aktivace žádaných svalů, a to v takovém stupni, aby pohyby nevyžadovaly výraznější kortikální, respektive volní kontrolu. Pouze dosažení subkortikální kontroly aktivace žádaných svalů nám dává záruku, že tyto svaly budou aktivovány v potřebném stupni a časovém sledu tak, jak to vyžaduje optimální provedení pohybu. V metodě jde tedy o ovlivnění pohybu a vyvolání reflexního svalového stahu v rámci určitého pohybového stereotypu facilitací několika základních struktur, a to proprioceptorů, které se významně podílejí na řízení stoje a vertikálního držení a dále na aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah a center, které se podílejí na regulaci stoje a provedení přesně adjustovaného a koordinovaného pohybu (Pavlů, 2002; Janda, Vávrová, 1992 ). Při aplikaci této metody se uplatňuje řada pomůcek: kulové a válcové úseče, balanční sandále, airex, minitrampolína a jiné (Příloha 15b). Rovněž se v rámci senzomotorické stimulace mohou využívat výpady, podtrhávání podložky atd.

V rámci senzomotorického tréninku lze uskutečnit proprioceptivní posturální terapii na systému Posturomed (Příloha 16a). Jedná se o pomůcku, kde plocha pro stání je zavěšena na pružných elementech, které podmiňují její podstatné odlišnosti od vlastností jiných ploch. Pružiny umožňují výchylku plochy při změně těžiště, která je následována kmitem zpět do výchozí polohy. Tato druhá výchylka zpět je tlumena přesně na polovinu výchylky první. Při každém výkmitu plochy je zde tedy definována tendence k ustálení plochy. Je tedy nutné, pro různé osoby nastavit při terapii nejistotu plochy různě, neboť každý senzomotorický systém reaguje trochu jinak na stejné podněty. Cvičí se na jedné dolní končetině, od nejsnadnějšího cvičení k nejsložitějšímu. Výhodou Posturomedu je skutečnost, že výchylky těžiště těla způsobují výkmit plochy převážně v horizontálních rovinách, vertikální dimenze kmitu je zde minimální. Proto nedochází k negativní iritaci vestibulárního aparátu u predisponovaných osob a zároveň se tak cvičení přibližuje podmínkám v přírodě, kde se při chůzi výraznější vertikální výchylka také nevyskytuje. Další nespornou výhodou plochy Posturomedu je možnost trénování méně obratných pacientů díky relativně snadnému nácviku autoterapie (Rašev, 1995; Rašev, 1999).

### **6.3 Fyzikální terapie**

Rehabilitační program často doplňujeme o pasivní procedury fyzikální terapie jako léčby podpůrné. V akutním stavu, těsně po úrazu je nejdůležitější procedurou kryoterapie. Vhodné je využít rozdrčený led v igelitovém sáčku, který se přikládá přes slabou vrstvu látky, dle potřeby, na mediální a laterální kotník. Noha a kotník může být také alternativně chlazena ponořením do vody o teplotě přibližně 13°C. Chladíme asi 20 minut, každé 2-3 hodiny během prvních 48 až 72 hodin po úrazu nebo dokud edém není stabilizován (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002). K dalším metodám fyzikální terapie, které můžeme v léčbě využít, patří vodoléčba (vířivka, hydrokinezioterapie, subaquální masáž), elektroléčba s analgetickým, antiflogistickým a protiedémovým účinkem a magnetoterapie. Z elektroléčby se nejčastěji využívají ultrazvuk, interferenční proudy, diadynamické proudy, Bassetovy proudy – VAS 07, hydrogalvan a Träbertovy proudy díky svému analgetickému a hyperemizačnímu účinku (Poděbradský, Vařeka, 1998).

### **6.4 Plyometrické cvičení**

Jedná se o cvičení, kdy po excentrické dekontrakci („brždění“) následuje rychlá koncentrická aktivace. Příkladem je seskok a následný výskok z bedýnky, do určité míry i běh cik-cak nebo rychlý běh s prudkým zabržděním atp. U plyometrického tréninku se klade důraz na kvalitu a rychlost, ne na kvantitu. Důraz se také klade na předebrátí a tlumení nárazu (tj. ne na boso na tvrdé podlaze) (Brotzman, 1996).

### **6.5 Cross – Over Effect**

Cross – Over Effect je neurofyzilogickým konceptem, kdy cvičení jedné končetiny vyvolá posilování končetiny druhé. Bylo zjištěno, že svalová síla v postižené končetině je tímto efektem zvýšena až o 30 %. To znamená, že bychom v praxi neměli zapomínat na cvičení končetiny zdravé (Brotzman, 1996).

### **6.6 Ovlivnění svalového napětí dle Hermachové**

Kontakt kůže s okolím je součástí informačního toku, který potřebujeme pro vytvoření představy prostoru. Při nedostatečném vyvinutí nebo při změněném vnímání se mění naše orientace v prostotu, což se projeví v pohybu, na pohybovém systému. Kožní vnímání souvisí s napětím kůže, podkoží i svalů a jeho změny se projeví změnou napětí uvedených tkání.

V klinické praxi je svalové napětí palpačním fenoménem, který se projevuje v pohybovém chování svalu i celé pohybové soustavy. Souvisí s koordinací svalových skupin, ale i s řízením pohybu. Pro přímou regulaci svalového napětí využívá Hermachová (1999) v terapii techniku hlazení, kterou upravuje svalový tonus směrem k optimu. Rovněž v rámci terapie využívá jemné stlačení kloubu v pomalém rytmu, a to opakovaně, čímž podporuje relaxaci svalů v okolí nestabilních kloubů a podporuje propriocepci. Přestože změna vnímání mění tonus tkání a svalů, a tím i pohyb a jeho koordinaci, je ovlivňování kožního taktilního vnímání jen součástí funkčních pohybových poruch (Hermachová, 1999; Hermachová, 2001).

## **6.7 Role bot v prevenci distorzí hlezna**

Vzhledem k tomu, že 20 % – 50% pacientů po distorzi hlezna má prokázaný nějaký typ chronické bolesti nebo chronické nestability hlezna, je nutné věnovat pozornost prevenci úrazů kotníku, a to zejména u sportovně aktivních pacientů a sportovců v pravém slova smyslu. V médiích a reklamách se na nás doslova valí nové trendy v obouvání. Výrobci vychvalují boty z hlediska umožnění podání vyšší výkonnosti a obratnosti při jejich nošení, málo už ale říkají o efektu těchto bot v prevenci úrazů. Boty by měly splňovat následující kritéria:

1. Boty musí limitovat zejména inverzní a everzní zátěž kotníku, přičemž tato zátěž je větší, jestliže je noha v plantární flexi. Z toho vyplývá, že musí boty poskytovat stabilizaci proti rotaci v kotníku, a to zejména v pozici plantární flexe. Bylo prokázáno, že pouze kotníčkové boty poskytují větší stabilitu kotníku, než normálně vysoké boty. Podle něho umožňují lepší spolupráci pasivních (ligamenta a kosti) a aktivních (svaly, šlachy) stabilizátorů.
2. Boty by měly být pevné a tvrdé, neboť podle Johnsona (1995) snižují rizika distorzí. Nuber (1995) uvádí, že rotační zátěž na kotník se rozptýlí pohybem v subtalárním kloubu a z toho tedy plyne, že síla působící na kotník se může redukovat funkcí subtalárního kloubu, která by měla být v botách zachována.
3. Boty by dále měly poskytovat proprioceptivní vstup. Pro vhodnou a správnou propriocepci se doporučuje speciální materiál v botě, který obklopuje kotník. Boty, které jsou výrazně odtlumeny například vysokou podrážkou rovněž neposkytují dostatečný proprioceptivní informaci.

4. Nadměrný tah mezi botou a povrchem může znamenat vzrůst počtu úrazů kotníku. Klinické studie mezi americkými fotbalisty a hráči socceru (fotbalu) ukázaly snížení úrazů kotníku, když američtí fotbalisté nosili 9,5 mm vysoké podešve, narozdíl od hráčů socceru, kteří nosily podešve vysoké 19 mm.

Kromě toho, že by tedy boty měly být lépe kotníčkové a měly by limitovat inverzní stres zejména v poloze plantární flexe, poskytnout normální pohyblivost v subtalárním kloubu, poskytnout dostatečnou propriocepci a malé tření mezi nohou a podložkou, by rovněž měla být bota lehká, pohodlná a „odolná“ (Barrett, Bilisko, 1995).

## 7 REHABILITACE U PACIENTŮ PO DISTORZI HLEZNA

Rehabilitační program se stále vyvíjí v souladu s nově přicházejícími informacemi o rehabilitačních technikách, které mají vliv na rychlejší návrat pacienta do běžného života či sportovních aktivit. I přesto, že neexistuje univerzální rehabilitační program, většinou klade důraz na:

- brzkou obnovu rozsahu pohybu včetně chůze,
- snížení otoku,
- zlepšení svalové síly - zejména trénink k posílení peroneálních svalů,
- nervosvalovou reedukaci a proprioceptivní trénink,
- trénink specifických sportovních činností, které jsou důležité zejména pro návrat sportovce do aktivního sportovního života,
- prevenci opakování distorzí hlezna (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002).

Většina autorů rozděluje rehabilitační program na čtyři fáze, přičemž každá fáze má určitá kritéria, která musí být splněna, aby mohl pacient pokračovat ve fázi další. Rehabilitační program se tedy rozděluje na:

- fázi bezprostředně po úrazu,
- počáteční fázi rehabilitace, druhý až pátý den po úrazu,
- střední fázi rehabilitace, šestý až čtrnáctý den,
- finální rehabilitaci, končící návratem pacienta k běžným denním a sportovním aktivitám, u sportovce návratem k plnému tréninkovému zatížení, druhý až šestý týden po úrazu (Šafránková, 2006; Peterson, Renström, 1986).

Toto dělení platí pro pacienty s konzervativním způsobem léčby distorzí hlezna, kde rehabilitace začíná ihned po úrazu, po odeznění klidového režimu indikovaného lékařem nebo po sundání sádry, dlahy či ortézy. Vzhledem k tomu, že svoji praktickou část zaměřuji na pacienty s distorzí hlezna stupně I. a II., budu se nejvíce zabývat rehabilitačním programem právě u těchto pacientů, u kterých jsem dále uvedený rehabilitační program prováděla.



## **7.1 Fáze bezprostředně po úrazu**

Bezprostředně po úrazu je potřebné použít prvky kryoterapie, a to buď ledem nebo studeným vlhkým obkladem přiloženým na bolestivý kotník v kombinaci s použitím intermitentního kompresivního obkladu. Používá se elastická bandáž či elastické obinadlo, které se obvazuje od proximálního článku palce a které by mělo končit až v úrovni lýtku. Vhodné je rovněž ustříhnout kus plstě a smotat jej do tvaru „U“, která se aplikuje okolo laterálního kotníku, aby zabránila vzrůstu otoku v této oblasti. Podáním antiflogistik a analgetik se ztlumí bolest a zánětlivé projevy. Vhodná je imobilizace bez došlapu do doby než je zjištěn rozsah a závažnost poranění. Následuje odborném vyšetření a RTG snímky, které především odliší výron od zlomeniny. Funkční vyšetření pak zjistí parciální nebo úplnou rupturu vazů hlezenního kloubu (Wolfe a et al., 2001; Peterson, Renström, 1986).

## **7.2 Počáteční fáze rehabilitace (2. – 5. den)**

V této fázi je prvotním úkolem zmírnění otoku zlepšením hemodynamických poměrů. Pro zmenšení otoků a i snížení bolesti se využívá ledování prvních 48 až 72 hodin po úrazu v intenzitě každé 2 hodiny cca 20 minut, které je vhodné doplnit o kompresi a elevaci nohy (Wolfe a et al., 2001; Šafránková, 2006).

K odstranění otoků a k zvýšení propriocepce se používá rovněž hluboká masáž. Jedná se o transverzální pilovité pohyby terapeutovy dlaně přes šlachy zraněného kloubu, jejichž funkcí je zlepšení drenáže lymfy a obnovení mikrocirkulace (Valouchová, 2005).

Rozdílný je názor autorů v aplikaci tepla. Wolfe (2001) a Müller (1992) považují aplikaci tepla v této fázi za nebezpečnou až kontraindikovanou, neboť teplem navozena pasivní hyperémie vede k odvápnění kloubních konců kosti. Naopak podle Stona (1995) se teplo využívá k odstranění iniciálních otoků a také se využívá pro ohřátí tkáně před cvičením (Sammarco, 1995). Aplikace horké role podle konceptu dle Brüggera se také využívá s cílem ovlivnit lymfatický oběh a je tedy rovněž terapeutickým řešením k odstranění přítomného otoku (Pavlů, 2002).

Pro podporu obnovení normální kloubní hybnosti včetně obnovení kloubní vůle se provádí mobilizace všech kloubů nohy a hlezna. Rovněž vhodná je mobilizace hlavičky fibuly.

Jako prevenci ztuhnutí kloubu, ale i otoku se v této fázi indikuje pohyb malého rozsahu, při kterém se musíme vyvarovat znovu poškození poraněných měkkých tkání. Neprovádíme

cviky v směru přímého násilí a ani v jeho protisměru (nejčastěji inverze a everze). Pohyb by měl být prováděn pacientem aktivně, aby si sám určil jeho rozsah. Je klade, v této fázi po úrazu, důraz na protažení m. triceps surae (Příloha 16b) (Sammarco, 1995). Lze provádět cvičení proti odporu lehkého Therabandu, které respektuje bolest. Nejprve by mělo probíhat cvičení izometricky do polohy plantární a dorzální flexe, později i izotonicky, a to kromě pohybů do plantární a dorzální flexe i do inverze a everze (Příloha 17a) (Sammarco, 1995).

Jako stimulaci proprioceptorů se doporučuje od 4. až 5. dne cvik ve stoji na poraněné noze v ortéze nebo tapu, nejprve s otevřenýma a po chvíli se zavřenýma očima a s upažením horních končetin. Jemnými oscilacemi v kloubu dochází k posilování svalů a k urychlování reakcí neuromuskulárního přenosu (Sammarco, 1995). Včasné zatěžování kotníku (stáním, chůzí...) snižuje ztrátu propriocepce (Šafránková, 2006). Pacient rovněž může začít zkoušet chůzi po patách a po špičkách.

Dalším tréninkem v této fázi uzdravování je trénink proprioceptorů a exteroceptorů plosky nohy spolu s protažením chodidla i zadní strany lýtka, kdy se pacient snaží sbírat prsty nohy kuličky nebo jiné drobné předměty ze země (Šafránková, 2006, Sammarco, 1995).

### **7.3 *Střední fáze rehabilitace ( 6. – 14. den)***

V tomto období pokračujeme měkkými technikami a mobilizací kloubů nohy.

Postupně je v této fázi potřeba zvyšovat nároky na aktivní cvičení. To v praxi znamená, že postupně zvyšujeme pacientovi odpor při pohybu nohy, pohyby vedeme do všech směrů, tj. i inverze a everze (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002; Sammarco, 1995). V této fázi by měla být 80 – 90 % síla ve zraněném kotníku v porovnání s kotníkem zdravým (Příloha 17b). Je nutné posilovat i zdravou nohu (Šafránková, 2006). Za velmi vhodné pro posílení svalů nohy se považuje LTV v bazénu (Šafránková, 2006). Snažíme se o zajištění plného rozsahu pohybu v hleznu a lze rovněž provádět pasivní protahování do plantární flexe a inverze. Postupně zařazujeme cvičení jako chůze do kopce a z kopce, zvyšování rychlosti chůze s důrazem na správný stereotyp krokového cyklu, popř. pomalý běh. Při extrémních pohybech a vyšších nárocích na poraněnou nohu informuje pacienta o používání ortéz nebo tapu jako možnosti prevence extrémních pohybů (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002; Sammarco, 1995).

V této fázi, pokud může pacient plně a bez bolesti končetinu zatížit, začínáme metodikou senzomotorické stimulace (Wolfe a et al., 2001; Mattacola, Maureen, 2002).

Rovněž je možno pro stimulaci propriocepce využít metodu proprioceptivní nervosvalové facilitace (PNF). Vhodné je použít 1. extenční diagonálu pro dolní končetiny na posílení m. peroneus longus.

Plosku nohy můžeme facilitovat mnoha způsoby. Podle Hermachové (1999) využíváme molitanové míčky, střídáme různé povrchy pro nášlap chodidla, využíváme oblé kamínky, písek nebo pouhé frotýrování chodidla. Podle Jandy a Vávrové (1992) se k facilitaci využívá cvičení „malé nohy“. Jedná se o aktivaci m. quadratus plantae bez aktivace dlouhých plantárních flexorů, při které se vytvoří výraznější klenba nohy. Podle Jandy (1992) takto zkorigované chodidlo zachycuje při kroku informace ze tří oblastí a v určitém časovém sledu, kdy nejprve dojde k došlápnutí na patu a zevní okraj chodidla, převalení na hlavičku prvního metatarzu a prsty, které následně dokončují krok. U nezkorigovaného chodidla je tento časový sled narušen. Pro usnadnění senzomotorické stimulace se využívá celá řada pomůcek, které umožní pacientovi získat co nejvíce pohybových zkušeností, aby v nepředvídatelných a nestabilních situacích dokázal automaticky zaktivovat příslušné svaly a nastavit optimální držení těla (Příloha 18).

Hermachová (2006) tvrdí, že „malá noha“ podle Jandy je artefakt. Nepovažuje za nejdůležitější klenbu nohy, ale co největší oporu funkční ploskou, při které by vždy měla, ruku v ruce, být lehká flexe v kolenních kloubech.

Pro senzomotorickou stimulaci platí následující pravidla:

- chodidla musí být vodorovně,
- kolena jsou v lehké semiflexi a jsou vytočeny do zevní rotace,
- hýžd'ové i břišní svaly jsou zpevněny,
- držení trupu i hlavy je vznošené,
- cvičíme vícekrát za den, a to krátce, dohromady asi 10 až 15 minut. Cvičení, které by trvalo déle by pacienta unavilo, a tedy vyřadilo z činnosti svaly, které chceme aktivovat a posílit. Rovněž by cvičení nemělo působit bolest,
- cvičíme vždy na boso – jednak snížíme riziko úrazu a dále využíváme lepší aference z plosky nohy (Janda, Vávrová, 1992).

## **7.4 *Finální rehabilitace (2. – 6. týden)***

Jedná se o období, kdy je vhodné obnovit sportovní aktivity a v rámci rehabilitace zařadit do programu plavání, běh nejdříve na rovném měkčím povrchu, později v terénu nebo i jízdu na kole (Šafránková, 2006).

V rámci senzomotorické stimulace se používají náročnější cviky s důrazem na ovlivnění rychlosti neuromuskulárních reakcí. Mezi lehčí formy patří výpady na balančních plochách v kombinaci s pohybem horních končetin. Pro vyvolání reflexních reakcí, které jsou řízena automaticky a pacient je vůlí nekontroluje, terapeut houpá balanční plochou ve všech směrech nebo „postrkuje“ pacienta na balanční ploše, a ten se snaží o udržení rovnováhy (Janda, Vávrová, 1992). Dále provádí pacient výskoky, kdy nejprve začneme s poskoky na obou dolních končetinách, později na poraněné noze na zemi, pak na úseči, trampolíně popřípadě posturomedu (Šafránková, 2006; Janda, Vávrová, 1992; Rašev, 1995).

V rámci progresu k náročnějším cvikům trénujeme úkroky vpřed a do stran, zvyšujeme rychlost běhu, trénujeme „cik – cak“ běh i jiné plyometrické cvičení. Doporučuje se i skákání přes švihadlo (Šafránková, 2006).

## **7.5 *Kritéria návratu ke sportu a jiné aktivní činnosti pacienta po distorzi hlezna***

Podle Stona (1995) jsou kritéria návratu ke sportu následující:

- plný rozsah bezbolestného aktivního i pasivního pohybu poraněného hlezna,
- poraněná noha musí mít 90% sílu v porovnání se zdravou stranou,
- funkční pohybové testy (skoky na obou dolních končetinách, jedné dolní končetině, „cik – cak“ běh) musí být nad 90% aktivity v porovnání se zdravou nohou,
- pacient musí být schopen z maximální rychlosti běhu prudce a bezbolestně zastavit (Sammarco, 1995).

Pro aktivně sportující a závodní sportovce se doporučuje používání funkčních (podpurných) ortéz, které zabraňují určitému pohybu a měly by se používat jen při sportu, a to pouze v počátečním období po poranění hlezna. Celá řada studií ukazuje, že tyto ortézy zajišťují stabilitu při malém zatížení hlezna, zatímco u většího zatížení se jejich efekt

minimalizuje. Více než 90% pacientů ale uvádí subjektivní pocit bezpečí při používání jakékoliv ortézy (Brotzman, 1996).

