

Univerzita Karlova

Fakulta tělovýchovy a sportu

Katedra fyzioterapie

**LIGAMENTUM TALOFIBULARE ANTERIUS A JEHO VLIV NA
STABILITU HLEZNA**

DIZERTAČNÍ PRÁCE

Autor: Mgr. Eva Kalvasová

Školitel: doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Obor: Kinantropologie

Praha 2009

0

Jméno a příjmení autora: Mgr. Eva Kalvasová

Název dizertační práce: Ligamentum talofibulare anterius a jeho vliv na stabilitu hlezna

Pracoviště: Klinika fyzioterapie FTVS UK

Školitel: doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Rok obhajoby dizertační práce: 2009

ABSTRAKT

Úvod: Nejčastěji poraněné ligamentum hlezna je ligamentum talofibulare anterius (ATFL). Ochrannou funkci ligamenta ovlivňuje různé postavení nožních segmentů během jednotlivých fází chůze, ale také nesprávné postavení těchto segmentů.

Cíl: Popis vlivu ligamenta talofibulare anterius na stabilitu hlezna při chůzi a stojí. Polemika o optimálním terapeutickém přístupu k distorzi laterálních ligament a instability hlezna na základě zjištěných informací zveřejněných studií na toto téma.

Metoda: Tématická analýza

Výsledek: Postavení jednotlivých segmentů nohy a bérce ovlivňuje funkci ligament hlezna. Chybné postavení nožních segmentů staví ligamenta do pozic, ve kterých nemohou optimálně vykonávat svou ochrannou úlohu a může dojít ke vzniku nestability i z netraumatické příčiny, která však vyústí v úraz hlezna. Optimální terapeutické řešení instabilit hlezna vyžaduje globální přístup zajišťující aktivaci všech složek, podílející se na udržování stability.

Závěr: Ochranná funkce ligamenta talofibulare anterius je narušena s patologickou změnou postavení nožních segmentů při poruchách hybných stereotypů.

Klíčová slova: poranění laterálních ligament hlezna, ligamentum talofibulare anterius, laterální instabilita hlezna, dynamická posturální stabilita.

Souhlasím s půjčováním dizertační práce v rámci knihovních služeb.

Autor's first name and surname: Mgr. Eva Kalvasová

Title of the doctoral thesis: Anterior talofibulare ligament and its influence on the stability of the ankle.

Workplace: Institute of fyziotherapy FTVS UK

Supervisor: doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

The year of the presentation: 2009

ABSTRACT:

Introduction: The anterior talofibular ligament (ATFL) lesion is the most frequent injury of the ankle joint. The ATFL protective function is changed during gait and is influenced by the incorrect foot position as well.

Objective: The objective is to describe the influence of ATFL on the ankle stability during gait and standing. The polemic discuss the optimal therapeutic treatment of the lateral ankle ligaments injury and the ankle instability.

Methods: Thematic analysis

Results: The foot segments position and the position of crus affects the function of ATFL. The ligament function is impaired by incorrect position of foot segments. In consequence the ligament cannot protect the ankle joint and the ankle joint instability and potential injury can occur. The optimal therapeutic treatment for ankle instability requires global approach to activate all components participating on postural stability.

Conclusion: The ATFL protective function is impaired by pathological changes in the foot segments position as a result of disturbed stereotype movements.

Key words: lateral ankle injury, anterior talofibular ligament, lateral ankle instability, dynamic postural stability.

I agree the thesis paper to be lent within the library services.

Touto cestou bych chtěla poděkovat doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. za odborné vedení práce a za četné rady, které mi pomohly orientovat se v problematice dizertační práce.

Prohlašuji, že jsem tuto dizertační práci vypracovala samostatně pod vedením školitelky doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc. a použila jsem pouze uvedenou literaturu.

OBSAH

1. ÚVOD	8
2. METODOLOGIE	10
2.1. Cíle práce	10
2.2. Metoda	10
2.3. Review literatury	10
2.3.1. <i>Sběr a identifikace dat</i>	10
2.3.2. <i>Třídění a syntéza dat</i>	10
2.3.3. <i>Výsledek vyhledávání v literatuře</i>	11
3. FUNKČNÍ ANATOMIE A KINEZIOLOGIE NOHY A BÉRCE	17
3.1. Bércové kosti	17
3.1.1. <i>Tibia</i>	17
3.1.2. <i>Fibula</i>	18
3.2. Noha	19
3.2.1. <i>Anatomické a funkční členění hlezna a nohy</i>	19
3.2.2. <i>Zánártní kosti</i>	20
3.2.3. <i>Nártní kosti</i>	24
3.2.4. <i>Kosti prstců</i>	25
3.2.5. <i>Funkce kloubního a ligamentózního systému nohy</i>	26