## 8 ELEKTROMYOGRAFIE

Elektromyografie je označení pro skupinu elektrofyziologických metod, které umožňují vyšetřit stav především periferního nervového systému a kosterního svalstva. Podle Dufka (1995) lze někdy hovořit o kondukčních studiích, které umožňují získávat informace o vedení periferních nervů a o elektromyografii jako takové, která v tomto zúženém slova smyslu znamená pouze vyšetření svalů. Jedná se o metody, které zachycují elektrické projevy činnosti nervového systému a svalů – elektrické děje na membránách nervových a svalových buněk (Dufek, 1995).

V rámci elektromyografického měření zaznamenáváme rozdíl potenciálů mezi dvěma místy. Na tato místa ukládáme dvě elektrody, z nichž jedna je označena jako aktivní (je nad aktivní částí nervu či svalu, která produkuje elektrické změny) a druhá jako referenční (umístěna nad elektricky málo aktivní oblastí). Změna napětí aktivní vůči referenční elektrodě je následně snímána a vyhodnocována. Za fyziologických podmínek je mezi snímacími elektrodami a zdrojem elektrických změn podkožní vazivo, tuk, cévy atd., které slouží jako dobrý vodič a mění tak charakteristiky snímaných potenciálů. Vznikající signál má tvar vln. Rovněž má generovaný signál velmi nízkou amplitudu a musí být tak přístrojově zesílen. Abychom dostali co nejlepší záznam, chceme chtěné vlny zesílit a nechtěné potlačit, k čemuž využíváme filtry, které nám umožňují získat a zobrazit signál ve zvoleném frekvenčním okně, ve kterém jsou právě chtěné vlny vykresleny. Zesílený a odfiltrovaný signál je přiváděn na monitor. K měření latencí a amplitud se na monitoru nacházejí markery – pohyblivé značky, kterými označujeme důležitá místa křivky (Dufek, 1995). Současně můžeme jednotlivé křivky upravovat, vyhodnocovat a posuzovat výsledky našeho měření.

Ve sportovním lékařství a traumatologii zaujímá poranění hlezna včetně neuromuskulárních změn významné místo. Fyzioterapeut je při posuzování svalových změn často odkázán pouze na palpaci, aspekci a svalový test. Hodnocení pomocí povrchové elektromyografie - polyelektromyografie (PEMG) se v klinické praxi moc nevyužívá, ačkoliv představuje objektivní možnost hodnocení dysfunkce při poraněních, doplnění kineziologického rozboru a klasických vyšetřovacích metod.

## 9 METODIKA VÝZKUMU

### 9.1 *Charakteristika souboru testovaných osob*

V této diplomové práci bylo pracováno s kontrolní skupinou (zdravá skupina) a skupinou jedinců po distorzi hlezna. Zdravou skupinu tvořilo devět jedinců, ve skupině distorzí bylo jedinců 10. V kontrolní skupině byli probandi ve věku od 23 do 55 let, a tato skupina byla tvořena 7 ženami a 2 muži. Kritériem výběru probandů do kontrolní skupiny byli jedinci, kteří nikdy neměli úraz ani operace na dolních končetinách a/nebo trupu a kteří měli minimální odchylky od fyziologické normy vzpřímeného, optimálního držení těla.

Druhá skupina deseti probandů ve věku od 23 do 62 let byli jedinci po distorzi talokrurálního kloubu. V této skupině bylo 5 žen a 5 mužů. Pět probandů z této skupiny nemělo distorzi řešenou dlahou ani sádrou fixací (pouze indikován klid, elevace končetiny a ledování). U těchto pěti probandů bylo provedeno první měření, které bylo v období mezi 1.-3. týdnem od poranění. Ostatních 5 zbývajících probandů mělo sádrou fixaci - u nich bylo první měření prováděno zhruba týden po sundání sádry. Pro tuto diplomovou práci byly předem zvolena kritéria pro výběr pacientů po distorzi hlezna:

- poranění zevního kotníku,
- distenze I. a II. stupně (bez úplné ruptury),
- opakované distorze a pocity nestability hlezna.

Výběr probandů s distorzí hlezna ve výše uvedeném časovém limitu byl zvolen z důvodu, že pacienti již mohli plně zatížit poraněnou končetinu, a tak předejít vzniku fixace funkčních změn a funkčních zřetězení v pohybovém systému. Tyto změny by pak mohly ovlivnit i výsledky měření. Pro diplomovou práci byli rovněž anamnesticky vybráni probandi bez jiných subjektivních obtíží a klinických nálezů.

Sedm probandů z devítičlenné skupiny distorzí provozuje sport nejen rekreačně, ale i na závodní úrovni. Pět probandů hraje závodně odbíjenou, jeden tenis a jedna provozuje orientační běh na republikové úrovni.

Při prvním seznámení s probandy kontrolní skupiny byli odebrány anamnestické údaje a proveden kineziologický rozbor se zaměřením na aspekci držení těla i končetin, byli

vyšetřeny zkrácené svaly, chůze a různé odchylky od normy. Dále byli orientačně vyšetřeny rozsahy pohybu v hlezenním kloubu. U pacientů po distorzi hlezna byli také odebrány anamnestické údaje se zaměřením na mechanismus úrazu a četnost opakování úrazu. Rovněž bylo v osobní anamnéze důležité, zda-li má/měl pacient zranění kolena/kolen, zda někdy používal, nebo používá ortézy, tapy popřípadě jiné fixace. Poté byl proveden kineziologický rozbor stoje, stoje na jedné dolní končetině, chůze a modifikované chůze. Byli změřeny obvody kolem maleolů a zjištěny goniometrem rozsahy pohybů na obou dolních končetinách. Bylo také pozorováno, zda-li má pacient otok, změnu potivosti a změny barvy v bezprostředním okolí poraněného kotníku. Pro doplnění vyšetření bylo dále vyšetřeno: „Stress test“ a „Anteriorní posun talu“, blokády nohy, blokády hlavičky fibuly, orientačně grafestezie a hluboký stabilizační systém páteře. Poté bylo přistoupeno k vlastnímu měření s využitím polyelektromyografu Telemyo Noraxon a systému Balance Master<sup>®</sup> Neurocom.

## 9.2 Charakteristika použitého snímače

Obrázek 8. Polyelektromyograf Telemyo Noraxon (Foto: archiv autora)



Pro praktickou část diplomové práce byl použit 16-ti kanálový polyelektromyograf Telemyo Noraxon s telemetrickým přenosem signálu a pro zpracování naměřených dat software Myoresearch 210. Povrchové elektrody byly umístěny na střed bříšek jednotlivých sledovaných svalů na obou dolních končetinách (Obrázek 8,9).

Obrázek 9. Přijímač a vysílač s telemetrickým přenosem signálu (Foto:archív autora)



Přenosný vysílač měl pacient připevněn v úrovni pasu tak, aby neomezoval jeho pohyblivost při provádění zadaných pohybových činností. Pro zjištění, zda-li je rozdíl v elektromyografické aktivitě spojený s asymetrií zatížení dolních končetin bylo využito stabilometrické plošiny systému Balance Master<sup>®</sup> Neurocom (Obrázek 10).



**Obrázek 10. Balance Master (Foto:archív autora)**



Balance Master je přístroj, který se skládá z dlouhé dvojité silové plošiny, stojanu s centrální jednotkou včetně klávesnice, myši, monitoru, tiskárny a izolačního transformátoru. Součástí příslušenství je dřevěný okraj plošiny, různé typy schůdků, podložek a čtvercová podložka z pěnové gumy. Na přístroji je možno vyšetřovat pacienty s výškou do 253 cm, s rozsahem hmotnosti od 18 do 136 kg. Je možné vyšetřovat i pacienty mimo uvedená rozmezí, ale tím se snižuje přesnost měření (Kolektiv autorů, 2003).

### **9.3 Metodika měření**

Vlastní měření probíhalo v laboratoři 2. LF UK – Motol na Klinice rehabilitace. Všichni probandi (jedinci z kontrolní skupiny i pacienti po distorzi hlezna) byli seznámeni s podstatou a průběhem měření a dále písemně souhlasili s interpretací jejich naměřených výsledků a hodnot. Při měření byla snaha zajistit klidné prostředí bez rušivých vlivů. Po kineziologickém vyšetření bylo provedeno nejprve měření elektromyografické aktivity svalů dolních končetin. Na předem očištěná svalová bříška jednotlivých svalů nohy a bérce, speciální pastou k odmaštění a očištění kůže, byly nalepeny povrchové elektrody (Obrázek 11), které byly kabely spojeny s přenosným vysílačem.

**Obrázek 11. Povrchové elektrody s kabelem pro potřeby povrchové elektromyografie (Foto:archív autora)**



Dvě tyto registrační elektrody byly vždy připevněny rovnoběžně s průběhem svalových vláken níže uvedených

svalů na obou dolních končetinách:

- m. tibialis anterior (m. TA),
- mediální strana m. soleus,
- m. peroneus longus (m. PL),
- krátké extenzory nohy,
- krátké flexory nohy.

Snímání elektromyografické aktivity z těchto svalů bylo prováděno při těchto pohybových aktivitách:

- klid sed, kdy pacient seděl na lehátku s oběma dolními končetinami opřeny o podložku,
- klid stoj, při kterém pacient vzpřímeně stál s rukama volně podél těla,
- Véle test – pacient 5x po sobě přenesl hmotnost těla dopředu na špičky, aniž by odlepil obě paty,
- stoj pravá dolní končetina (PDK), kdy se pacient 5x po sobě ze stoje na obou dolních končetinách postavil na PDK s odlehčením levé dolní končetiny zhruba do polohy 90° v kyčelním a kolenním kloubu,
- stoj levá dolní končetina (LDK), kdy se pacient 5x po sobě ze stoje na obou dolních končetinách postavil na LDK s odlehčením pravé dolní končetiny zhruba do polohy 90° v kyčelním a kolenním kloubu,
- chůze, při které pacient kráčel na zvukový rytmus (82x/1minutu, trvání „beepu“ 0,1 s).

Pro zjištění asymetrie zatížení dolních končetin byla praktická část diplomové práce doplněna o vyšetření na Balance Masteru, kde bylo hodnoceno rozložení zatížení dolních končetin pomocí testu „weight bearing-squat“. Při tomto testování stál proband oběma dolními končetinami na předdefinovaných značkách stabilometrické plošiny. Rozdíl v zatížení dolních končetin byl měřen při vzpřímeném stoji a dále při stoji s flexí 30°, 60° a 90° v obou kolenních kloubech.

## **9.4 Zpracování záznamu měření**

Data byla zpracována v softwaru Myoresearch 210 polyelektromyografu Telemyo Noraxon. Každá křivka byla vyhlazena („smoothing“ – vyhlazení) a rektifikována. Pohyblivými markery pak byly označeny ty hodnoty, které byly dále zpracovány a vyhodnocovány. Pro každou pohybovou činnost byl vytvořen výsledný Report, a to pro pohybové aktivity – klid sed, klid stoj, chůze a Véle test Symetry Report. Pro porovnání elektromyografické aktivity svalů nohy a bérce při stoji na pravé a levé dolní končetině byl při vyhodnocování vybrán Coordination Report. Tyto Reporty a jejich grafické a numerické hodnoty pak posloužily při statistickém zpracování dat.

Véle test, stoj PDK a stoj LDK byly provedeny vždy 5x. Z těchto 5 opakování byla pak, při softwarovém zpracování, získána průměrná EMG amplituda. Hlavním kritériem byl stranový rozdíl průměrných amplitud vyjádřen v procentech (Valouchová, P., Lewit, K., 2007).

Při měření probandů na Balance Masteru byly grafické a numerické výsledky použity k dalšímu zhodnocení.

## 10 VÝSLEDKY MĚŘENÍ

### 10.1 *Ověření hypotéz*

Naměřené střední hodnoty (mean) aktivity všech měřených svalů nohy a bérce při všech posturálních situacích z polyelektromyografu, spolu s vypočteným medianem a směrodatnými odchylkami (SD) v programu Excel, byly zaznamenány do tabulek k dalšímu statistickému zpracování (Příloha 19 – 24). Dále byly do samostatné tabulky zaznamenány hodnoty difference (Diff.), mezi aktivitou svalů nohy a bérce pravé a levé nohy u kontrolní skupiny i skupiny distorze (Příloha 25, 26b). I v tomto případě byly vypočteny pro všechny svaly a pohybové aktivity, mediány a SD (Příloha 26a, 27). Hodnota Diff. vyjadřuje rozdíl hodnot svalové aktivity v  $\mu\text{V}$ , mezi pravou a levou nohou, dělený vyšší naměřenou hodnotou a násobený 100. Ukazuje tedy procentuální rozdíl v aktivaci svalů nohy a bérce mezi pravou a levou nohou.

Pro statistické zhodnocení byl použit Wilcoxonův dvouvýběrový t-test (neparametrický test Mann-Whitneyův). Tento test byl čerpán z dostupného statistického internetového zdroje <http://statpages.org/>. Tímto statistickým testem byl porovnáván/porovnávána:

1. rozdíl v aktivaci svalů nohy a bérce mezi zdravou nohou z kontrolní skupiny a poraněnou nohou ze skupiny distorze,
2. rozdíl v svalové aktivaci mezi zdravou nohou z kontrolní skupiny a zdravou nohou ze skupiny distorze,
3. hodnota Diff. svalové aktivity mezi probandy z kontrolní skupiny a skupiny distorze.

U bodu 1. a 2. byla v rámci kontrolní skupiny, náhodným výběrem, určena pouze jedna noha, která byla považována za zdravou, a se kterou se dále ve statistice pracovalo.

Podle vypočtené statistické hodnoty - významnosti  $p$ , bylo dále posuzováno, zda-li je/není prokázán statisticky významný/nevýznamný rozdíl mezi porovnávanými hodnotami. Pro prokázání statisticky významného rozdílu byla stanovena hodnota významnosti  $p$  menší nebo rovna hodnotě 0,05. Tato hodnota  $p$ , která byla využita při ověřování hypotéz byla, výše uvedeným statistickým testem, vypočtena pro všechny svaly a všechny pohybové aktivity (Tabulka 1, 2, 3).

**Tabulka 1. Hodnoty významnosti  $p$  při porovnání svalové aktivity u zdravé nohy z kontrolní skupiny a nemocné nohy ze skupiny distorze ( $\mu\text{V}$ ).**

	extenzory	flexory	m. TA	m. soleus	m. PL
Klid sed	0,9025	0,8703	0,2364	0,5676	0,2703
Klid stoj	0,6831	0,2703	0,5136	0,6831	0,4379
Véle test	0,6534	0,8383	0,8383	0,4379	0,4379
Stoj PDK/LDK	0,8383	0,6534	0,9025	0,2885	0,4877
chůze	0,8946	0,5365	0,004278	0,9296	0,2224

(Červeně vyznačena hodnota  $p \leq 0,05$ ).

**Tabulka 2. Hodnoty významnosti  $p$  při porovnání svalové aktivity u zdravé nohy z kontrolní skupiny a zdravé nohy ze skupiny distorze ( $\mu\text{V}$ ).**

	extenzory	flexory	m. TA	m. soleus	m. PL
Klid sed	0,5136	0,744	0,02749	0,4624	0,3074
Klid stoj	0,9349	0,2364	0,4877	0,07245	0,7133
Véle test	0,3913	0,9674	0,4877	0,153	0,4142
Stoj PDK/LDK	0,7133	0,5956	0,05501	0,153	0,9674
chůze	0,4799	0,251	0,005101	0,5365	0,03998

(Červeně vyznačena hodnota  $p \leq 0,05$  nebo hodnota blízka  $p$ , v případě výsledku 0,05501).

**Tabulka 3. Hodnoty významnosti  $p$  při porovnání Diff. mezi hodnotami probandů z kontrolní skupiny a hodnotami jedniců ze skupiny distorze (%).**

	extenzory	flexory	m. TA	m. soleus	m. PL
Klid sed	0,7751	0,4624	0,7133	0,4877	0,8703
Klid stoj	0,8383	0,06039	0,3691	0,1309	0,4877
Véle test	0,4877	0,2364	0,3074	0,5676	0,9349
Stoj	0,6534	0,1416	0,0373	0,253	0,2364
chůze	0,3314	0,3538	0,1973	0,04237	0,4268

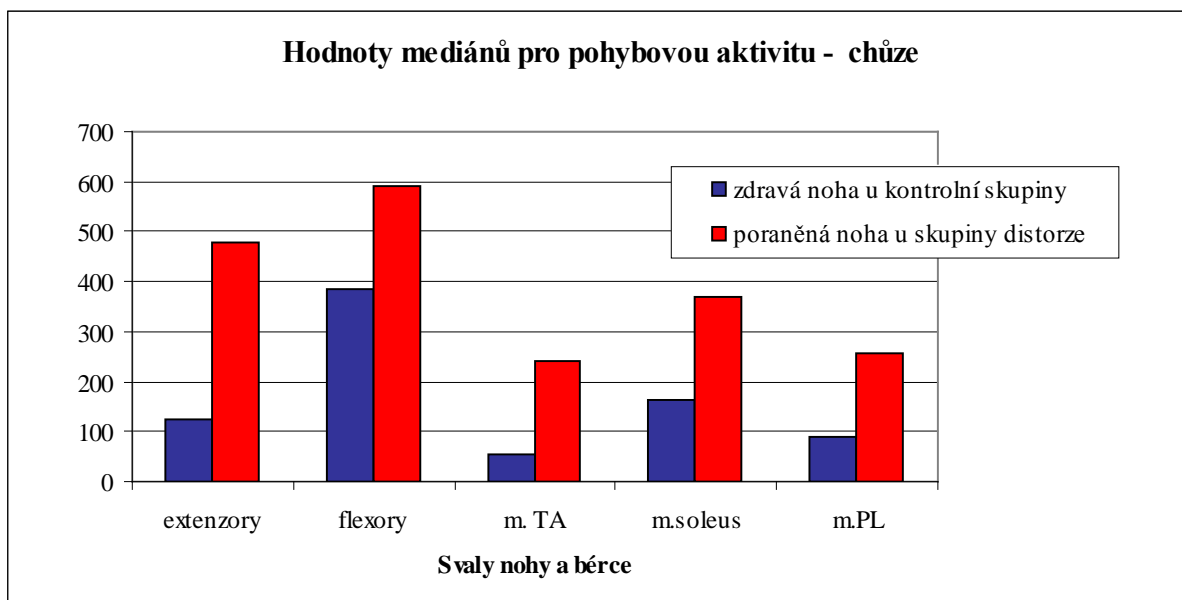
(Červeně vyznačena hodnota  $p \leq 0,05$ ).

V Tabulce 1 je pouze jedna hodnota významnosti  $p$  menší než 0,05. Z toho vyplývá, že pouze v tomto případě byl prokázán statisticky významný rozdíl mezi zdravou nohou pacientů z kontrolní skupiny a poraněnou nohou probandů ze skupiny distorze, a to při chůzi pro m. tibialis anterior. V tomto jednom případě byla tedy vyvrácena první nulová hypotéza.

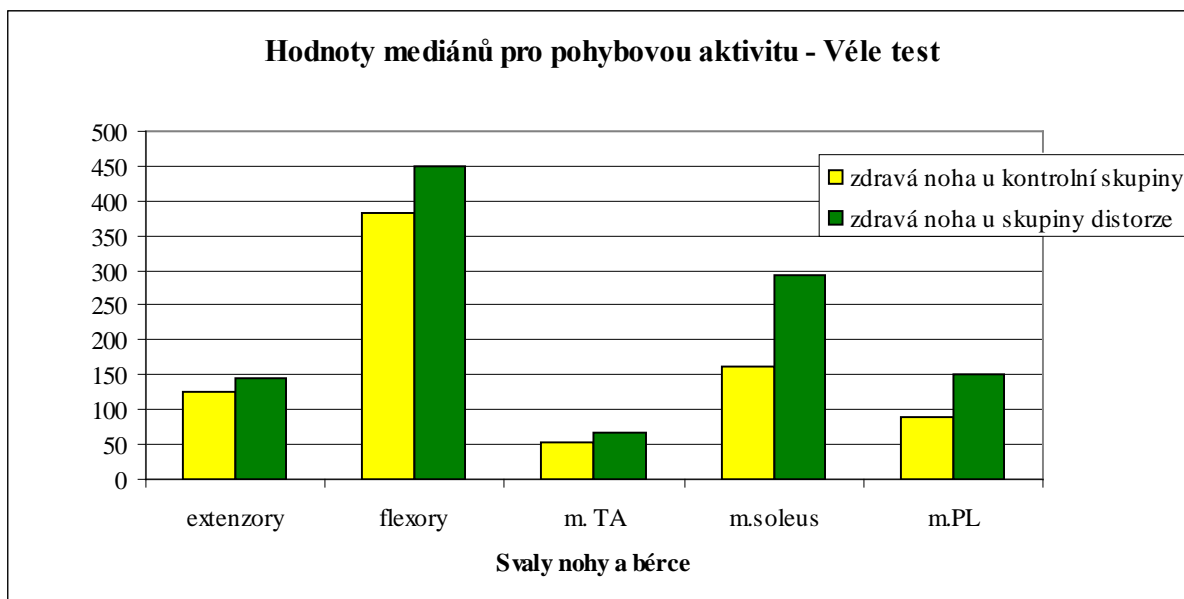
V Tabulce 2 je již více hodnot  $p$ , které vypovídají o statisticky významném rozdílu mezi zdravou nohou probanda z kontrolní skupiny a zdravou nohou pacienta ze skupiny distorze. I v těchto čtyřech případech byla vyvrácena druhá nulová hypotéza, a to u *m.tibialis anterior* pro pohybové aktivity: klid sed, stoj PDK/LDK a chůze a dále pro *m. peroneus longus* při pohybové aktivitě – chůze.

Když orientačně nebo graficky porovnáme mediany naměřených hodnot u probandů z kontrolní skupiny a pacientů ze skupiny distorze (Příloha 20,22,24) zjistíme, že svaly nemocné nohy u pacientů ze skupiny distorze, ve většině případů vykazují vyšší hodnoty medianů, oproti svalům probandů z kontrolní skupiny. Tento markantní rozdíl se vyskytuje u pohybové aktivity chůze, a to pro všechny měřené svaly nohy a bérce (Obrázek 12). Podobný rozdíl je i mezi svaly nohy a bérce u zdravých probandů z kontrolní skupiny a svaly zdravé nohy ze skupiny distorze, přičemž největší rozdíl je u pohybové aktivity - Véle test (Obrázek 13). I zde jsou vyšší hodnoty mediánů svalové aktivity na zdravé noze u pacientů ze skupiny distorze.

**Obrázek 12. Hodnoty mediánů ( $\mu V$ ) pro pohybovou aktivitu – chůze u probandů z kontrolní skupiny – zdravá noha a pacientů ze skupiny distorze – poraněná noha**

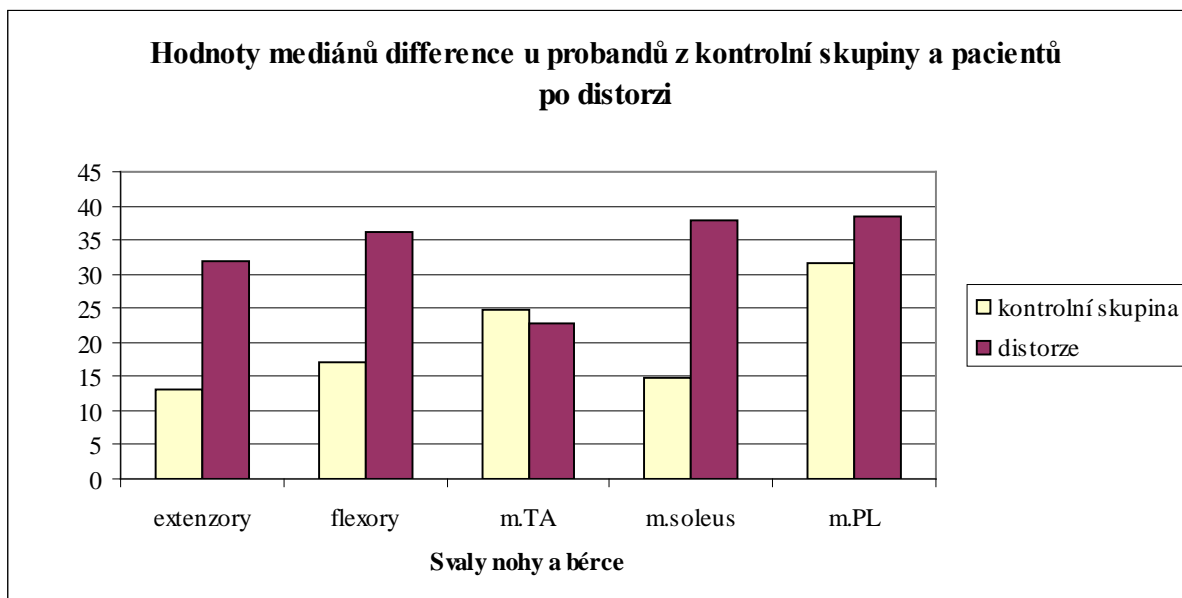


**Obrázek 13. Hodnoty mediánů (μV) pro pohybovou aktivitu – Věle test u probandů z kontrolní skupiny – zdravá noha a pacientů ze skupiny distorze – zdravá noha**



V Tabulce 3 jsou dvě hodnoty  $p$  nižší než 0,05. V těchto dvou případech byly vyvrácena nulová hypotéza a tudíž potvrzen statisticky významný rozdíl mezi EMG aktivitou svalů pravé a levé nohy u probandů z kontrolní skupiny a u pacientů ze skupiny distorze. Tento rozdíl byl prokázán u m. tibialis anterior při pohybové aktivitě stoj PDK/LDK a u m. soleus při chůzi. Při porovnání mediánů hodnot Diff. u pacientů po distorzi hlezna a probandů z kontrolní skupiny bylo tedy zjištěno, že pacienti po distorzi hlezna vykazují obecně vyšší hodnoty mediánů pro diferenci mezi pravou a levou nohou oproti probandům z kontrolní skupiny (Obrázek 14).

**Obrázek 14. Hodnoty mediánů difference (%) u zdravých jedinců a pacientů po distorzi hlezna pro pohybovou aktivitu - chůze**



Kromě vyšetření pacientů a zdravých jedinců na polyelektromyografu, byli všichni probandi vyšetřeni na přístroji Balance Masteru pomocí testu „weight bearing-squat“, pro zjištění, zda-li je rozdíl v elektromyografické aktivitě spojený s asymetrií zatížení dolních končetin.

Všichni probandi z kontrolní skupiny měli, při testování na Balance Masteru, rovnoměrné zatížení obou dolních končetin (Příloha 28). U pacientů ze skupiny distorze, bylo u 2 pacientů nerovnoměrné zatížení dolních končetin, a to v prvním případě ve prospěch většího zatížení zdravé dolní končetiny (Příloha 29). U tohoto pacienta byla stejná asymetrie zjištěna i při polyelektromyografickém vyšetření již během klidného stoje. U druhého pacienta bylo, při vyšetření na Balance Masteru, větší zatížení na straně poraněné nohy (Příloha 30). I toto větší zatížení poraněné nohy se projevilo při polyelektromyografickém vyšetření v několika testech. Ostatních 8 pacientů po distorzi hlezna nemělo výraznou asymetrii v zatížení obou dolních končetin.

Z grafů naměřených hodnot aktivity svalů nohy a bérce – pro stoj na jedné dolní končetině při polyelektromyografickém vyšetření u většiny pacientů po distorzi, vyplývá určitá tendence rozdílu v EMG aktivitě svalů, v závislosti na stupni distorze a tedy i použité léčbě. U pacientů, kteří měli lehkou distorzi řešenou kryoterapií, klidem, elevací, popřípadě krátkodobým bandážováním elastickým obinadlem, byla vyšší aktivita svalů na noze zdravé. Oproti tomu, probandi s těžším výronem, který byl ortopedicky řešen dlahou a následně



sádrou, či fixní snímatelnou ortézou, vykazovali vyšší EMG aktivitu svalů na poraněné noze po distorzi.

## ***10.2 Výsledky rehabilitace pacientů po distorzi hlezna***

V rámci této diplomové práce byl všem pacientům po distorzi hlezna navržen individuální rehabilitační program, respektující potřeby a časové možnosti pacienta. Pacienti absolvovali v průměru 10 fyzioterapeutických lekcí, na které individuálně docházeli zhruba po dobu 3 - 4 týdnů. Během těchto lekcí byly postupně zvyšovány nároky na funkci poraněné nohy. Zároveň byli pacienti instruováni v oblasti prevence distorzí v souvislosti s druhem jejich vykonávaného sportu.

Hodnocení výsledků efektů rehabilitace bylo provedeno s pomocí klinického vyšetření před a po rehabilitačním programu. U všech pacientů se po rehabilitačním programu subjektivně zlepšil stoj na jedné (poraněné) dolní končetině, který nevykazoval tak velké titubace jako při vyšetření prvním. Dále se zlepšila chůze se správným odvíjením nohy od podložky, chůze po patách a špičkách. Objektivně zjištěné rozsahy pohybů v hlezenním kloubu po distorzi hlezna, se po rehabilitačním programu přiblížily, u všech pacientů po distorzi hlezna, ke goniometrickým hodnotám jejich zdravé nohy, stejně jako obvody kolem maleolů.

Vliv rehabilitace byl rovněž prokázán při opakovaném vyšetření grafestezie na plosce nohy a somatognozie pro prsty nohy a hlezenní kloub, které byly při prvním vyšetření u většiny pacientů po distorzi hlezna, nedostatečné.

Jeden pacient z deseti uvedl subjektivní bolestivost v souvislosti s přetěžováním dlouhodobou chůzí nebo vyšší sportovní zátěží. Ostatních 9 pacientů uvedlo subjektivní pocit nebolestivosti, při jakékoliv činnosti.

Sedm pacientů z deseti uvedlo subjektivní pocit zlepšení stability a jistoty v souvislosti se zatěžováním nohy po distorzi hlezna, tři pacienti si stěžovali na přetrvávající pocit nejistoty při běhu a jiných specifických sportovních činnostech.

Všichni pacienti, kteří sportují na výkonostní úrovni se vrátili do plného tréninkového procesu s ortézou nebo tapem, informováni o dodržování určitého režimu v tréninkovém procesu.

## 11 DISKUZE

### 11.1 Diskuze – teoretická část

S podvrtnutým kotníkem, jako mechanismem úrazu, se v klinické praxi setkáváme téměř každý den. Stále také slyšíme, pro poranění kotníku, výrazy jako: distorze, distenze, výron, podvrtnutí apod. Celá řada autorů používá různé termíny a pojmy pro poranění hlezna, kdy dojde na krátkou dobu k oddálení kloubních ploch od sebe a k jejich opětovnému návratu do původního místa, přičemž ale není uvedeno do jaké míry a zda vůbec došlo k poranění vazů. Ztotožňuji se s názorem Mostera (kapitola 3.1) používat pro tento úrazový děj výraz distorze, ale doplněný o upřesnění, zda-li jde o pouhé natažení kloubních struktur bez poruchy integrity, nebo jde-li o rupturu částečnou nebo úplnou s přetržením nitrokloubních struktur.

Distorze hlezna je úraz, ke kterému dochází při běžných denních činnostech – při chůzi po ulici, přecházení přes obrubník či dobíhání dopravního prostředku. Dochází k nim ale zejména při sportovních aktivitách, rekreačních i na závodní úrovni. Distorze hlezna jsou charakteristické nejvíce pro sporty, kde jsou rychlé změny směru (fotbal, házená, tenis, košíková) nebo kde jsou výskoky a následné dopady, často na nohu spoluhráče či protihráče (košíková, odbíjená).

V závodním sportu jsou poranění ligamentózního aparátu hlezna často dávana do souvislosti s chronickým přetěžováním sportovce, například nevhodně vedeným tréninkovým programem, nedostatečnou regenerací po závodech, rekonvalescencí po úrazu, ale i nevhodnou nebo nedostatečnou léčbou poranění ligamentózních struktur hlezna.

V ortopedické praxi i v praxi sportovního lékaře se bohužel stále setkáváme s tendencí urychlovat a bagatelizovat tato poranění. „Rozběhání“ distorze spolu s užitím analgetických prostředků patří nejen u sportovců k běžné praxi, která si s sebou nese dlouhodobé následky. Podle mého názoru, to není pouhý problém sportovců, ale i trenérů, kteří by měli mít dostatečné znalosti a schopnosti, jakým způsobem a v jakém rozsahu trénovat, jak pomoci sportovci při návratu do plného výkonu, což souvisí s určitou spoluprací fyzioterapeuta a trenéra, které se v praxi často nedostává.

Poranění vazů hlezna, která jsou nedostatečně ošetřené operačním zákrokem nebo nedostatečnou dobou fixace, vedou ke změně biomechanických vlastností hlezenního kloubu a ke vzniku nestability kloubu, která omezuje člověka při výkonu jeho povolání, při jeho sportovních aktivitách a sportovce pak v podání maximálního výkonu. Následkem těžkého

stupně úrazu, nesprávně vedenou léčbou nebo konzervativní léčbou ruptur ligament dlouhodobou imobilizací, dochází ke vzniku chronické nestability hlezna. Tato chronická nestabilita pak vede k opakovaným distorzím, pocitům nejistoty, recidivujícím otokům a bolestem, „giwing way“ fenoménu a omezení sportovních aktivit. Z výše uvedených problémů je celkem zřetelné, že pouhá distorze představuje velký problém, který je třeba řešit nejen z pohledu ortopedie, ale i fyzioterapie a prevence.

Rozdíl v ortopedickém terapeutickém řešení ligamentózních poranění hlezna je jednak závislý na tom, jaký stupeň distorze pacient má, dále na tom, zda-li má pacient vůbec první poranění vazů hlezna, nebo se jedná o pacienta s distorzemi opakovanými. U III. stupně poranění vazů závisí operační léčba na věku pacienta, úrovni jeho sportovních aktivit a sportovních ambicích. Souhlasím s názorem Handla (kapitola 5.1), že operační léčba chronické nestability hlezenního kloubu je téměř nutná v případě požadavku návratu k plným sportovním aktivitám.

Zároveň se ale domnívám, že fyzioterapie představuje nutnou součást jak konzervativní tak pooperační léčby pacienta po distorzi hlezna, nejenom z hlediska rychlejšího a plnohodnotnějšího návratu pacienta k aktivitám běžného života a sportovce do soutěže, ale i z hlediska možné prevence opakovaných distorzí hlezna. Rovněž se domnívám, že by měla začít dnem úrazu, popř. dnem sundání sádry a končit návratem člověka k běžným denním aktivitám a rekreačním sportovním činnostem a u sportovce návratem k specifickým sportovním aktivitám, což vyžaduje znalosti fyzioterapeuta z oblasti sportu, který pacient – sportovec vykonává.

Vzhledem k modifikaci propioceptivní signalizace z hlezenního kloubu po distorzi hlezna, považuji za velmi důležité, využít v rámci rehabilitačního programu prvky z Metodiky senzomotorické stimulace, nejen pro zlepšení propiocepce hlezenního kloubu, ale i pro celkový pozitivní vliv této metody na zvětšení rozsahu pohybu, zlepšení svalové síly a svalové koordinace. Ačkoliv se propioceptivní trénink s velkým úspěchem využívá, není doposud známo, zda tento typ rehabilitace u poraněného kotníku má vliv na funkci mechanoreceptorů přímo v ligamentech nebo poskytuje určitou substituce mechanorecepce v kloubním pouzdru, v okolí svalů nebo šlach hlezenního kloubu. Domnívám se, že dochází k obnově mechanoreceptorů přímo v ligamentech, které se pak během rehabilitačního programu dostanou na úroveň funkce, blížící se zdravému kotníku.

Pokud je jedinec schopen detekovat polohu nohy před kontaktem s podložkou, tj. má správnou somatognozii, představuje to pro něj také prevenci vzniku úrazu.

Lidé, kteří mají inbalanci v oblasti svalů nohy, zejména oslabení mm. peronei, vykazují daleko vyšší incidenci inverzních poranění kotníku. Proto je velmi vhodné do rehabilitačního programu i tréninkového procesu zařadit cílené cvičení na kondici peroneálních svalů, jejichž slabost přetrvává podle Hertela (kapitola 3.3.3) ještě 6 týdnů po akutní distorzi hlezna.

Mezi další diskutovaná témata patří fixace hlezna – ortézy nebo tapy. Souhlasím s názorem většiny autorů používat ortézu nebo fixační tape na sport a to, dle mého názoru, po dobu maximálně 1 roku v případě operačního řešení ruptury ligamentózního aparátu hlezna nebo půl roku po konzervativně řešené distorzi II. stupně. U I. stupně poranění hlezna, nepovažuji používání ortézy nebo tapu za nutné. Domnívám se, že v mnoha případech, ortéza nebo tape, znamená v pozdějším období po poranění spíše placebo efekt. Význam v používání ortézy po zhojení vazů po operaci či konzervativně řešené distorzi nepovažuji za šťastné řešení i proto, neboť vede k inaktivitě svalů v oblasti hlezenního kloubu. Sportovec, který ortézu používá pak plně spoléhá na její ochranu a podporu a hlezenní kloub nemá správnou aferentaci, což se odráží ve výše zmiňované inaktivitě svalstva hlezenního kloubu a zpoždění reakčních časů. Za lepší řešení považuji funkční tape, který facilituje kožní receptory, a tak podporuje správné vnímání nohy centrální nervovou soustavou.

Podle Wolfeho (2001) i Mattacoli (2002) (kapitola 6) se v rámci propioceptivního a balančního tréninku v první fázi využívá úseč. Domnívám se, že by se propioceptivní trénink měl postupně začít trénovat na zemi, pevné a stabilní podložce a postupně se stávat složitější s využitím různých labilních ploch.

Zároveň souhlasím s názory zahraničních autorů (Wolfe, 2001; Mattacola, 2002; kapitola 6), že velkou chybou při všech balančních cvičeních je nedostatek variability v rychlosti, intenzitě v množství cviků a typech labilních ploch a podložek, aby se dosáhlo co nejlepší reflexní automatické aktivace žádaných svalů a pohyby nevyžadovaly volní kontrolu.

Velmi rozdílný je také názor v aplikaci tepla a chladu. Zde bych se řídila zákonitostmi fyzikální terapie, a to v perakutním stadiu aplikovat kryoterapii, pro její vazokonstrikční efekt a tlumení bolesti. V subakutním stadiu bych využila možnosti kontrastní termoterapie ve smyslu střídavých procedur. V poslední, chronické fázi, kdy dochází k fibroblastické přestavbě se přikláním k aplikaci metody fyzikální terapie, které působí hluboký prohřev tkání.

Ztotožňuji se s názorem Sammarca (kapitola 7.2) provádět v prvních dnech po úrazu či sundání sádry pohyby pouze do plantární a dorzální flexe. Z vlastních zkušeností vím, že pacient zpočátku pohyby do inverze, everze netoleruje a lze jej tedy zařadit zhruba po týdnu až deseti dnech od poranění nohy.

Odlišný je názor na efekt cvičení „malé nohy“. Souhlasím s názorem Hermachové (kapitola 7.3), která nepovažuje za nejdůležitější klenbu, která je tak vlastně uměle vytvořená, ale co největší oporu funkční ploskou. Zároveň se ztotožňuji s jejím názorem, že „malou nohu“ v chůzi nikdy nepoužijeme. Více bych se tedy v terapii zaměřila na funkci nohy a chodidla, než na její tvar.

Dalším důležitý podíl při řešení distorzí zaujímá prevence distorzí, kam lze zařadit jednak nošení vhodné obuvi a cvičební program, který by měl každý sportovec do svého tréninkového procesu zařadit.

Domnívám se, že nejvhodnější boty, jak pro rekreační i závodní sport, jsou boty kotníčkové, které poskytují stabilizaci proti rotaci v kotníku, přičemž některé mají speciální materiál, který obklopuje kotník, a tak poskytují správný proprioceptivní vstup. Tyto boty se ale neshodují s trendem v obouvání, který je více zaměřen na moderní boty, které umožňují větší odvod tepla, větší výskoky, vyšší výkonnost a „obratnost“. Kromě bot na košíkovou, které dělají pouze kotníčkové, nenajdeme mezi sportovní obuví na odbíjenou, tenis nebo dokonce fotbal téměř žádné kotníčkové boty.

V rámci prevence je také, podle mého názoru vhodné, „ušít“ sportovci tréninkový program, ve kterém budou zařazeny rehabilitační prvky pro prevenci distorzí. Z vlastní zkušenosti vím, že tato cvičení, která zaberou z tréninku 15 – 20 minut, nejsou sportovci považována za důležitá, a tato cvičení často odmítají. Domnívám se, že pro tento trénink jsou vhodné veškeré prvky z Metodiky senzomotorické stimulace, výskoky a doskoky např. na žíněnce, skákání přes švihadlo, cik-cak běh a jiné plyometrické cvičení zaměřené na prudké zabrzdění a rychlou změnu směru. Vzhledem k tomu, že hraji závodně odbíjenou více než osm let, můžu z vlastních zkušeností potvrdit, že tato „preventivní“ cvičení se v tréninkovém programu právě volejbalistek běžně vyskytují.

## ***11.2 Diskuze – praktická část***

Z kapitoly Výsledky měření, kde byla porovnávána zdravá noha z kontrolní skupiny a zdravá/nemocná noha ze skupiny distorze je zřejmé, že jsme v pěti případech prokázali

statisticky významný rozdíl. Tento rozdíl je většinou ve prospěch vyšší aktivity svalů u pacientů ze skupiny distorze, oproti aktivitě svalů probandů z kontrolní skupiny, a to jak u zdravé, tak i u poraněné nohy. Vzhledem k tomu, že při distorzi dochází v různé míře k poškození mechanoreceptorů ve strukturách v okolí hlezna, a tím k ovlivnění propiocepce a tedy i celé somatognozie z oblasti hlezenního kloubu, lze vysvětlit tuto vyšší aktivitu svalů na poraněné noze tím, že se svaly nohy a bérce poraněné končetiny snaží vyrovnat s vyššími nároky na stabilizaci hlezna, která je zřejmě po ortopedickém řešení sádrou fixací nebo elastickým obinadlem nedostatečná. Těmito vyššími požadavky na stabilizaci a centraci hlezenního kloubu může, podle mého názoru, zároveň dojít k postupnému přetěžování výše uvedených svalů nohy a bérce se vznikem spoušťových bodů, které zase zpětně ovlivňují požadavky na stabilizaci kotníku, čímž vzniká „bludný kruh“.