3.3. Svaly bérce a nohy	38
3.3.1. Svaly bérce	38
3.3.2. Svaly nohy	39
3.4. Klenba nohy	41
3.5. Terminologie pohybů a vzájemných postavení jednotlivých částí nohy	43
3.6. Funkce ligamenta colaterale laterale	47
3.7. Funkční anatomie ATFL ve vztahu k poraněním hlezna	51
3.7.1. Morfologický aspekt ATFL	52
3.8. Zatížení nohy ve stoji	55
3.9. Chůze	58
3.9.1. Zatížení dolní končetiny při chůzi	58
3.9.2. Krokový cyklus a stav ATFL během jednotlivých období chůze	60
3.10. Anatomická nomenklatura	66
4. STABILITA A INSTABILITA	68
4.1. Segmentální instabilita	71
5. DISTORZE A LATERÁLNÍ INSTABILITA HLEZNA	74
5.1. Distorze a akutní instabilita hlezna	74
5.1.1. Stupně poranění	75
5.2. Patomechanika úrazu hlezna a nohy	78
5.2.1. Patomechanika akutního poranění laterálních ligament hlezna	81
5.3. Diagnostika distorzí	84
5.3.1. Anamnéza	84

5.3.2. <i>Klinické vyšetření</i>	85
5.3.3. <i>Přístrojová vyšetření ligament</i>	93
5.4. <i>Komplikace distorzí</i>	96
5.5. <i>Laterální instabilita hlezna</i>	96
5.5.1. <i>Mechanická laterální instabilita hlezna</i>	97
5.5.2. <i>Funkční laterální instabilita hlezna</i>	104
5.6. <i>Hojení ligament</i>	108
5.7. <i>Léčba distorzí a laterální instability</i>	111
5.7.1. <i>Konzervativní léčba</i>	112
5.7.2. <i>Chirurgická léčba ligamentózních poranění</i>	122
6. DISKUSE	123
6.1. <i>Diskuse nad metodologií</i>	123
6.2. <i>Diskuse nad tématem</i>	123
7. ZÁVĚR	128
8. SEZNAM ZKRATEK	130
9. SEZNAM TABULEK A SCHÉMAT	133
10. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	134

1. ÚVOD

Ligamenta hlezna hrají významnou roli ve stabilizaci kloubů nohy a hlezna. Neméně důležitá je dokonalá funkce svalů nohy a bérců. Při chůzi dochází k souvislému pohybu nejen velkých kloubních struktur, ale také drobných kloubů nohy na základě koordinace jednotlivých svalů. Ligamentózní systém tuto stabilitu doplňuje a je nasnadě, že případné zranění těchto ligament má za následek ohrožení stability této oblasti i oblastí vzdálenějších s funkční vazbou nejen na hlezenní kloub.

Cílem této práce je shrnutí současných poznatků a polemika o funkci laterálních ligament hlezna a především nejčastěji poraněného ligamenta talofibulare anterius. Popisuje vliv ligament na stabilitu hlezna se zohledněním nejnovějších biomechanických a kineziologických poznatků, včetně pohledů na problematiku vzniklých instabilit hlezna a návrh jejich terapeutických řešení s interpretací autorky této práce.

Pro splnění tohoto cíle bylo využito zdrojů převážně zahraniční literatury vyhledávaných v elektronických databázích, publikované články a učebnice. Zahraniční literatura výrazně převažovala českojazyčné zdroje, což odhalilo mezeru v publikaci některých moderních poznatků a informací v naší současné odborné literatuře.

Současně bylo úkolem této práce poukázat na nejasnost některých pojmů, odlišnost diagnostických i terapeutických přístupů, ale také upozornit na neoddelitelnost a globálnost fungování celé lidské postury, která je často chápána příliš mechanicky bez ohledu na řídicí mechanismy.

Výběr témata byl ovlivněn epidemiologickými studiemi různých autorů, které poukázaly, že ligamenta hlezna jsou jedny z nejčastěji poraněných ligament vůbec a ligamentum talofibulare anterius je izolovaně poraněno až v 65% ze všech laterálních ligament hlezna.

McConkey(1987) ve své epidemiologické studii uvedl, že k poranění ligament hlezna dochází denně v USA až 27 000 krát. Ekstrand a Trop (1990) uvádí, že úrazy hlezna jsou jedním z nejčastějších poranění, vyskytují se v 17 – 21 % všech úrazů.