Prokazatelně vyšší hodnoty v aktivitě svalů u zdravé nohy skupiny distorze oproti zdravé noze probandů z kontrolní skupiny, mohou být rovněž ovlivněny nedostatečnou funkcí svalů a tedy i stabilizační funkcí poraněné nohy. Lze zde předpokládat určitý mechanismus „Cross-over effectu“.

Ostatní statistické výsledky nevyvrací nulovou hypotézu, neboť v nich nebyl statisticky významný rozdíl nalezen. Toto neprokázání statisticky významného rozdílu může být způsobeno statisticky malou skupinou probandů, jejichž naměřené hodnoty byly použity. Zároveň je možné připustit, že některé uvedené hodnoty EMG aktivity svalů mohly být ovlivněny při měření artefakty, které se u měření povrchovými elektrodami mohou vyskytovat, jako je: pocení pacienta, individuální kožní odpor, radiová interference, zevní zdroje i možná chyba přístroje. Tyto artefakty byla snaha minimalizovat řádným očištěním kůže před nalepením elektrod, umístěním polyelektromyografu v místnosti, odstíněné od radiové interference, zabráněním křížení káblů atp.

U statistického zhodnocení rozdílů (diference) svalové aktivity mezi pravou a levou nohou u pacientů ze skupiny distorze a téhož rozdílu u probandů z kontrolní skupiny jsme pouze ve dvou případech prokázali statisticky významný rozdíl. Bylo tedy prokázáno, že diference svalové aktivity mezi pravou a levou nohou je větší u pacientů po distorzi hlezna, než u probandů zdravých. Tímto testem ale nebylo prokázáno jestli tato diference je ve prospěch zdravé či nemocné nohy u pacientů po distorzi hlezna. U probandů z kontrolní skupiny by rozdíl v aktivitě svalů při zatížení pravé a levé nohy měl být minimální a menší než u skupiny distorze, o čemž jsme se přesvědčili i při vyšetření na přístroji Balance Master.

Vyšetření probandů na Balance Masteru pouze u 2 pacientů z 10, ze skupiny distorze, objevilo asymetrii v zatížení dolních končetin, ostatních 8 pacientů mělo shodné výsledky s probandy z kontrolní skupiny. U výše zmiňovaných dvou pacientů byla tato asymetrie ve prospěch jiné nohy. První pacient zatěžoval více zdravou dolní končetinu, zatímco pacient druhý, zatěžoval více poraněnou nohu po distorzi. Předpokladem před vyšetřením bylo, že zdraví probandi z kontrolní skupiny nebudou mít, při vyšetření na Balance Masteru, asymetrii v zatížení dolních končetin, tj. zátěž jejich dolních končetin bude rovnoměrná. Dále byl předpoklad, že pacienti po distorzi hlezna, budou více zatěžovat zdravou dolní končetinu vzhledem k možné bolestivosti jejich poraněné nohy, psychické zábraně nohu po distorzi zatížit nebo k možnému otoku, který by mohl ještě omezovat rozsah pohybu v hlezenním kloubu.

Zjištěný výsledek u výše zmiňovaných dvou pacientů vede k otázce, zda-li není rozdíl v zatížení dolních končetin a aktivitě svalů v závislosti na stupni distorze, respektive v závislosti na ortopedické léčbě, a za druhé, zda-li rovněž nezávisí na tom, kterou nohu má proband jako dominantní.

Z grafů naměřených hodnot svalů nohy a bérce – pro stoj na jedné dolní končetině při polyelektromyografickém vyšetření bylo zjištěno, že u pacientů, kteří měli lehkou distorzi řešenou kryoterapií, klidem, elevací, popřípadě krátkodobým bandážováním elastickým obinadlem, byla vyšší aktivita svalů na noze zdravé. Oproti tomu, probandi s těžším výronem, který byl ortopedicky řešen dlahou a následně sádrou, či fixní snímatelnou ortézou, vykazovali vyšší EMG aktivitu svalů na poraněné noze po distorzi. Tento výsledek by mohl být vysvětlen tím, že pacienti, kteří mají fixaci poraněné nohy pouze obinadlem zatěžují tuto nohu již s tímto obinadlem, čímž se určitá propriocepce při chůzi obnovuje. Pacienti, kteří mají nohu dlouhodobě v sádrovém obvazu a dlouho nohu odlehčují, mají zhoršenou nejenom proprioepci, ale i exteroepci. Určitou roli zde jistě bude hrát i délka ortopedické léčby pacienta po distorzi hlezna.

Pro tuto diplomovou práci bylo zvoleno pět jednoduchých testů pohybových aktivit, protože u většiny pacientů po distorzi hlezna přetrvávala bolestivost a subjektivní pocity nestability a nejistoty. Lze předpokládat, že při náročnějších pohybových aktivitách na koordinaci a sílu svalů v oblasti nohy ( výpon, výskok atp.), by se ve více případech projevila asymetrie v EMG aktivitě svalů nohy a bérce mezi zdravou nohou a nohou poraněnou u pacientů po distorzi hlezna, nebo by tato asymetrie byla větší. Tato asymetrie by se rovněž

výrazněji projevila při ostatních statistických hodnocených testech, které byly pro tuto diplomovou práci vytvořeny.

Všechny výše uvedené závěry jsou pro potřeby této diplomové práce zobecněny, neboť statistické závěry nelze dělat s tak malou skupinou probandů. Domnívám se ale, že by bylo vhodným námětem pro další kolegy provést podobnou studii pro více pacientů, ze které by mohly vyjít přesnější závěry, které by nám, pro potřeby fyzioterapie, umožnili pochopit a ověřit si rozdíly mezi poraněnou končetinou a končetinou zdravou.



## 12 ZÁVĚRY

Na základě získaných výsledků lze formulovat tyto závěry:

1. Mediány EMG aktivity svalů nohy a bérce nemocné nohy u pacientů ze skupiny distorze vykazovaly vyšší hodnoty, oproti svalům zdravé nohy probandů z kontrolní skupiny.
2. V rámci statistického zhodnocení dat, byl prokázán tento statisticky významný rozdíl, mezi zdravou nohou pacientů z kontrolní skupiny a poraněnou nohou probandů ze skupiny distorze, a to při chůzi pro m. tibialis anterior.
3. Vyšší hodnoty mediánů EMG svalové aktivity byly rovněž nalezeny u zdravé nohy pacientů ze skupiny distorze oproti svalům nohy a bérce probandů z kontrolní skupiny.
4. Statisticky významný rozdíl byl tedy prokázán při porovnání svalové aktivity u zdravé nohy z kontrolní skupiny a zdravé nohy ze skupiny distorze. U pohybových aktivit: klid sed, stoj PDK/LDK a chůzi byla vyšší aktivita svalů nohy a bérce u zdravé nohy pacientů ze skupiny distorze, a to u m. tibialis anterior pro pohybové aktivity klid sed, stoj PDK/LDK, chůze a rovněž pro m. peroneus longus při pohybové aktivitě chůze.
5. Při porovnání mediánů hodnot Diff. u pacientů po distorzi hlezna a probandů z kontrolní skupiny bylo zjištěno, že pacienti po distorzi hlezna vykazovali obecně vyšší hodnoty mediánů pro diferenci mezi pravou a levou nohou oproti probandům z kontrolní skupiny.
6. Statisticky významné, výše uvedené, rozdíly mezi aktivitou svalů pravé a levé nohy u probandů z kontrolní skupiny a u pacientů po distorzi hlezna byly prokázány pro m. tibialis anterior u pohybové aktivity stoj PDK/LDK a u m. soleus pro pohybovou aktivitu chůze.
7. U všech probandů z kontrolní skupiny bylo prokázáno rovnoměrné zatížení dolních končetin na přístroji Balance Master, pomocí testu „weight bearing-squat“.
8. Z grafů svalů pohybové aktivity – stoj na jedné dolní končetině byla vysledována určitá tendence rozdílu v aktivitě svalů nohy a bérce v závislosti na stupni distorze a použité léčbě. U pacientů, kteří měli lehkou distorzi řešenou klidem, elevací, popřípadě bandážováním, byla vyšší EMG aktivita svalů na noze zdravé. Naopak, probandi s těžším výronem, který byl ortopedicky řešen dlahou a následně sádrou, či fixní ortézou, vykazovali vyšší EMG aktivitu svalů na poraněné noze po distorzi.

Tento závěr souhlasil i s naměřenými hodnotami na Balance Masteru, kde bylo asymetrické zatížení dolních končetin u dvou pacientů po distorzi hlezna v souvislosti s tíží jejich poranění a její léčbou.

9. Individuální fyzioterapie vedla k subjektivně lepšímu stoji na jedné (poraněné) dolní končetině. Dále k k subjektivně lepší chůzi se správným odvíjením nohy od podložky, chůzi po patách i špičkách.
10. Objektivně zjištěné rozsahy pohybů v hlezenním kloubu po distorzi hlezna, se po rehabilitačním programu, přiblížily u všech pacientů po distorzi hlezna, ke goniometrickým hodnotám jejich zdravé nohy. Stejněho výsledku bylo individuální fyzioterapií dosaženo i u snížení obvodů kolem maleolu u nohy po distorzi hlezna.
11. Pozitivní efekt rehabilitace byl rovněž, subjektivně, prokázán při opakovaném vyšetření grafesetezie na plosce nohy a somatognozie pro prsty nohy a hlezenní kloub.
12. Po absolvování 10 lekcí fyzioterapie, pouze jeden pacient z deseti uvedl subjektivní bolestivost v oblasti kotníků, v souvislosti s přetěžováním nohy dlouhodobou chůzí nebo vyšší sportovní zátěží. Ostatních devět pacientů uvedlo subjektivní pocit nebolestivosti, při jakékoliv činnosti.
13. Sedm pacientů z deseti uvedlo, rovněž po absolvování rehabilitačního programu, subjektivní pocit stability a jistoty v souvislosti se zatěžováním nohy po distorzi hlezna. Tři pacienti si stěžovali na přetrvávající pocit nejistoty při běhu a jiných specifických sportovních činnostech.

## 13 SOUHRN

Teoretická část této diplomové práce poskytuje souhrn informací o poranění ligamentózního aparátu hlezenního kloubu při jeho distorzi. Rovněž podává informace týkající se vyšetření a následného ošetření ligamentózních poranění hlezna. To vše by nebylo možné bez stručných informací o anatomii a kineziologii hlezenního kloubu a nohy, které jsou uvedeny v kapitolách 1 a 2. Poslední kapitoly teoretické části pojednávají o fyzioterapeutických postupech předoperační i pooperační péče u pacientů po distorzi hlezna. Zároveň uvádí i vhodný dlouhodobý rehabilitační program pro pacienty po distorzi hlezna.

Praktická část diplomové práce popisuje polyelektromyografii jako možnost objektivního sledování aktivace vybraných svalů nohy při různých pohybových aktivitách u zdravých jedinců a u pacientů po distorzi hlezna. V této části diplomové práce je popsáno využití polyelektromyografie, spolu s přístrojem Balance Master, pro srovnání pacientů po distorzi hlezna se zdravými pacienty z kontrolní skupiny.

## **14 SUMMARY**

The theoretical part of this master thesis provides a summary of the information concerning the injury of ligamentous apparatus of a talar joint when it is sprained. Furthermore it reports on the examination and subsequent treatment of the ligamentous injury of an ankle. The whole account would not be possible to achieve without the short and brief information on anatomy and kinesiology of a ligamentous apparatus and foot which is listed in Chapters 1 and 2. The last chapters of the theoretical part focus on the physiotherapeutical procedures of pre-operative and post-operative treatment of patients following an ankle sprain. At the same time there is a description of a long-term rehabilitation program which is suitable for patients after they have sprained their ankle.

The practical part of the master thesis describes surface electromyography as a possibility to monitor objectively selected muscles of a foot in different movement activities with healthy people and with patients following an ankle sprain. In this part of the master thesis there is a description of the usage of surface electromyography, along with the Balance Master system, in order to compare the patients who have sprained their ankle with the healthy patients from the control group.

## 15 REFERENČNÍ SEZNAM

- Barker, B., Beynnon, D., Renström, A.F.H. (Feb. 1997). Ankle Injury Risk Factors in Sports. *Sports. Med.*, 23 (2), 69 – 74.
- Barrett, J., Bilisko, T. (1995). The Role of Shoes in the Prevention of Ankle Sprains. *Sports. Med.*, 20 (4), 277 – 280.
- Bavor, M. (1978). *Studium vybraných faktorů ve vztahu k utváření nožní klenby. Autoreferát disertační práce*, UK Praha, Přírodovědecká fakulta.
- Brotzman, B. (1996). *Clinical Orthopaedic Rehabilitation*. St. Louis: Mosby
- Čihák, R. (2001). *Anatomie I*. Praha: Grada.
- Drašnar, V., Pavelka, B. (1977). Diagnostika poranění horního hlezenního kloubu. *Acta Chir. Orthop. Traum. Čech.*, 44 (1), 60 – 69.
- Dufek, J. (1995). *Elektromyografie*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.
- Dungl, P. (1989). *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum.
- Dungl, P. a kol. (2005). *Ortopedie*. Praha: Grada.
- Dylevský, I., Druga, R., Mrázková, O. (2000). *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada
- Gross, J., Fetto, J., Rosen, E. (2005). *Vyšetření pohybového aparátu*. Triton
- Haladová, E. a kol. (1997). *Léčebná tělesná výchova – cvičení*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.
- Hamilton, C. (1984). *Traumatic Disorders of the Ankle*. New York: Springer – Verlag.
- Handl, M., Trč, T., Frei, R., Hanus, M. (2006). *Chronická instabilita hlezna – operační léčba*. Příspěvek na konferenci – „Zdravotní aspekty pohybových aktivit“, Tábor.
- Handl, M., Trč, T., Frei, R. a kol. (2006). Léčba chronické instability hlezna u sportovců. *Med. Sport. Boh. Slov.*, 15 (1), 7 – 13.
- Hart, R., Janeček, M., Buček, P. (2002). Chronická laterální nestabilita hlezna u vrcholových sportovců. *Med. Sport. Bohem. Slov.*, 11 (3), 201 – 202.
- Hermachová, H. (1999). O svalovém napětí a jeho ovlivnění ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. (3), 108 – 110.
- Hermachová, H. (2001). O kožním vnímání, jeho změnách a ovlivnění. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. (4), 182 – 184.
- Hermachová, E.: ústní sdělení – předmět Speciální metody fyzioterapie. II. LF UK – Motol. 2006.

- Hertel, J. ( May 2000). Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain. *Sports. Med.*, 29 (5), 361 – 371
- Hrazdira, L. (2006). Ortézy ve sportovní medicíně. Společná konference Tábor – zdravotní aspekty pohybových aktivit.
- Janda, V., Vávrová, M. (1992). Senzomotorická stimulace. Základy metodiky propioceptivního cvičení. *Rehabilitácia*, 25 (3), 14 – 34.
- Kapanji, I. A. (1974). *The Physiology of the Joints – The Lower Limb*. Churchill Livingstone
- Kase, K., Hashimoto, T., Okane, T. (1998). *Kinesio Taping Perfect Manual, Amazing Taping Therapy to Eliminate Pain and Muscle Disorders*. Kinesio USA.
- Kolář, P. (1995). PEMG sledování bérceových svalů kombinované plantografickým vyšetřením. *Československá pediatrie*. 50 (2), 87 - 89
- Kolář, P. (2001). Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. (4), 152 – 164.
- Kolektiv autorů. (1997). *Pohybový systém a zátěž*. Praha:Grada.
- Kolektiv autorů (2003). Manuál k přístroji Balance Master® Neurocom – návod k použití.
- Konradsen, L. (2002). Senzori – motor Control of the Uninjured and Injured Human Ankle. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 12, 199 – 203.
- Koudela, K. (2002). *Ortopedická traumatologie*. Praha: Karolinum
- Kučera, M., Dylevský, I. a kol. (1999). *Sportovní medicína*. Praha: Grada
- Kučera, M., Korbelař P., Barna, M., Hladíková, M., Kolář, P., Kučera, A. (2005). Kostival v terapii distorzí hlezna. *Med. Sport. Boh. Slov.*, 14 (2), 60 – 66.
- Kudrna, K., Zeman, M., Vlasák, R. (1989). Poranění vazů hlezenného kloubu. *Rozhledy v chirurgii*, 68 (2).
- Lepšíková, M., Mgr. ústní sdělení – předmět kineziologie. II.LF UK – Motol. 2006.
- Linc, R. (1988). *Nauka o pohybu*. Praha: Avicenum.
- Mattacola, C., Maureen, K. (Oct – Dec 2002). Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability. *Journal Athl. Train.*, 37 (4), 413 – 429.
- Michelson, D., Hutchins, Ch. (1995). Mechanoreceptors in Human Ankle Ligaments. *The Journal of Bone and Surgery*, 77 – B (2), 219 – 224.
- Moster, R. (1997). *Sportovní traumatologie*. Masarykova univerzita v Brně, Pedagogická fakulta, Brno.
- Müller, I., Müllerová, B. (1992). *Stručný přehled LTV v chirurgii, ortopedii a traumatologii*. Brno: Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví v Brně.

- Pavlů, D. (2002). *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody*. Brno: Akademické nakladatelství CERM.
- Pavlů, D., Novosádová, K. (2001). Příspěvek k objektivizaci účinku „Metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence – based practise. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (4), 178 – 181.
- Peterson, L., Renström, P. (1986). *Sports Injuries – Their prevention and treatment*. London: Mosby Year Book.
- Petrovický, P. a kol. (1995). *Systematická, topografická a klinická anatomie – Pohybový aparát končetin II*. Praha: Karolinum.
- Poděbradský, J., Vařeka, I. (1998). *Fyzikální terapie I*. Praha: Grada.
- Pokorný, V. a kol. (2002). *Traumatologie*. Praha: Triton.
- Rašev, E. (1995). Proprioceptivní posturální terapie na systému Posturomed s využitím definovaného tlumeného kmitu. *Rehabilitácia*. 28 (1), 8 – 11.
- Rašev, E. (1999). Koordinačné cvičenie v liečbe segmentálnej instability chrtice a váhonosných klov jako proprioceptívna posturálna terapia na posturomede podľa Dr. Raševa. *Rehabilitácia*. 32 (1), 14 – 25.
- Richtr, V. (1992). Poranění vazů horního hlezenního kloubu a jejich řešení v NsP I. Typu. *Rozhledy v chirurgii*, 71 (3 – 4), 136 – 141.
- Sammarco, G. (1995). *Rehabilitation of the Foot and Ankle*. USA: Mosby Year Book.
- Sosna, A., Vavřík, P., Krbec, M., Pokorný, D. a kol. (2001). *Základy ortopedie*. Praha: Triton.
- Suchomel, T. (2006). Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. (3)., 112 – 124.
- Sýkora, M. (1992). Krvácení při těžké distorzi hlezna. *Rozhledy v chirurgii*, 71 (2), 118 – 121.
- Šafránková, P. (2006). Překlad The Nicholas Institute of Sports Medicine and Athletic Trauma. Podvrtnutí kotníku. Retrieved 20. 10. 2006 from the World Wide Web: [www.zdravi4u.cz](http://www.zdravi4u.cz)
- Valouchová, P., Mgr., Ph.D: ústní sdělení – předmět metodiky fyzioterapie. II.LF UK – Motol. 2005.
- Valouchová, P., Mgr., Ph.D: ústní sdělení – předmět kineziologie. II.LF UK – Motol. 2006.
- Valouchová, P., Lewit, K. (2007). Povrchová elektromyografie přímých břišních a zádových svalů u aktivních jizev – palpační iluze. *Neurologie pro praxi (in press)*. 2/2007.
- Vařeka, I., Vařeková, R. (2003). Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (3), 94 – 102.
- Véle, F. (1995). *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Karolinum.

Véle, F. (1997). *Kineziologie pro klinickou praxi*. Praha: Grada.

Véle, F., Čumpelík, J., Pavlů, D. (2001). Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, (3), 103 – 105.

Wexler, K. (1998). The Injured Ankle. *American Family Physician*, 57 (3).

Willems, T., Witvrouw, E., Verstuyft, J. a kol. (Oct – Dec 2002). Proprioception and Muscle Strength in Subjects With Ankle Sprains and Chronic Instability. *Journal Athl. Train.*, 37 (4), 487 – 493.

Wolfe, W., Uhl, L., McCluskey, C. (2001). Management of Ankle Sprains. *American Family Physician*, 63 (1), 93 – 104.

Wondrák, E., (1983). *Traumatologie. Repetitorium pro studující lékařství*. Praha:SPN.

Wright, C., Stafynshyn, J., Nigg, M. (Jul. 1998). Prevention of Ankle Injuries. *Sports. Med.*, 26 (1), 59 – 61.

Zeman, M. a kol. (2000). *Chirurgická propedeutika*. Praha: Grada.

Zeman, M. a kol. (2001). *Speciální chirurgie*. Praha:Karolinum.

Žák, V. (2006). Časté otázky – dotazy. Retrieved 16.2.2006 from the World Wide Web: [www.basketfanclub.cz](http://www.basketfanclub.cz)



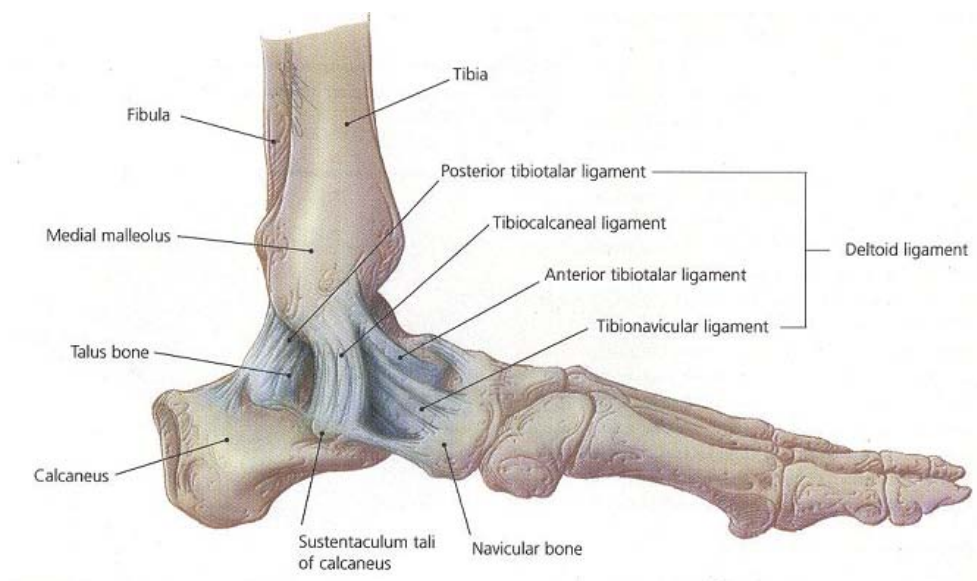
## 16 SEZNAM OBRÁZKOVÉ PŘÍLOHY K DIPLOMOVÉ PRÁCI

<b>PŘÍLOHA číslo:</b>	<b>Název přílohy</b>
1a	Anatomie mediálního kotníku.
1b	Svaly bérce – přední skupina, pohled zepředu.
2	Sbaly bérce – zadní skupina.
3a	Svaly planty – hluboká vrstva.
3b	Svaly bérce – zadní skupina, hluboká vrstva.
4a	Svaly a šlachy na hřbetu nohy.
4b	Svaly planty – povrchová vrstva.
5	Svaly planty – druhá vrstva.
6a	Osa pohybu hlezenního kloubu.
6b	Osy pohybů a směry pohybů hlezenního kloubu a dolního kloubu zánártního.
7a	Chopartův kloub.
7b	Podélná a příčná klenba nohy.
7c	Hlavní typy úrazů při jednotlivých druzích sportu.
8	Poranění ligamentum fibulotalare anterius.
9	Poranění ligamentum calcaneofibulare.
10	Stupně poranění hlezenního kloubu.
11a	Stupně poranění hlezenního kloubu.
11b	Poranění ligamentum deltoidem.
12a	RTG vyšetření hlezenního kloubu.
12b	Imobilizace poraněného hlezna, následkem distorze, pomocí adhezivních pruhů.
13a	Fitter.
13b	Malá noha podle metodiky Senzomotorické stimulace.
13c	Funkční ortézy hlezenního kloubu.
14a	Rehabilitační ortéza hlezenního kloubu.
14b	Ortéza hlezenního kloubu.
15a	Tape hlezenního kloubu.
15b	Cvičení na válcové úseči.
16a	Posturomed.

<b>PŘÍLOHA číslo:</b>	<b>Název přílohy</b>
16b	Protažení svalů bérce.
17a	Aktivní cvičení s využitím Therabandu.
17b	Posilování svalů v okolí hlezenního kloubu.
18	Využití trampolíny v rámci senzomotorické stimulace.
19	Naměřené střední hodnoty svalové aktivity za různých posturálních situací na PEMG – kontrolní skupina.
20	Vypočtené hodnoty mediánů a směrodatných odchylek pro jedince z kontrolní skupiny.
21	Naměřené střední hodnoty svalové aktivity za různých posturálních situací na PEMG – skupina distorze, poraněná noha.
22	Vypočtené hodnoty mediánů a směrodatných odchylek pro jedince ze skupiny distorze – poraněná noha.
23	Naměřené střední hodnoty svalové aktivity za různých posturálních situací na PEMG – skupina distorze, zdravá noha.
24	Vypočtené hodnoty mediánů a směrodatných odchylek pro jedince ze skupiny distorze – zdravá noha.
25	Naměřené hodnoty Diff. svalové aktivity mezi pravou a levou nohou za různých posturálních situací na PEMG – kontrolní skupina.
26a	Vypočtené hodnoty mediánů Diff. a směrodatných odchylek pro jedince z kontrolní skupiny.
26b	Naměřené hodnoty Diff. svalové aktivity mezi pravou a levou nohou za různých posturálních situací na PEMG – skupina distorze.
27	Vypočtené hodnoty mediánů Diff. a směrodatných odchylek pro jedince ze skupiny distorze.
28	Ukázka protokolu vyšetření pacienta na přístroji Balance Master (proband z kontrolní skupiny).
29	Protokol vyšetření pacienta na přístroji Balance Master (distorze levého hlezna 30.11. 2006, elastická bandáž).
30	Protokol vyšetření pacienta na přístroji Balance Master (distorze pravého hlezna 23.2.2007, fixace ortézou).

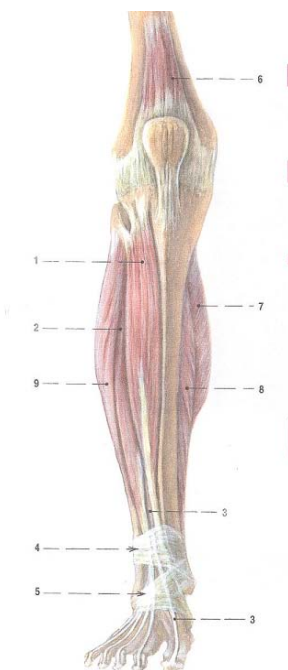
## 17 OBRÁZKOVÁ PŘÍLOHA K DIPLOMOVÉ PRÁCI

### *Příloha 1a. ANATOMIE MEDIÁLNÍHO KOTNÍKU (Wolfe, W. a et al., 2001)*



(Fibula - fibula, Tibia – tibie, Medial melleolus- mediální kotník, Talus bone – talus, calcaneus – calcaneus, Sustentaculum tali of calcaneus – sustentaculum tali calcanea, Navicular bone – os naviculare, Deltoid ligament – ligamentum deltoideum, Posterior/Anterior tibiotalar ligament – lig. tibiotalare posterior/anterior, Tibiocalcaneal ligament – lig. tibiocalcaneare, Tibionavicular ligament – lig. tibionaviculare).

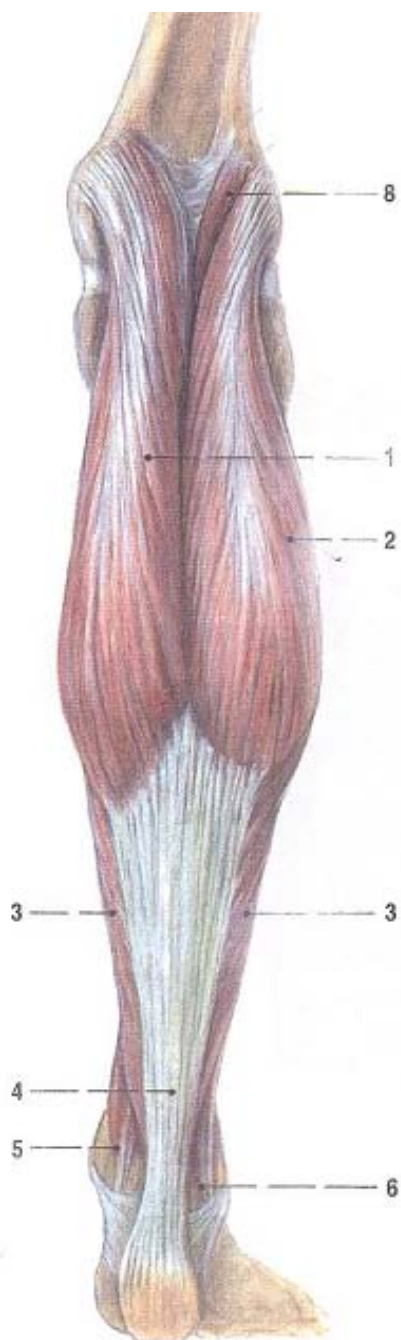
### *Příloha 1b. SVALY BÉRCE – PŘEDNÍ SKUPINA, pravá strana, pohled zředu (Čihák, R., 2001)*



#### LEGENDA:

- 1 m. tibialis anterior
- 2 m. extensor digitorum longus
- 3 m. extensor hallucis longus
- 4 retinaculum musculorum extensorum superius
- 5 retinaculum musculorum extensorum inferius
- 6 m. articularis genus
- 7 – 8 svaly zadní strany bérce
- 7 m. gastrocnemius, caput mediale
- 8 m. soleus
- 9 m. fibularis longus (laterální skupina)

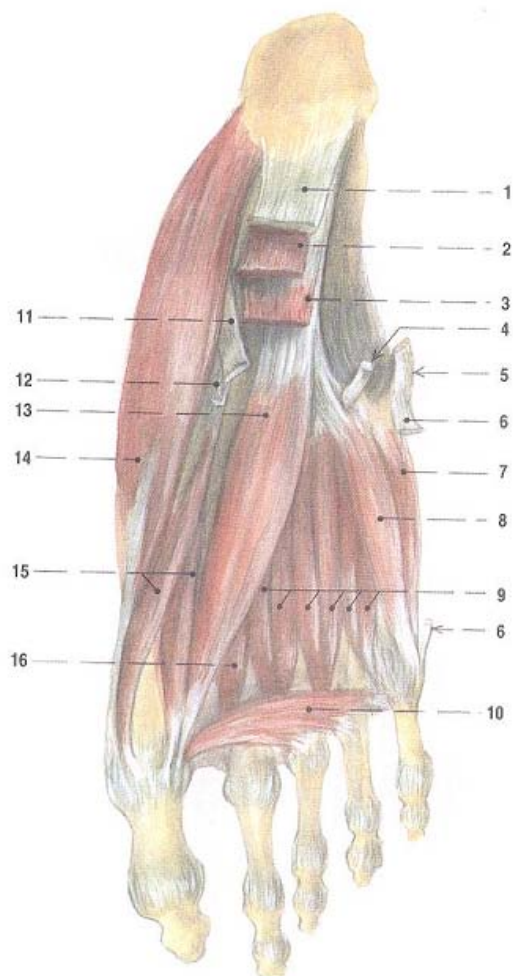
**Příloha 2. SVALY BÉRCE – ZADNÍ SKUPINA (Čihák, R., 2001)**



**LEGENDA:**

- 1 m. gastrocnemius, caput mediale
- 2 m. gastrocnemius, caput laterale
- 3 m. soleus
- 4 tendo calcaneus (Achilles)
- 5 šlachy hlubokých svalů zadní strany bérce za vnitřním kotníkem
- 6 šlachy mm. fibulares za vnějším kotníkem
- 8 m. plantaris

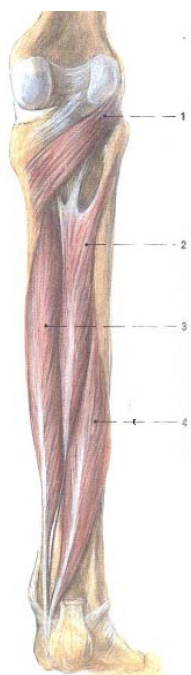
**Příloha 3a. SVALY PLANTY – HLUBOKÁ VRSTVA, pravá strana (Čihák, R., 2001)**



LEGENDA:

- 1 začátek plantární aponeurózy
- 2 začátek m. flexor digitorum brevis
- 3 začátek m. quadratus plantae
- 4 šlacha m. fibularis longus
- 5 šlacha m. fibularis brevis
- 6 m. abductor digiti minimi
- 7 m. flexor digiti minimi brevis
- 8 m. opponens digiti minimi
- 9 mm. interossei plantares et dorsales
- 10 m. adductor hallucis, cap. transversum
- 11 šlacha m. flexor digitorum longus
- 12 šlacha m. flexor hallucis longus
- 13 m. adductor hallucis, cap.obliquum
- 14 m. abductor hallucis
- 15 m. flexor hallucis brevis
- 16 m. interosseus dorsalis I

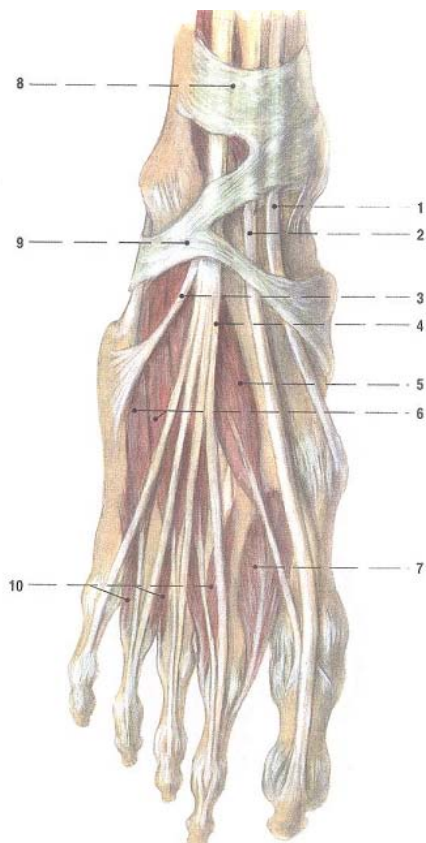
**Příloha 3b. SVALY BÉRCE – ZADNÍ SKUPINA, hluboká vrstva (Čihák, R., 2001)**



LEGENDA:

- 1 m. popliteus
- 2 m. tibialis posterior
- 3 m. flexor digitorum longus
- 4 m. flexor hallucis longus

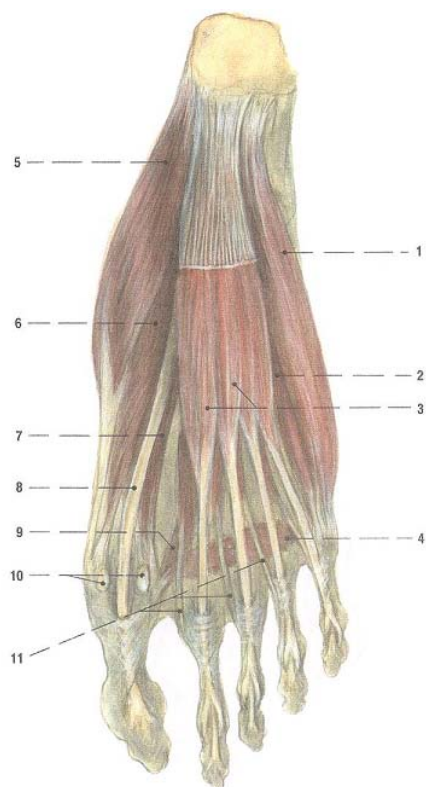
**Příloha 4a. SVALY A ŠLACHY NA HŘBETU NOHY, pravá strana (Čihák, R., 2001)**



LEGENDA:

- 1 šlacha *m. tibialis anterior*
- 2 šlacha *m. extensor hallucis longus*
- 3 šlacha tzv. *m. fibularis tertius*
- 4 šlachy *m. extensor digitorum longus*
- 5 *m. extensor hallucis brevis*
- 6 *m. extensor digitorum brevis*
- 7 *m. interosseus dorsalis I*
- 8 *retinaculum musculorum extensorum superius*
- 9 *retinaculum musculorum extensorum inferius*
- 10 *musculi interossei dorsales, II - IV*

**Příloha 4b. SVALY PLANTY – POVRCHOVÁ VRSTVA, po odstranění plantární aponeurózy, pravá strana (Čihák, R., 2001)**

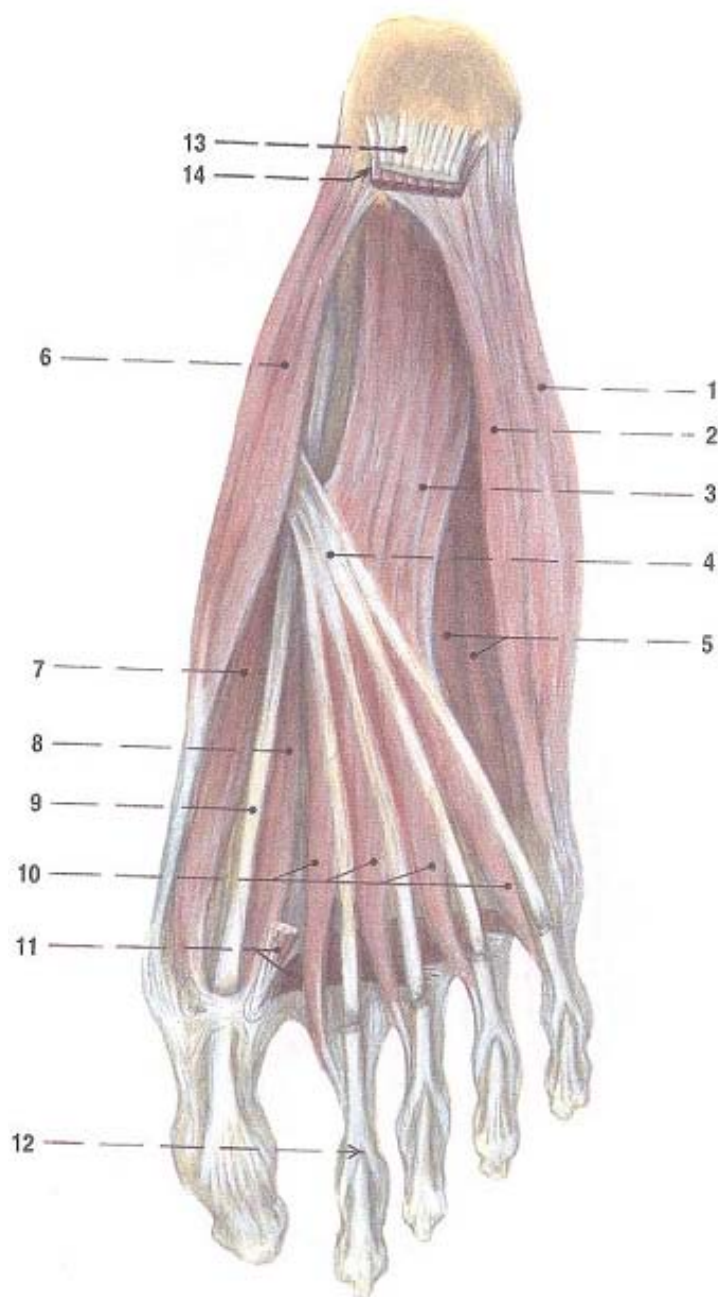


LEGENDA:

- 1 *m. abductor digiti minimi*
- 2 *m. flexor digiti minimi brevis*
- 3 *m. flexor digitorum brevis*
- 4 *m. adductor hallucis, cap. transversum*
- 5 *m. abductor hallucis*
- 6 *m. flexor hallucis brevis, caput mediale*
- 7 *m. flexor hallucis brevis, caput laterale*
- 8 šlacha *m. flexor hallucis longus*
- 9 *m. adductor hallucis, caput obliquum*
- 10 tibiální a fibulární sezamská kůstka palce
- 11 šlachy *mm. lumbricales*



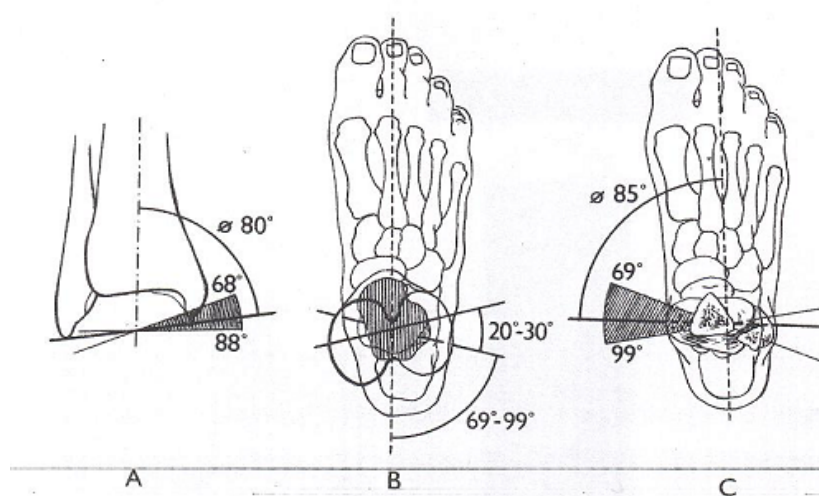
**Příloha 5. SVALY PLANTY – DRUHÁ VRSTVA, pravá strana, plantární aponeuróza a m. flexor digitorum brevis odstraněny (Čihák, R., 2001)**