Podle Broströma (1964) je nejčastější izolovaná kompletní ruptura ATFL přítomná v 65% případů zranění hlezna. Kombinované zranění zahrnující ATFL a CFL se přihodí ve 20% případů.

Znalost principů, přispívající ke vzniku nestability ligament hlezna a ligamenta talofibulare anterius obzvláště, je nezbytná. Koncepční uspořádání těchto principů získané z přehledu literatury je zásadní pro pochopení problematiky velmi častých instabilit hlezna. Snahou této práce je, tyto získané poznatky shrnout v přehledný celek, včetně kritického pohledu autora k jednotlivým tématům této problematiky.

Množství informací získaných z elektronických databází bylo zpracováno metodou tématické analýzy, doplněné o interpretaci názorů autorky a polemiky výsledků četných studií.

Laterální instabilita hlezna významným způsobem ovlivní kvalitu života postižených. Rozhodující podíl na úspěšném léčení a zmírnění následků má komplexní léčba včetně fyzioterapie. Snahou moderní komplexní léčby je vytvořit vhodné podmínky pro dokonalou obnovu funkce hlezna. Optimální léčba má význam nejen z hlediska zdravotního, ale také z hlediska psychosociálního, pracovního, sportovního, ekonomického a ovlivní ve velké míře kvalitu života pacienta.

2. METODOLOGIE

2.1. Cíle práce

1. Shrnutí dosavadních poznatků o ligamentu talofibulare anteriorus.
2. Popis vlivu ligamenta talofibulare anteriorus na stabilitu hlezna při chůzi a stojí.
3. Polemika o vlivu funkční segmentální nestability na funkci laterálních ligament a ligamenta fibulare anteriorus v kineziologii chůze.
4. Diskuse o optimálním terapeutickém přístupu k distorzi laterálních ligament a instability hlezna na základě zjištěných informací zveřejněných studií na toto téma.

2.2. Metoda

První bylo identifikovat problematiku a hlavní témata, která s ligamentem talofibulare anteriorus souvisí.

Za druhé bylo vyhledávání literatury za pomoci klíčových slov (viz níže).

Dalším bodem bylo za použití tématické analýzy uspořádat získaná data s komentářem autora do jednotlivých přehledných celků.

2.3. Review literatury

2.3.1. Sběr a identifikace dat

Pro tuto práci byly vyhledávány studie v anglojazyčných elektronických databázích MEDLINE, Physiotherapy Evidence Database (PEDro) (1960-2008), PubMed a v databázi GOOGLE. Dalším zdrojem byly česko – jazyčné a zahraniční tištěné

odborné publikace. Vyhledávání bylo cíleno na relevantní články a studie zahrnující kvalitativní i kvantitativní výzkumy se zaměřením na ligamentum talofibulare anterius a laterální instabilitu hlezna. Nalézané studie byly použity v tomto revue, pokud zahrnovala klíčová data pro tuto analýzu, kterým byla: ankle injury, anterior talofibulare ligamentum, ankle instability, postural stability. Tyto pojmy byly sledovány v titulech, abstraktech nebo v klíčových slovech vědeckých prací.

Narrativní revue a monografie byly také použity, pokud byly informace v těchto studiích relevantní k vybranému tématu. Z výběru byly vyřazeny studie, které nebyly cílené na danou problematiku a jejichž téma se neshodovalo s plánovaným obsahem práce. Nutná eliminace dat proběhla podle několika kritérií (aktuálnost, specifikace tématu, shodnost tématu s plánovaným obsahem práce). Následným krokem této tematické analýzy byla identifikace všech získaných dat ve vztahu k určenému problému.

2.3.2. Třídění a syntéza dat

Data byla syntetizovaná narrativním způsobem za použití tematické analýzy deskriptivního typu, která identifikuje a uspořádává primární informace po jejich selekci s komentářem a interpretací autora (Dixon-Woods, 2005). Následně proběhla kategorizace dat pro použití v jednotlivých kapitolách. Získaná data byla použita k narrativnímu zpracování a k tematické analýze včetně uvedené polemiky mezi autory, důležité informace jsou shrnuty v tabulkách. Jednotlivá témata jsou diskutovaná autorem v dílčích kapitolách a taktéž v kapitole „Diskuse“ v závěru práce.

2.3.3. Výsledek vyhledávání v literatuře

Sběr dat proběhl ve dvou obdobích v lednu 2008 a v lednu a únoru 2009. Na základě zadání klíčových slov do jednotlivých databází bylo vyhledáno 2585 studií, která tato klíčová slova obsahovaly v abstraktu nebo ve svých klíčových slovech. Z tohoto počtu bylo nejprve vyřazeno 2016 studií, u nichž téma neodpovídalo zvolenému tématu této

práce. Ostatních 426 studií neobsahovalo aktuální data, nebo téma bylo zaměřeno pro laickou veřejnost či jiné zdravotnické profese, jako např. zdravotní sestry, a svou odbornou úrovní nesplňovala kritéria pro zařazení do této práce.