LEGENDA:

- 1 m. abductor digiti minimi
- 2 m. flexor digiti minimi brevis
- 3 m. quadratus plantae
- 4 šlacha m. flexor digitorum longus
- 5 mm. interossei
- 6 m. abductor hallucis
- 7 m. flexor hallucis brevis, caput mediale
- 8m. flexor hallucis brevis, caput laterale
- 9 šlacha m. flexor hallucis longus
- 10 mm. lumbricales, I. . IV.
- 11 m. adductor hallucis, caput obliquum et caput transversum
- 12 chiasma tendineum
- 13 odříznutý začátek plantární aponeurózy
- 14 odříznutý začátek m. flexor digitorum brevis

**Příloha 6a. OSA POHYBU HLEZENNÍHO KLOUBU (Dungl, P., 1989)**



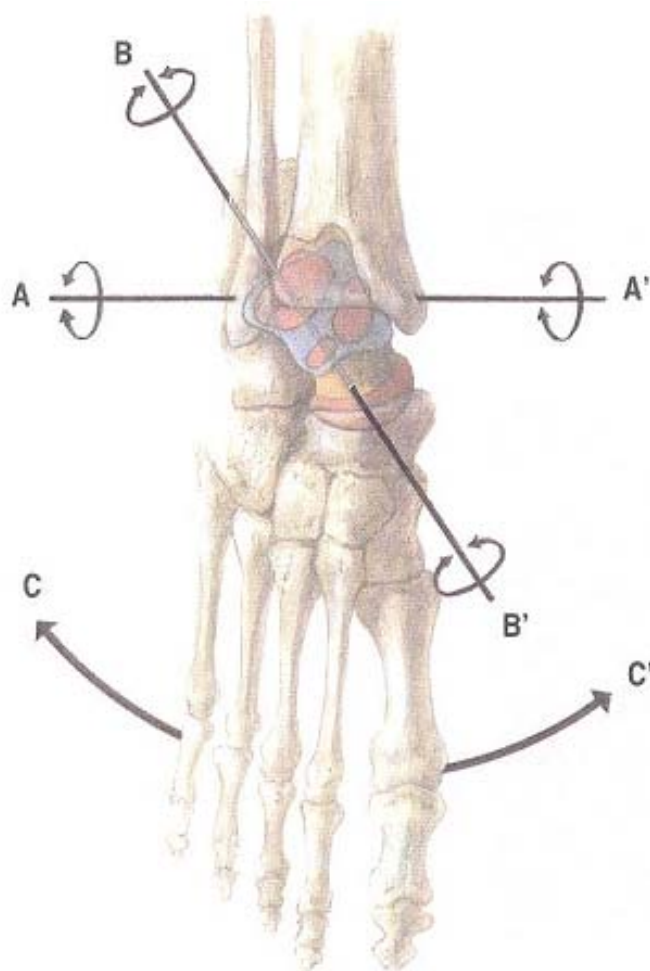
LEGENDA:

*A – v rovině frontální*

*B – vztah osy hlezenního a kolenního kloubu*

*C – vztah příčné osy hlezna a dlouhé osy nohy*

**Příloha 6b. OSY POHYBŮ A SMĚRY POHYBŮ HLEZENNÍHO KLOUBU A DOLNÍHO KLOUBU ZÁNÁRTNÍHO (Čihák, R., 2001)**



LEGENDA:

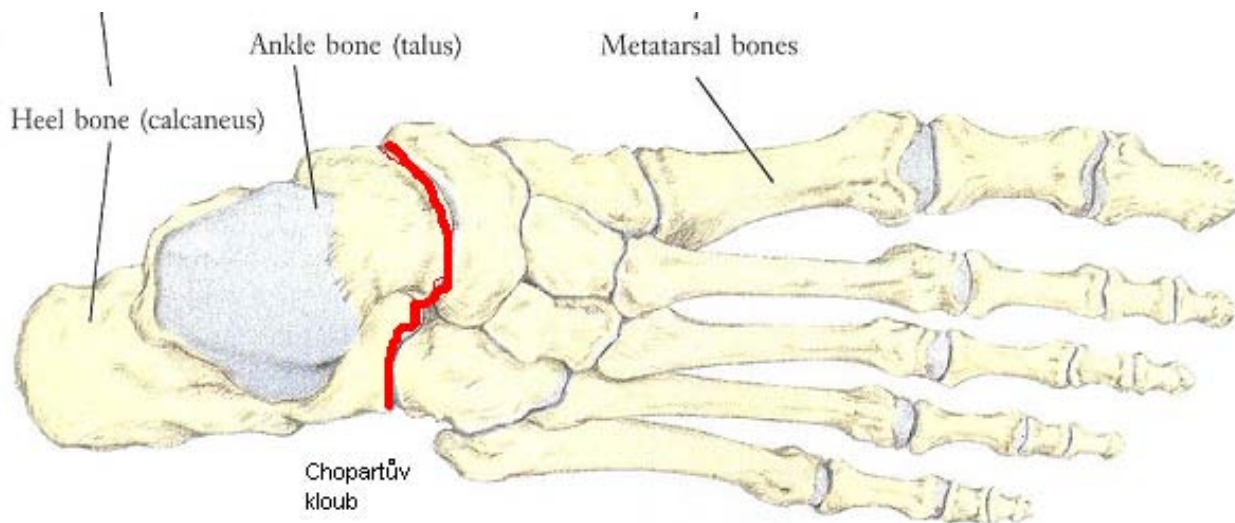
*A – A' osa hlezenního kloubu*

*B – B' osa pohybů dolního kloubu zánártního*

*C – C' směry pohybů při inverzi a everzi nohy*



**Příloha 7a. CHOPARTŮV KLOUB (Peterson, L., Renström, P., 1986)**

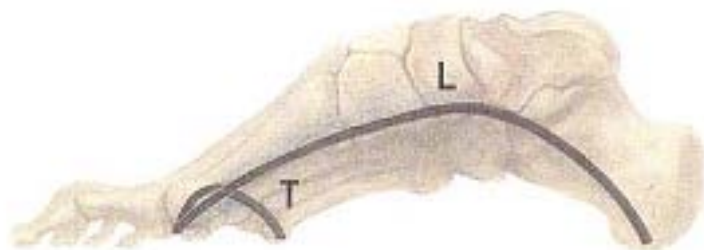


**Příloha 7b. PODÉLNÁ A PŘÍČNÁ KLENBA NOHY, pravá noha, pohled z mediální strany (Čihák, R., 2001)**

LEGENDA:

L – podélná klenba

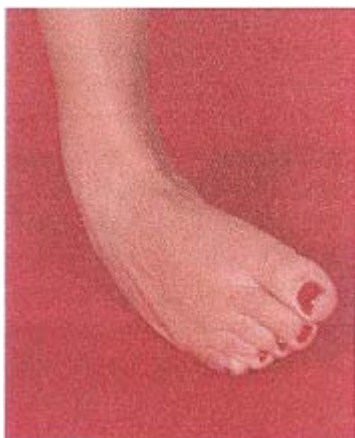
T – příčná klenba



**Příloha 7c. HLAVNÍ TYPY ÚRAZŮ PŘI JEDNOTLIVÝCH DRUZÍCH SPORTŮ (Kučera a et al., 1999)**

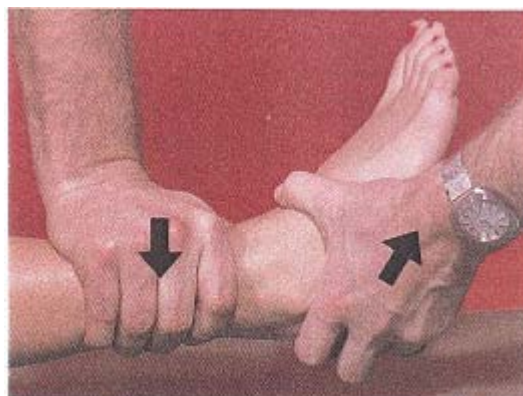
Sport	Nejčastější diagnóza	% všech úrazů
Atletika	podvrtnutí hlezna	22,3
Basketbal	podvrtnutí hlezna	27,0
Box	pohmoždění obličeje otevřená rána hlavy	15,1 15,0
Fotbal	podvrtnutí hlezna	17,8
Házená	podvrtnutí hlezna	13,3
Lední hokej	otevřená rána hlavy pohmoždění hrudníku	9,3 8,5
Lyžování	podvrtnutí kolena zlomenina bérce	16,5 14,6
Tenis	podvrtnutí hlezna	20,6
Volejbal	podvrtnutí hlezna	35,4
ZRTV	podvrtnutí hlezna	16,6

**Příloha 8. PORANĚNÍ LIGAMENTUM FIBULOTALARE ANTERIUS (Peterson, L., Renström, P., 1986)**



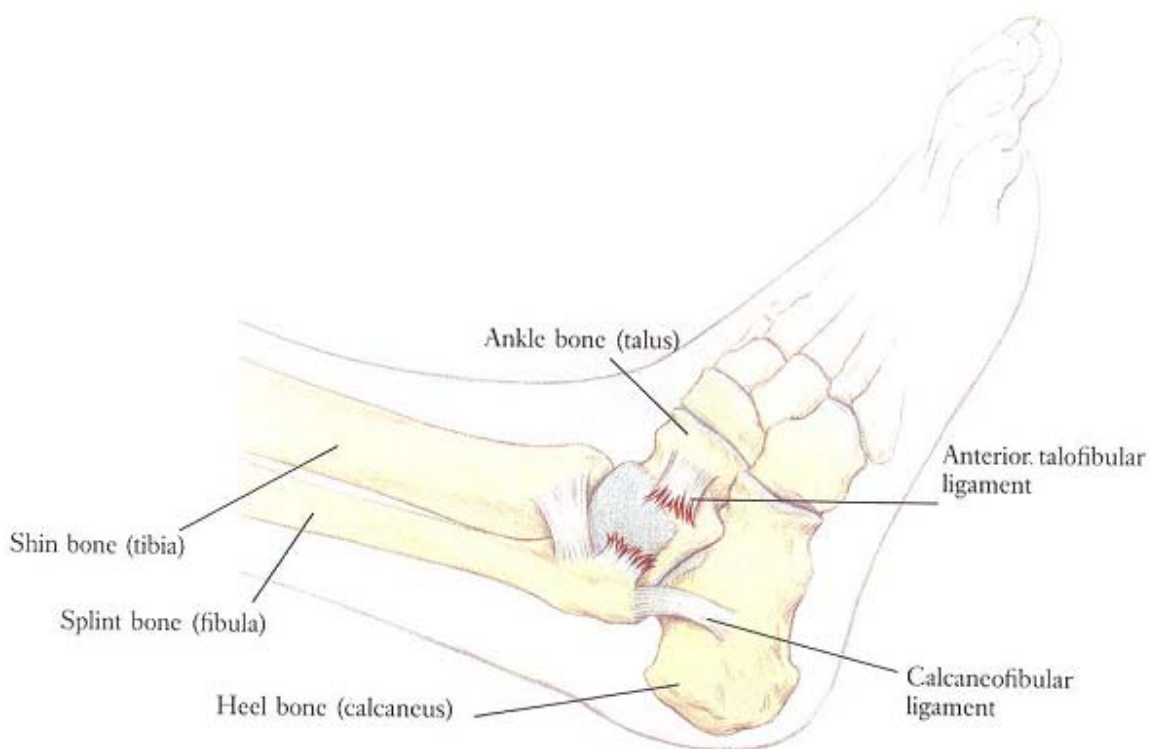
1) LEGENDA:

Typickým mechanismem distorze hlezna je plantární flexe a inverze.



2) LEGENDA: Vyšetření přední zásuvky při podezření na rupturu ligamentum fibulotalare anterius

3) LEGENDA: Ruptura ligamentum fibulotalare anterius



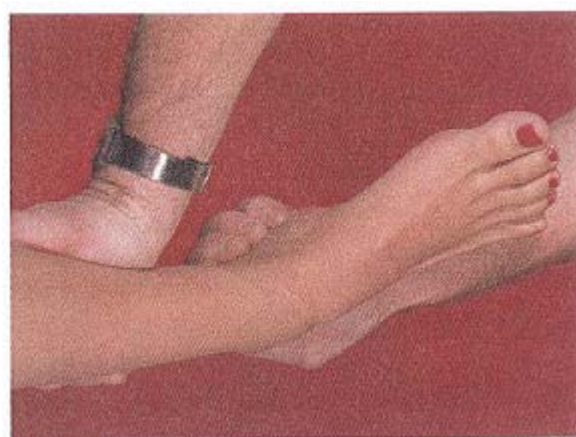
(Ankle bone – talus, Anterior talofibular ligament – lig. fibulotalare anterius, Calcaneofibular ligament – lig. calcaneofibulare, Heel bone – calcaneus, Splint bone – fibula, Shin bone – tibia).

**Příloha 9. PORANĚNÍ LIGAMENTUM CALCANEOFIBULARE (Peterson, L., Renström, P., 1986)**

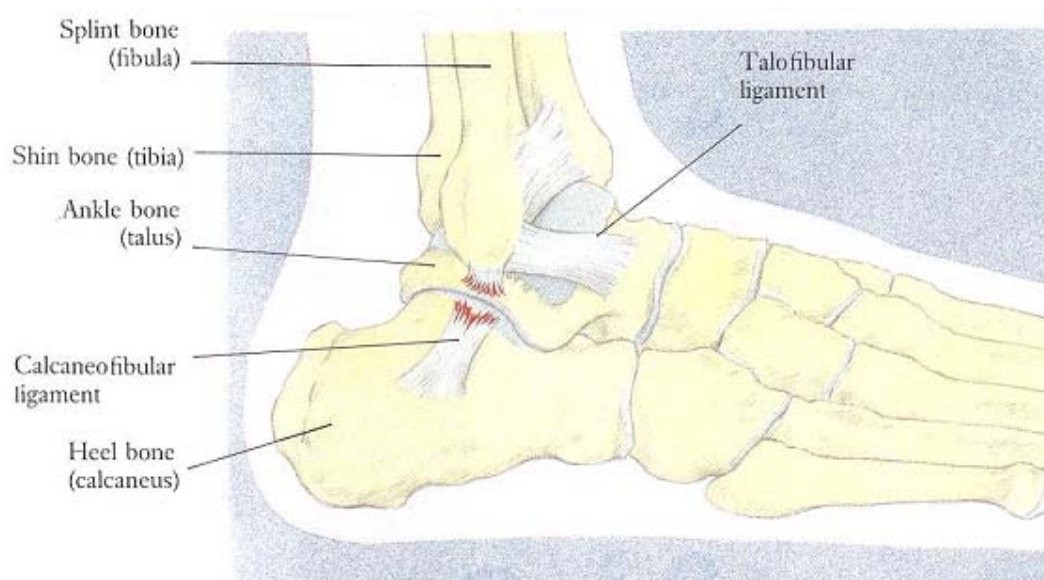


1) LEGENDA: Mechanismus úrazu při kterém dochází k poranění ligamentum calcaneofibulare

2) LEGENDA: „Talar tilt test“ (Inversion stress test), při podezření na rupturu ligamentum calcaneofibulare



3) LEGENDA: Ruptura ligamentum calcaneofibulare



(Splint bone – fibula, Shin bone – tibia, Ankle bone – talus, Calcaneofibular ligament – lig. calcaneofibulare, Heel bone – calcaneus, Talofibular ligament – lig. talofibulare)

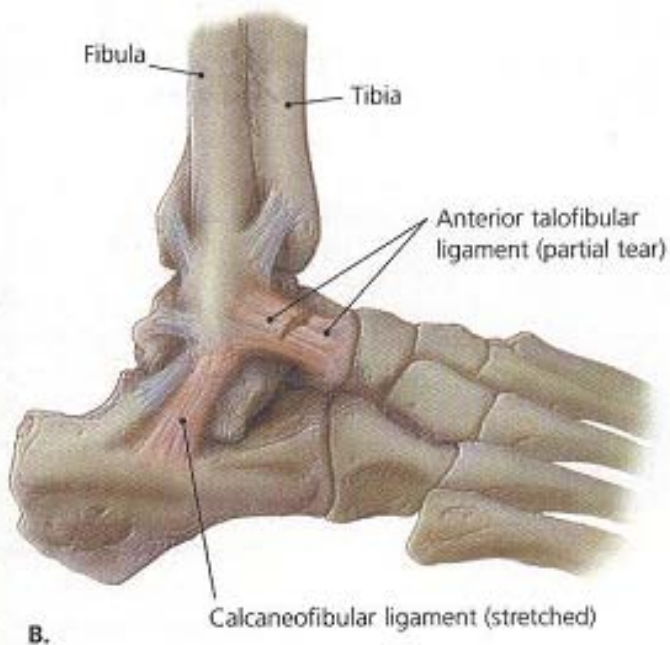
**Příloha 10. STUPNĚ PORANĚNÍ HLEZENNÍHO KLOUBU (Wolfe, W a et al., 2001)**

LEGENDA:

1. – Stupeň I je charakterizován „natažením“ ligamentum fibulotalare anterius a ligamentum calcaneofibulare.

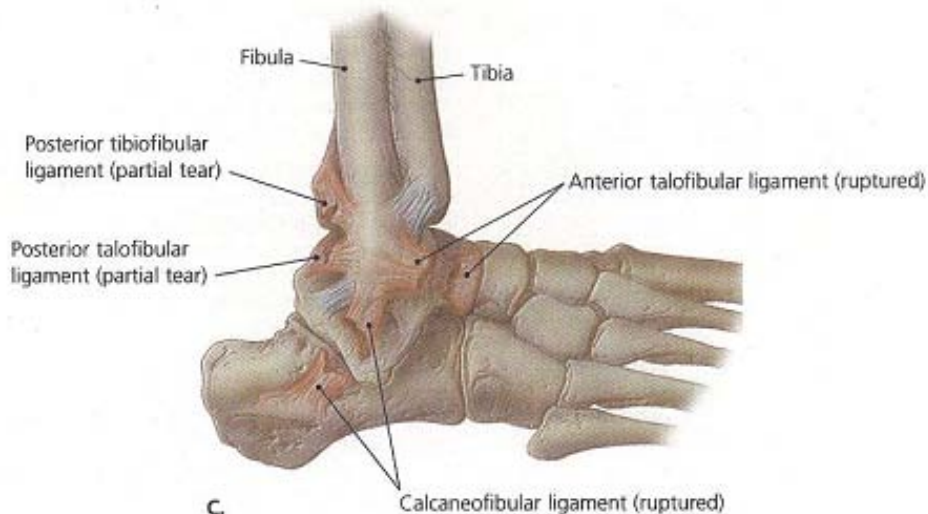


2. – Stupeň II: ligamentum fibulotalare anterius je částečně natrženo a ligamentum calcaneofibulare je pouze „nataženo“.