Tato práce vychází z informací získaných celkem ze 146 odborných článků, z toho 59 prospektivních studií, 3 retrospektivní studie, 38 přehledových revue, 25 systematických revue, 14 statistických analýz, 4 kritické revue, 3 meta analýzy týkající se problematiky laterálních ligament hlezna nebo tematiky související s touto prací. Narrativní část byla doplněna o data z 26 monografií. Největší část shromážděných studií byly prospektivní studie věnující se diagnostice a léčbě laterálních instabilit a distorzí hlezna. Jen velmi málo studií bylo přímo zaměřeno na problematiku ligamenta talofibulare anterius, celkově to byly tři studie, jedna randomizovaná prospektivní studie a dvě studie přehledového typu. Informace o ligamentu talofibulare anterius byly nejčastěji nalezeny jako součást studií věnující se širší problematice, buďto laterálního komplexu ligament hlezna, či problematice distorzí nebo jejich vyústění v instabilitu a jejich terapeutického přístupu.

Tabulka č. 1: Počet a druh použitých studií v tématické analýze

Téma	Prospektivní studie	Retrospektivní studie	Přehledové revue	Systematické revue	Statistické analýzy	Kritické revue	Meta - analýzy
ATFL	1	0	2	0	0	0	0
Laterální ligamenta	4	0	2	4	0	0	0
Diagnostika	12	1	4	3	0	1	1
Léčba	15	0	5	9	2	2	2
Instabilita	9	0	8	6	0	0	0
Posturální stabilita	3	0	4	0	0	0	0
Distorze a poranění ligament	5	2	6	3	8	0	0
Jiné	5	0	7	1	2	1	0

Tabulka č. 2: Tabulka přehledů literatury použité v této tématické analýze

Téma	Prospektivní studie	Retrospektivní studie	Přehledové revue	Systematické revue
ATFL	Johnson (1983)		Milner(1997) Kumai(2002)	
Laterální ligamenta	Beynnon(2001) Colville(1990) Lapointe(1979) Siegler(1990)		Burks(1994) Riegger(1988)	Hubbard(2008) Kjarsgaard-Andersen(1987) Attarian(1985)
Diagnostika	Funder (1982) Buchanan(2008) Cox(1979) Fujii(2000) Grace(1984) Raatikainen(1992) Rijke(1986) Rijke(1990) Rubin(1960) Trop(1984) Trop(1985) Tohyama(2003)	Martin(1996)	Bahr(1997) Lack(1977) Gaufin(1990) Karlsson(1991)	Sausser(1983) Kaikkonen(1994) Konin (2002)
Léčba	Cetti (1984) Eiff (1994) Niedermann(1981) Westlake (2007) Ashton-Miller(1996) De Bie(1998) Holme(1999) Chrisman(1969) Karlsson (1988) Barnes(1979) Munk (1995) Sharpe(1997) Wester(1996) Mann(2007) Fumich(1981)		Janda(1992) Mulligan(1992) Pavlů(2001) Lynch(1999) Paar(1983)	Kannus(1991) Petrella(2007) Kerkhoffs(2001) Kerkhoffs(2003) Knight(1987) Konradsen(1991) Van der Windt(1999) Bunch(1985) Moore(1977)

Instabilita	Riemann (2002) Cass(1994) Freeman(1965) Glasgow(1980) Freeman(1966) Bosien(1955) Garn(1988) Harrington(1979) Nyska(2003)		Hertel(2000) Karlsson(1993) DiGiovanni(2000) Freeman(1966) Rubin(1964) Hintermann(1999) Seligson(1980) Tropp(1985)	Kjaersgaard-Andersen(1991) McKeon(1994) Scranton(2000) Hrazdira(1992) McGuine(2000)
Posturální stabilita	Riemann (2002) Stormont(1985) Winter(1995)		Kolář(2001) Riemann(2003) Véle(2001) Boardmann (1997)	
Distorze a poranění ligament	Kaikkonen(1997) Bullock-Saxton(1994) Gross(1987) Hollis(1995) O'Neill(2007)	Denegar(2002) Green(2001)	Balint(2003) Kleiger(1956) Smith(2003) Trevino(1994) Wexler(1998) Bennet(1994)	Renstrom(1994) Renstrom(1988) Verghagen(2000)
Jiné	Fuller(1999) Goldberger(1988) Rodgers(1988) Stokes(1984) Glasoe (1999)		Bernhardt(1988) Hermachová(2001) Vařeka(2003) DiOietro(1995) Lundberge(1989) Ravanti(2000) Wyke(1967)	Prochazka(1983)