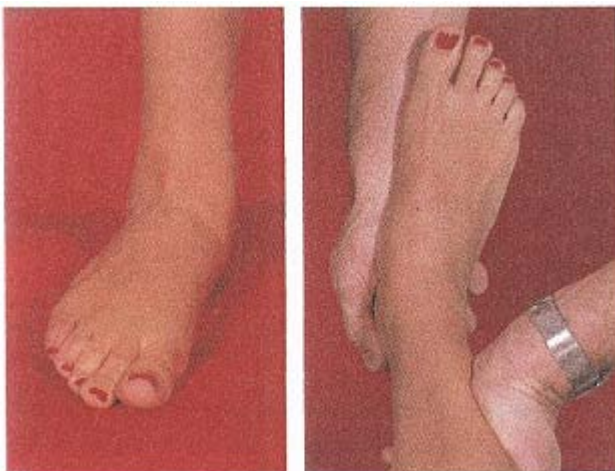


**Příloha 11a. STUPNĚ PORANĚNÍ HLEZENNÍHO KLOUBU (Wolfe, W a et al., 2001)**



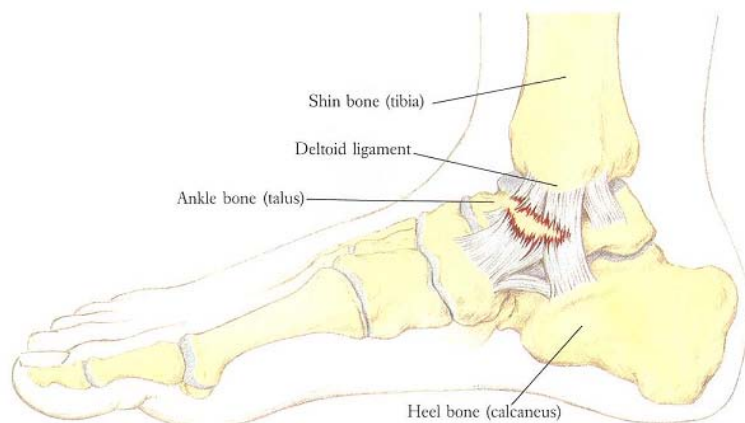
3. LEGENDA: *Stupeň III: dochází k ruptuře ligamentum fibulotalare anterius a ligamentum calcaneofibulare a k parciální ruptuře ligamentum fibulotalare posterius a ligamentum tibiofibulare.*

**Příloha 11b. PORANĚNÍ LIGAMENTUM DELTOIDEUM (Peterson, L., Renström, P., 1986)**



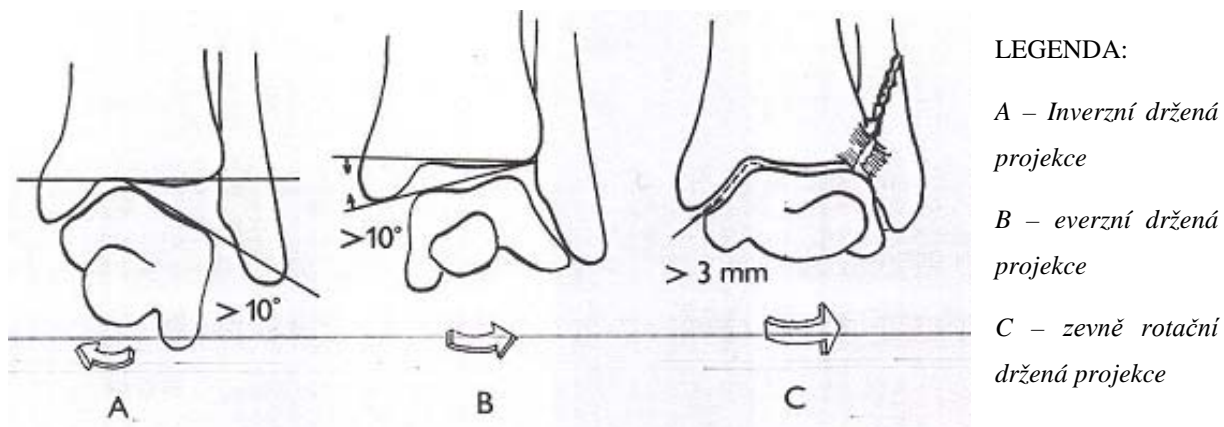
1) LEGENDA: *Mechanisms úrazu: abdukce, pronace a dorzální flexe akra nohy*

2) LEGENDA: *Vyšetření při podezření na rupturu ligamentum deltoideum*



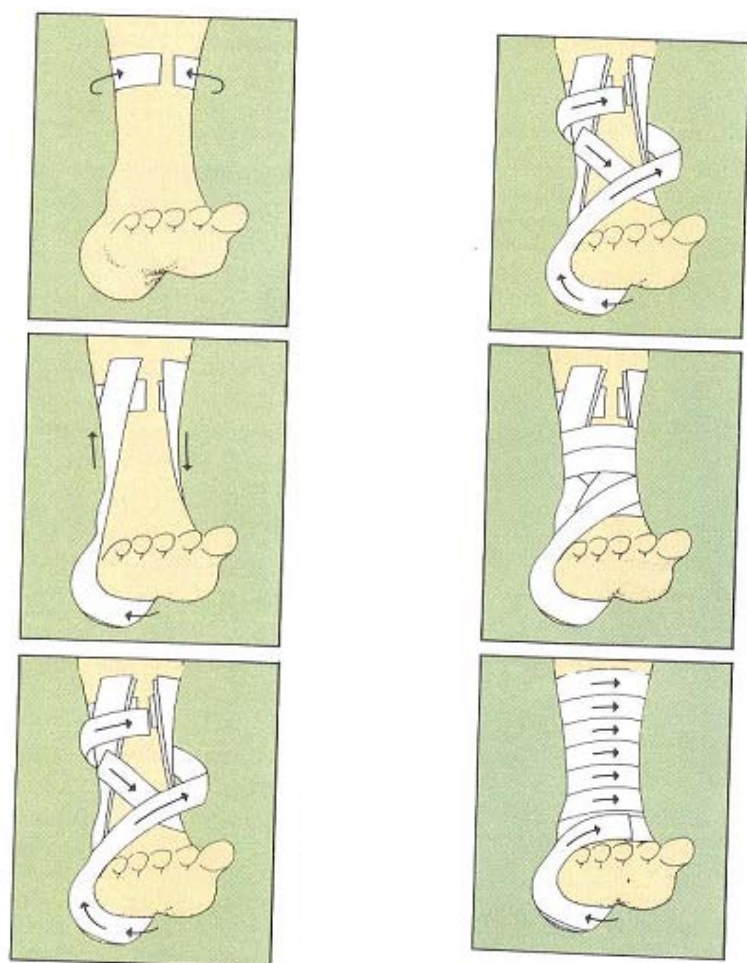
3) LEGENDA: *Ruptura ligamentum deltoideum*

**Příloha 12a. RTG VYŠETŘENÍ HLEZENÍHO KLOUBU (Dungl, P., 1989)**

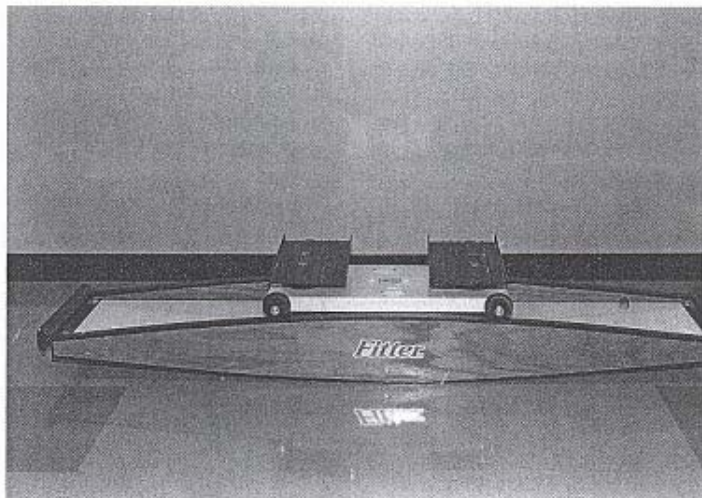


Při ruptuře zevních vazů dochází k „rozklopení“ hlezenního kloubu a nad  $10^\circ$  je indikována chirurgická intervence a sutura zevních postranních vazů – nejčastěji předního fibulotalárního a fibulokalkaneárního vazů (Koudela, K., 2002). Rozšíření mediální štěrbiny nad 3 mm ukazuje na přetržení hluboké porce deltového vazů (Dungl, P., 1989)

**Příloha 12b. IMOBILIZACE PORANĚNÉHO HLEZNA, NÁSLEDKEM DISTORZE, POMOCÍ ADHEZIVNÍCH PRUHŮ (Peterson, L., Renström, P., 1986)**



**Příloha 13a. FITTER (Sammarco, G., 1995)**



**Příloha 13b. MALÁ NOHA PODLE METODIKY SENZOMOTORICKÉ STIMULACE (Janda, V., Vávrová, M., 1992)**



LEGENDA:

*Jedná se o vymodelování, zkrácení a zúžení chodidla v podélné i příčné ose při natažených prstech*

**Příloha 13c. PŘÍKLADY ORTÉZ HLEZENNÍHO KLOUBU (Foto: archív autora)**



LEGENDA: *Funkční ortézy hlezenního kloubu*



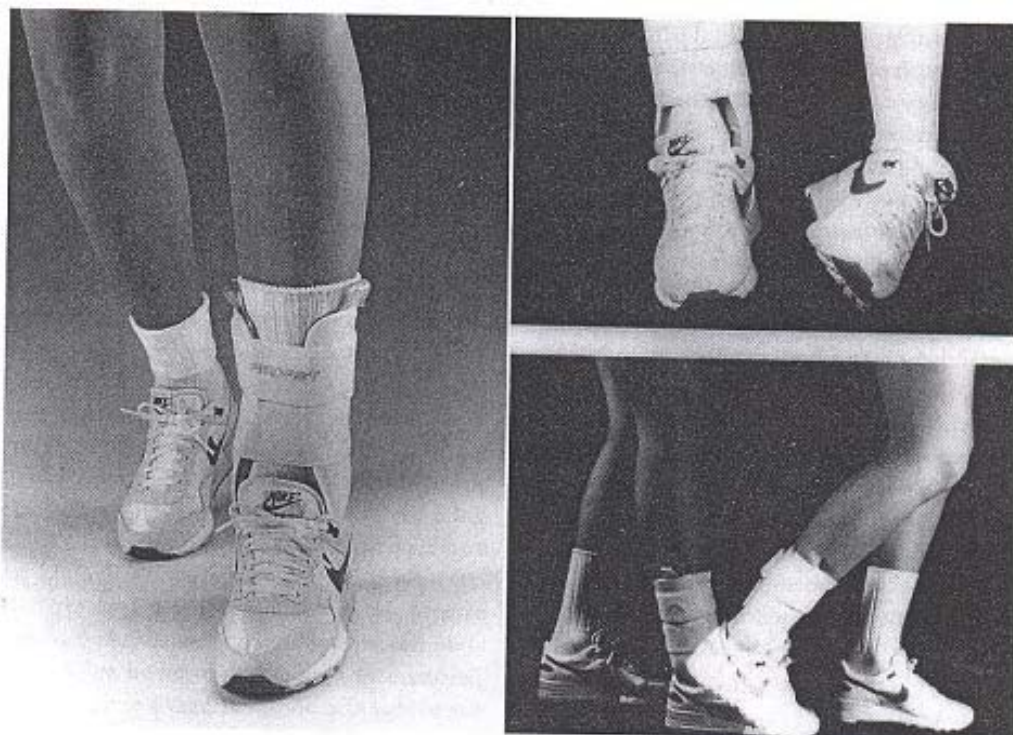
**Příloha 14a. PŘÍKLADY ORTÉZ HLEZENÍHO KLOUBU (Foto: archív autora)**



LEGENDA:

*Rehabilitační ortéza hlezenního kloubu*

**Příloha 14b. ORTÉZA HLEZENÍHO KLOUBU (Sammarco, G., 1995)**





**Příloha 15a. TAPE HLEZENÍHO KLOUBU (Foto: archív autora)**

*(Tape převzat od: Kase K., Hashimoto, T., Okane, T., 1998)*



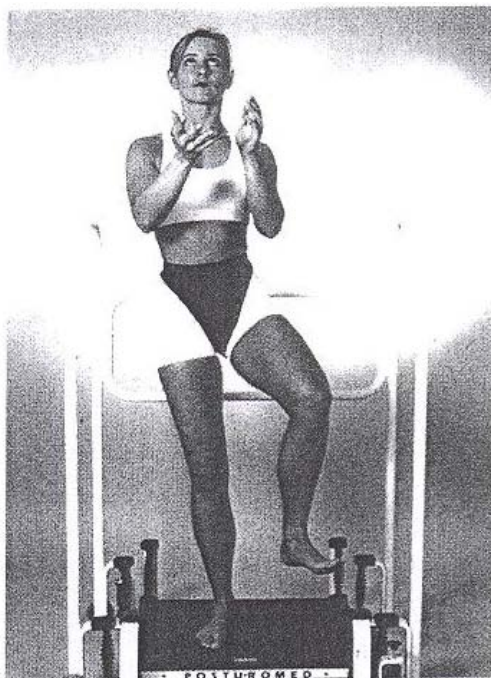
**Příloha 15b. CVIČENÍ NA VÁLCOVÉ ÚSEČI (Janda, V., Vávrová, M., 1992)**



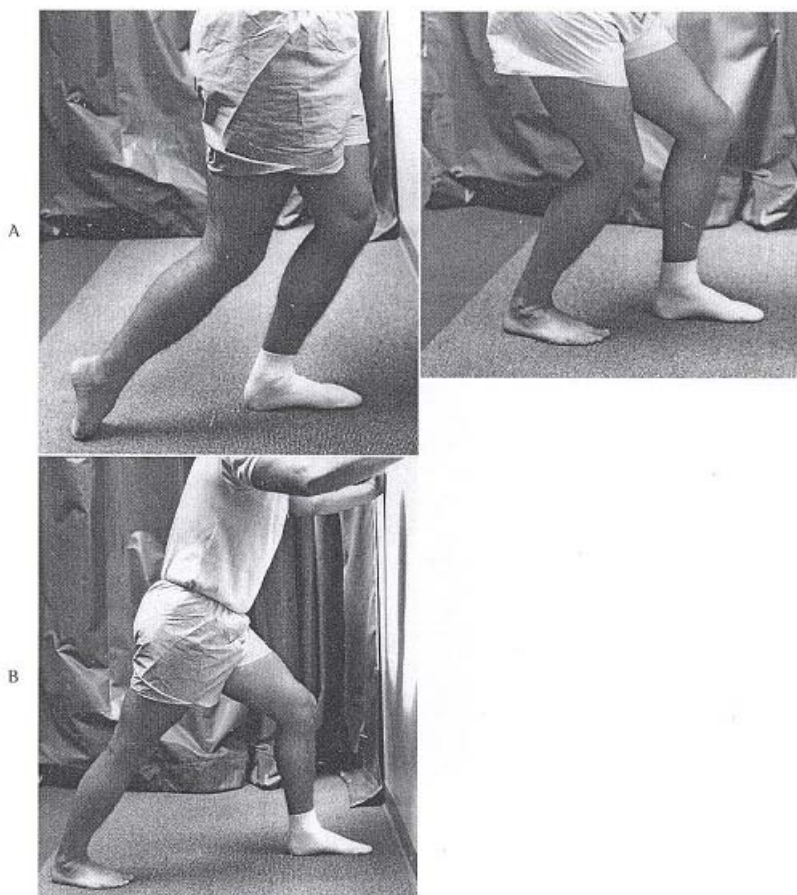
LEGENDA:

*Korigovaný stoj na válcové úseči na obou dolních končetinách v předozadním, bočním a diagonálním směru s postupným zvyšováním náročnosti cvičení.*

**Příloha 16a. POSTUROMED (Rašev, E., 1995)**



**Příloha 16b. PROTAŽENÍ SVALŮ BÉRCE (Sammarco, G., 1995)**

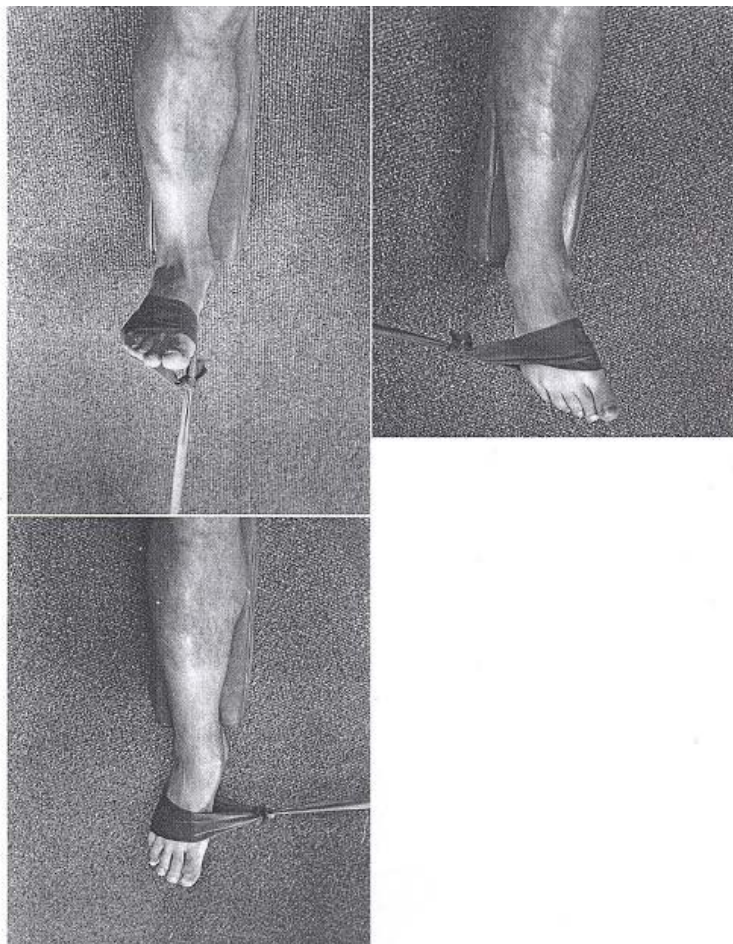


*LEGENDA:*

*A: protažení dorzálních flexorů  
nohy*

*B, C: protažení m. triceps surae*

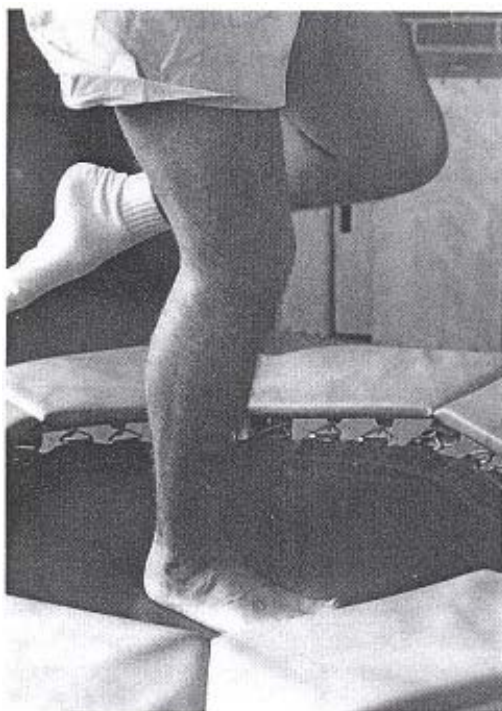
**Příloha 17a. AKTIVNÍ CVIČENÍ S VYUŽITÍM THERABANDU (Sammarco, G., 1995)**



**Příloha 17b. POSILOVÁNÍ SVALŮ V OKOLÍ HLEZENÍHO KLOUBU (Sammarco, G., 1995; Peterson, L., Renström, P., 1986)**



***Příloha 18. VYUŽITÍ TRAMPOLÍNY V RÁMCI SENZOMOTORICKÉ STIMULACE  
(Peterson, L., Renström, P., 1986)***





**Příloha 19. NAMĚŘENÉ STŘEDNÍ HODNOTY SVALOVÉ AKTIVITY ZA RŮZNÝCH POSTURÁLNÍCH SITUACÍ NA POLYELEKTROMYOGRAFU – KONTROLNÍ SKUPINA (jednotky  $\mu V$ )**

	extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m. PL
Klid sed	27,7	19,9	23,1	17,8	22,1
	36,9	100,7	11,9	12,5	8,4
	24,7	12,7	7,5	6,8	15,5
	51,4	123,6	10,6	15,6	7,6
	25,1	46,1	13,3	7,7	12,7
	23,9	63,3	10,9	14,7	49,2
	74,1	42	13,2	18,4	15,9
	179,8	170,9	64,2	22,4	52,9
	33,8	53,9	9,7	25	15,8
klid stoj	19,7	81,1	20,2	26,9	20,4
	127,9	81,5	20,8	106,8	85,4
	14,2	58	7,3	22	13,2
	49,7	42,3	185,3	28,4	12,2
	24,7	348,8	12,2	117,4	97
	62,4	181,8	27	16,3	49,6
	57,6	126,6	32,2	33,2	46,9
	76,4	29,4	44,9	92,9	46,4
	22,6	83,6	15,4	40,5	13,2
Véle test	125,9	557,9	37,1	120	185,8
	61,5	309,9	24,6	267,8	106,7
	53	276,7	24,3	74,3	213,7
	127,1	383,3	33,5	292,5	65,1
	117,9	463,5	195,8	328,9	289
	206,1	796,2	53,1	34,9	64,2
	133	343,2	91,2	79,1	66,4
	209,4	1212	64,6	163,1	88,1
	94,4	311,3	67,2	356,3	53,9
stoj 1 DK	70,3	183,3	353,7	109,4	113,2
	165,8	401,4	129	177,6	98,8
	102,3	250,2	162,4	559,9	426,8
	157,6	137,1	139,2	28,4	26,5
	175,1	151,1	44,3	141,6	39,2
	304	1216	96,8	320	286,1
	394,3	411,8	185,6	154,9	219,6
	444,6	1304,5	172,6	273,9	123,4
	98,9	311,8	98	79,4	113,9
chůze	418,2	473,8	215,7	364,6	146,8
	193,6	226,7	171,3	388,9	212,2
	895,1	704,1	203,2	270	298,5
	708,2	1175,3	226,7	421	342,5
	221,9	564	188,4	371,1	213,6
	1044,4	422,5	150,5	225,9	93
	240,5	686,4	132,8	467,1	274,6
	613,2	426,6	218,5	600,8	211,3
	474	232,2	119,5	249,1	99,3

**Příloha 20. VYPOČTENÉ HODNOTY MEDIÁNŮ A SMĚRODATNÝCH ODCHYLEK  
(SD) – zaokrouhлено, PRO JEDINCE Z KONTROLNÍ SKUPINY**

		extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m.PL
klid sed	median	33,8	53,9	11,9	15,6	15,8
	SD	50,3	51,8	17,8	6,1	16,9
klid stoj	median	49,7	81,5	20,8	33,2	46,4
	SD	36,3	99	55,4	39,9	31,6
Véle test	median	125,9	383,3	53,1	163,1	88,1
	SD	54,7	307,5	53,6	121,9	83,6
stoj PDK/LDK	median	165,8	311,8	139,2	154,9	113,9
	SD	135,6	451	87,0	161	128,7
chůze	median	474	473,8	188,4	371,1	212,2
	SD	304,9	290,7	39,3	117,8	86,2

**Příloha 21. NAMĚŘENÉ STŘEDNÍ HODNOTY SVALOVÉ AKTIVITY ZA RŮZNÝCH POSTURÁLNÍCH SITUACÍ NA POLYELEKTROMYOGRAFU – SKUPINA DISTORZE, PORANĚNÁ NOHA (jednotky  $\mu V$ )**

	extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m.PL
Klid sed	106,5	35,7	11,5	9,2	9,7
	76,3	65,4	24,5	23,6	128,9
	39	72,5	147,8	7,2	94,4
	27,4	25,1	11	10,7	18,9
	46	261,4	56,6	10,5	84,2
	16,8	167,5	8,1	11,6	11,8
	18,4	45,7	8,3	9,1	10,7
	33,5	103,9	35,7	14,4	29,8
	22,3	21,2	15,1	17	20,4
81,9	42,1	109,2	71,7	31,5	
klid stoj	114,4	77,1	27,1	36,3	21,8
	31,7	89,8	15,1	63,8	7
	13,7	64	11,2	46,4	25,5
	89,9	153,6	23,8	27,8	66,7
	23,3	220,7	10,9	20,6	10,8
	81,3	270,4	17,5	41,3	17,9
	230,4	32,1	16,1	157,3	26,7
	22	361,7	9,1	51,5	27,3
	40,7	296,6	201,2	42	128,5
48,5	124,8	27,6	26,5	11,8	
Véle test	179,4	172,1	255,2	62,7	130,8
	176,4	935,9	34,8	93,4	203,8
	113	631,1	150,2	274	119,6
	82,1	491,3	42,3	221	223,4
	162,4	548,6	34,8	298	132,1
	92,9	668,6	26,2	422,1	28,8
	173,8	576,3	24,2	224,3	72
	152,8	275,8	43,1	232,7	239,4
	36,8	177,4	19,5	247,8	87,3
251,5	579,8	202,1	547,5	120,8	
stoj 1 DK	197,4	270,1	427,6	85,4	140,6
	212,9	221,3	72,9	113,3	62,6
	68	140,5	137,3	69,4	84,3
	271,1	865,3	114,7	129,4	90,1
	330	376	213,8	168,7	179,1
	148,5	344,2	77,8	141,6	56,3
	64,8	106	88,1	61,6	60,6
	214,7	833,4	316,6	191,5	205,7
	240,1	385,8	47,7	176,1	79,4
143,2	233,5	323,4	95,2	141,9	
chůze	429	1061,9	220,9	119,9	325,1
	240,6	1909,4	235,7	265,2	602,9
	579,1	569,2	506,8	288,4	258,5
	545,9	638,8	119,5	532,4	128,7
	206,3	488	447,5	378	288,5
	292,6	192,1	292,9	368,3	139,8
	912,6	591,4	330,3	884,7	411,7
	554,2	749,4	240	595,2	218,3
	478,5	222,1	240,4	303,8	229,9

**Příloha 22. VYPOČTENÉ HODNOTY MEDIÁNŮ A SMĚRODATNÝCH ODCHYLEK (SD) – zaokrouhлено, PRO JEDINCE ZE SKUPINY DISTORZE – PORANĚNÁ NOHA**

		extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m.PL
klid sed	median	36,25	55,55	19,8	11,15	25,1
	SD	30,9	76,2	48,5	5,1	42,5
klid stoj	median	44,6	139,2	16,8	41,65	23,65
	SD	65,5	112,1	58,4	39,3	37
Véle test	median	157,6	562,45	38,55	240,25	125,8
	SD	61,5	238,5	86,2	141,8	67,8
stoj PDK/LDK	median	205,15	307,15	126	121,35	87,2
	SD	84,5	265,3	131,5	45,8	53,2
chůze	median	478,5	591,4	240,4	368,3	258,5
	SD	216,8	519,4	120	225,9	146,7



**Příloha 23. NAMĚŘENÉ STŘEDNÍ HODNOTY SVALOVÉ AKTIVITY ZA RŮZNÝCH POSTURÁLNÍCH SITUACÍ NA POLYELEKTROMYOGRAFU – SKUPINA DISTORZE, ZDRAVÁ NOHA (jednotky  $\mu V$ )**

	extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m.PL
Klid sed	115	82	13,7	10,8	19,3
	67,9	79,2	40,8	9,8	34,6
	36,1	288	112,1	142,2	90,3
	26,3	34,3	30,6	10,5	22,1
	29,2	168,4	37,8	16,6	21,2
	22	24,8	20,5	10,6	12
	15,5	86,8	11,3	12,3	59,4
	18,5	53	13,5	11,7	14,9
	27	28,3	30,6	11,1	9,1
	36	47,1	49,2	19,5	37,9
klid stoj	52,6	280,5	28,4	50,7	52,7
	18,6	47,2	16	131,9	19,5
	15,6	64,5	10,8	54,3	60,9
	24,6	306,9	14,1	92,8	40,5
	91	206,8	16,8	244,5	35,3
	18,2	138,3	13,1	47,2	22,5
	316,1	69,7	14,2	76	31,1
	39	107,7	39,6	57	42,8
	49,7	151,2	137,9	184,5	108,8
	76,6	299,8	13,3	29,7	38,9
Véle test	130,7	305,6	233,6	73,1	169,1
	493,3	693,4	84,6	450,7	174,1
	237,8	694	40,3	228,4	100,1
	108	461,4	51,6	1073,4	417,3
	289,7	344,3	70,1	189	72,8
	76,4	313,1	22,1	495	27,6
	290	1055,4	66,4	612,8	189,1
	161,4	437,6	83,6	258,1	226,5
	45,4	211,1	26,2	124,9	132,2
	93	543,3	96,7	326,9	88,6
stoj 1DK	184,3	70,9	265,5	98,6	94
	135	169,5	185,5	118,3	132,4
	56,7	197,1	153,6	24,8	40
	235	455,4	54,8	72,8	34,3
	329,4	437,7	360,9	175,3	161,3
	153,3	113,8	190,6	116,8	259,4
	103	550,4	190,3	24,5	103,3
	87	179	172,1	34	107,4
	178,4	685,6	226,3	764	422,9
	292,1	217,9	233,8	116,7	292,1
chůze	410,8	678,7	217,7	273	214,8
	353,1	446,2	262,3	985,3	1108,1
	473,4	869	667,7	932,2	385,4
	372,3	1516,1	169,4	622,1	328,1
	382,7	1106,9	333,4	326,3	339,7
	311,9	276,6	372,4	310,4	267,9
	448,3	456,4	254,5	619,2	151,3
	335	782,8	217	330	233,3
	631,7	544,1	329,4	188,9	373,2

**Příloha 24. VYPOČTENÉ HODNOTY MEDIÁNŮ A SMĚRODATNÝCH ODCHYLEK  
(SD) – zaokrouhлено, PRO JEDINCE ZE SKUPINY DISTORZE – ZDRAVÁ NOHA**

		extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m.PL
klid sed	median	28,1	66,1	30,6	11,4	21,65
	SD	30,3	81,6	29,6	41,1	25,3
klid stoj	median	44,35	144,75	15,1	66,5	39,7
	SD	90,1	100,3	38,8	69,6	25,6
Véle test	median	146,05	449,5	68,25	292,5	150,65
	SD	136,8	251,8	60,3	296,2	108,7
stoj PDK/LDK	median					
		165,85	207,5	190,45	107,65	119,9
chůze	SD	88,3	208,2	79,1	219,6	123,6
	median	382,7	678,7	262,3	330	328,1
	SD	96,9	383,9	147,9	294,5	284,6

**Příloha 25. NAMĚŘENÉ HODNOTY DIFERENCE SVALOVÉ AKTIVITY MEZI PRAVOU A LEVOU NOHOU ZA RŮZNÝCH POSTURÁLNÍCH SITUACÍ NA POLYELEKTROMYOGRAFU –KONTROLNÍ SKUPINA, v %**

	extenzory	flexory	m.TA	m.soleus	m.PL
Klid sed	23	16,7	56,2	18,9	10,8
	0,9	28,6	25,1	22,1	55
	59,9	17,8	20	19,9	38,5
	3,8	23,5	31	18,9	33,2
	19,4	68,3	40	39,6	58,8
	43	44,4	65,5	49,5	76,3
	6	58,5	33,4	25,9	29
	32,9	24,1	48,3	4	85,8
	47,8	33,2	32	9,3	0,7
klid stoj	59,9	1,4	41	18,8	8,9
	65,6	42,6	22,9	6,1	40,1
	36	14,2	24,5	7,4	9,4
	27,1	35,1	90,9	38,1	49,9
	87,3	26,4	66,6	27,7	81,9
	44,1	51,5	59,1	45,3	74,2
	47,8	14,5	15,7	18,1	24,7
	11,2	17,1	18,4	21,6	3,1
	10,2	47,9	15,2	5	32,6
Véle test	20,6	29,6	52,6	69,6	4
	20,9	14,3	29,3	36,6	45,3
	16,8	17,4	8,5	64,7	6,8
	1,8	5,3	14,1	19,1	2
	47,4	10,7	66,3	7	69,9
	39,8	26	15,6	38,5	27,9
	41,5	14,4	47,3	5,8	10,9
	66,5	12,5	11,3	28,3	52,1
	13,8	21,7	48,8	35,1	31,2
stoj 1 DK	26,4	60,2	81,4	31,8	13,8
	32,2	22,4	33,1	2,6	10,4
	10,8	27,9	15,3	2,5	57,3
	61	23	41,9	31	43,8
	19	24,8	16,5	5,8	80,6
	49,3	2	8,5	43,9	14,7
	5,4	1,3	1,6	6	4,6
	41,9	61,9	18,9	41,2	32,6
	11,2	34,7	4,2	44,5	55,8
chůze	23,1	17,2	22,4	46,4	35,6
	5,6	62	17,2	6,5	31,5
	48,2	52,1	27,8	19,9	7,6
	36,8	48,5	23,8	17,8	23,6
	5,5	57,7	57,8	15,5	39,7
	3	15,9	15,8	3,2	9,2
	33	7,8	55,4	1,7	52,3
	8,9	5,4	24,9	14,9	4,6
	13,2	8,5	37,3	5,3	90,9

**Příloha 26a. VYPOČTENÉ HODNOTY MEDIÁNŮ DIFERENCE (%) A SMĚRODATNÝCH ODCHYLEK (SD) – zaokrouhleno, PRO JEDINCE Z KONTROLNÍ SKUPINY**

		extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m.PL
klid sed	median	23	28,6	33,4	19,9	38,5
	SD	21	18,3	14,9	14	28,4
klid stoj	median	44,1	26,4	24,5	18,8	32,6
	SD	25,4	17,4	27,1	14,2	28,4
Véle test	median	20,9	14,4	29,3	35,1	27,9
	SD	20,2	7,7	21,5	22,4	24,1
stoj PDK/LDK	median	26,4	24,8	16,5	31	32,6
	SD	19,1	21,4	25	18,7	26,2
chůze	median	13,2	17,2	24,9	14,9	31,5
	SD	16,3	23,8	15,6	13,7	27,1

**Příloha 26b. NAMĚŘENÉ HODNOTY DIFERENCE SVALOVÉ AKTIVITY MEZI PRAVOU A LEVOU NOHOU ZA RŮZNÝCH POSTURÁLNÍCH SITUACÍ NA POLYELEKTROMYOGRAFU –SKUPINA DISTORZE, v %.**

	extenzory	flexory	m. TA	m. soleus	m. PL
Klid sed	7,4	56,4	16,5	15,2	50
	11,1	17,4	39,9	58,3	73,1
	7,4	74,8	24,2	95	4,4
	3,9	27	64	2,3	14,5
	36,4	35,6	33,2	36,5	74,8
	23,9	85,2	60,5	8,1	2,2
	15,7	47,4	25,9	26,2	82
	44,7	49	62,1	18,9	50
	17,6	25,1	50,6	34,8	55,2
	56	10,7	55	72,9	16,8
klid stoj	54	72,5	4,3	28,4	58,7
	41,4	47,4	5,1	51,6	64,3
	12,3	0,8	3,5	14,6	58,1
	72,6	49,9	40,7	70	39,3
	74,4	6,3	35,5	91,6	69,3
	77,6	48,8	24,9	12,5	20,7
	27,1	53,9	12	51,7	14,1
	43,6	70,2	77	9,7	36,2
	18,2	49	31,4	77,2	15,3
	36,8	58,4	52,1	10,6	69,6
Véle test	27,2	43,7	8,5	14,2	22,6
	64,2	25,9	58,9	79,3	14,6
	52,5	9,1	73,2	16,7	16,3

	extenzory	flexory	m. TA	m. soleus	m. PL
Véle test	24	6,1	18	79,4	46,5
	44	37,2	50,3	36,6	44,9
	17,7	53,2	15,6	14,7	4,1
	40,1	45,4	63,5	63,4	61,9
	5,3	37	48,5	9,8	5,4
	18,9	16	25,7	49,6	33,9
	63	6,3	52,1	40,3	26,6
stoj 1 DK	6,6	73,8	37,9	13,4	33,2
	36,6	23,4	60,7	4,2	52,7
	16,7	28,7	10,7	64,2	52,5
	13,3	47,4	52,2	43,8	61,9
	0,2	14,1	40,8	3,8	9,9
	3,2	66,9	59,1	17,6	78,3
	37,1	80,7	53,7	60,2	41,3
	59,5	78,5	45,6	82,3	47,8
	51	6,7	26,1	18,4	51,4
	25,7	43,7	78,9	77	81,2
chůze	4,3	36,1	1,4	56,1	33,9
	31,9	76,6	10,1	73,1	45,6
	18,2	34,5	24,1	69,1	34,6
	31,8	57,9	29,5	14,4	86,1
	46,1	55,9	25,5	13,7	15,1
	6,2	30,5	21,4	13,3	47,8
	50,9	22,8	22,9	30	63,2
	39,6	4,3	9,6	44,6	6,4
	24,3	59,2	27	37,8	38,4

**Příloha 27. VYPOČTENÉ HODNOTY MEDIÁNŮ DIFERENCE (%) A SMĚRODATNÝCH ODCHYLEK (SD) – zaokrouhleno, PRO JEDINCE ZE SKUPINY DISTORZE**

		extenzory	flexory	m.TA	m. soleus	m.PL
klid sed	median	16,65	41,5	45,25	30,5	50
	SD	17,7	24,4	17,5	29,9	30,4
klid stoj	median	42,5	49,45	28,15	40	48,7
	SD	23,5	24	24	30,7	22,3
Véle test	median	33,65	31,45	49,4	38,45	24,6
	SD	20,2	17,6	22,6	26,9	19
stoj 1 DK	median	21,2	45,55	48,9	31,1	51,95
	SD	20,5	27,6	19,1	30,6	20,8
chůze	median	31,8	36,1	22,9	37,8	38,4
	SD	16,4	22,2	9,6	23,4	23,9

**Příloha 28. UKÁZKA PROTOKOLU VYŠETŘENÍ PACIENTA NA PŘÍSTROJI  
BALANCE MASTER (proband z kontrolní skupiny)**

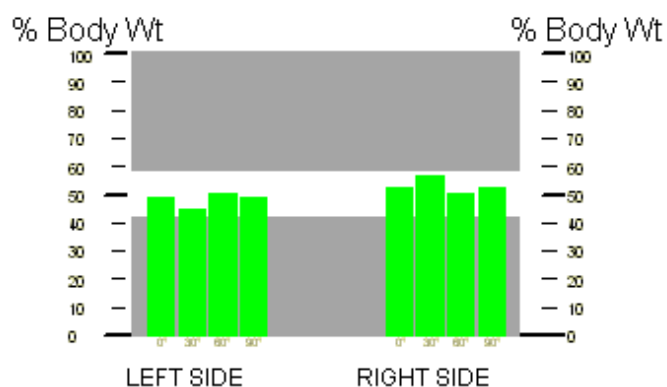
Klinika rehabilitace  
FN Motol

Name: Hanžlová, Eva  
ID: ATID00412  
Date of Birth: 24/7/1983  
Height: 176 cm  
Comments:

Diagnosis: Kontr.skup.dist.  
Operator: Not Specified  
Referral Source: Not Specified

File: FD412.DRX  
Date: 12/10/2006  
Time: 8:15:46

**Weight Bearing/Squat**



Percentage Weight Bearing

Angle	Left	Right
0°	48	52
30°	44	56
60°	50	50
90°	48	52

**Data Range Note:**

User Data Range: 20--39

Post Test Comment:

**Příloha 29. PROTOKOL VYŠETŘENÍ PACIENTA NA PŘÍSTROJI BALANCE MASTER  
(distorze levého hlezna 30.11.2006, elastická bandáž)**

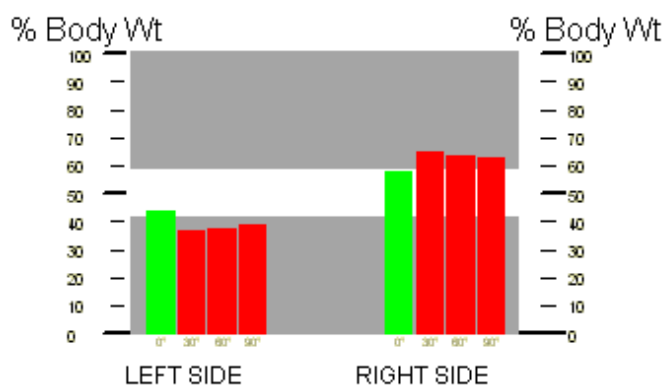
Klinika rehabilitace  
FN Motol

Name: Kašpárek, Josef  
ID: ATID00473  
Date of Birth: 15/11/1978  
Height: 178 cm  
Comments:

Diagnosis: Kontr.skup.dist.  
Operator: Not Specified  
Referral Source: Not Specified

File: FD473.DRX  
Date: 11/12/2006  
Time: 13:15:02

**Weight Bearing/Squat**



Percentage Weight Bearing

Angle	Left	Right
0°	43	57
30°	36	64
60°	37	63
90°	38	62

**Data Range Note:**  
User Data Range: 20--39  
Post Test Comment:

NeuroCom System Version 8.0.3, Copyright © 1989–2007 NeuroCom® International Inc. All Rights Reserved.

(Poznámka: Všichni probandi (z kontrolní skupiny i pacienti po distorzi) byly pro naši potřebu uvedeni pod diagnózou Kontr.skup.dist.)



**Příloha 30. PROTOKOL VYŠETŘENÍ PACIENTA NA PŘÍSTROJI BALANCE MASTER**  
**(distorze pravého hlezna 23.2.2007, fixace ortézou)**

Klinika rehabilitace  
 FN Motol

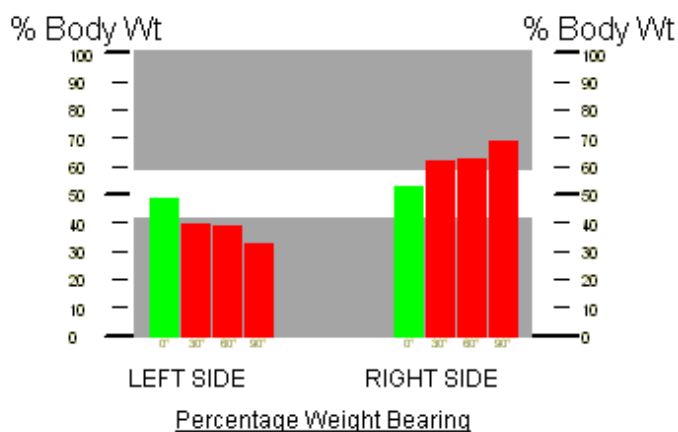
Name: Hlinka, Petr  
 ID: ATID00558  
 Date of Birth: 25/3/1976  
 Height: 197 cm

Comments:

Diagnosis: Kontr.skup.dist.  
 Operator: Not Specified  
 Referral Source: Not Specified

File: FD558.DRX  
 Date: 20/3/2007  
 Time: 7:57:28

**Weight Bearing/Squat**



**Data Range Note:**

User Data Range: 20--39

Post Test Comment:

NeuroCom System Version 6.0.3, Copyright © 1989–2007 NeuroCom® International Inc. All Rights Reserved.

(Poznámka: Všichni probandi (z kontrolní skupiny i pacienti po distorzi) byly pro naši potřebu uvedeni pod diagnózou Kontr.skup.dist.)