Tabulka č. 2: Tabulka přehledu literatury - pokračování

Téma	Statistické analýzy	Kritické revue	Meta – analýzy
ATFL			
Laterální ligamenta			
Diagnostika		Ray(1997)	Tohyama(1995)
Léčba	Kaikkonen(1977) Kannus(1977)	Ogilvie-Harris(1995) Shier(1995)	Pijnenburg(2000) Avcı(1998)
Instabilita			
Posturální stabilita			
Distorze a poranění ligament	Rasmussen(1983) Garrick(1977) Jones(2008) Payne(1997) Surve(1994) Tiling(1994) Ekstrand(1990) McKey(2001)		
Jiné	Hylton(2003) Pearson(1992)	Dixon-Woods(2005)	

3. FUNKČNÍ ANATOMIE A KINEZIOLOGIE NOHY A BÉRCE

V této kapitole budou shrnuty poznatky o anatomickém uspořádání nohy a bérce s přihlédnutím na funkční vazby celé dolní končetiny i jednotlivých segmentů vůči sobě. Součástí jsou nové kineziologické pohledy na zatížení dolní končetiny a nohy, včetně kineziologie chůze, s komentářem a přihlédnutím k problematice ligamentózního systému a jeho návaznosti na stabilitu nohy. Je zde také diskutována problematika nejasnosti terminologie pohybů nohy a porovnání názorů na používání konkrétních pojmů různými autory. Včleněné tabulky doplňují přehlednost užších témat.

Jakákoliv problematika pohybového systému a její patologie musí být řešena na podkladě dokonalých znalostí anatomie a jejího vztahu ke kineziologické funkci nejen konkrétního bádáního segmentu, ale globálního pohybového systému. Jednotlivé anatomické části a struktury se ve funkci vždy vzájemně ovlivňují a znalost funkční anatomie a kineziologie napomůže chápání patologických stavů pohybového systému a jejich iradiací do dalších segmentů a struktur.

3.1. Bércové kosti

3.1.1. Tibia (kost holenní)

Tibia neboli kost holenní je mediální bércová kost. Na proximálním konci komunikuje s femurem a tvoří s ním kolenní kloub. Její distální konec je spojen s talem a spolu s fibulou tvoří hlezenní kloub. Laterálně od tibie se nachází druhá bércová kost, fibula, se kterou je tibie dvakrát v kontaktu. Proximálně v tibiofibulárním kloubu a distálně díky tibiofibulární syndesmóze.

Při přesnějším rozdělení se na tibií nachází tři části s charakteristickými útvary. Na její proximální části jsou to dva kondyly, mediální a laterální s kloubními plochami - facies

articularis superior pro spojení s kondyly femuru. Pod laterálním kondylem tibie je umístěná ploška pro spojení s hlavicí fibuly – facies articularis fibularis.

Druhou částí je tělo tibie - corpus tibiae, který má trojhranný tvar. Na těle lze rozlišit tři hrany a tři plochy (facies). Přední hrana – margo anterior – je hmatná pod kůží. Laterodorzální hrana - margo interosseus – je obrácená proti fibule. Mediální hrana – margo medialis – sestupuje mediálně dozadu. Facies medialis je anteromedialní plocha, hmatná mediálně od margo anterior. Facies lateralis je zevní plocha mezi margo medialis a margo interosseus. Na laterální ploše začíná musculus tibialis anterior. Facies posterior je zadní plocha mezi margo medialis a margo interosseus. Na zadní ploše tibie začíná musculus soleus, musculus flexor digitorum longus a část musculus tibialis posterior.

Distální, třetí část tibie je ukončena jako malleolus medialis - vnitřní kotník. Za vnitřním kotníkem je zářez, jímž probíhají šlachy svalů z bérce do chodidla. Na distálním konci tibie z laterální strany je zářez incisura fibularis. Do tohoto zářezu je vložena a vazivem pevně připojena distální část těla fibule. Facies articularis inferior, kloubní plocha na distálním konci tibie, je místo skloubení s kostí hlezenní (talem). Facies articularis malleoli medialis je pokračování kloubní plochy z distálního konce tibie na přilehlou plochu vnitřního kotníku (Čihák, 2001). Z tibie začínají vazy zpevňující hlezenní kloub z mediální strany (ligamentum tibionavicularis, tibiotalaris anterior et posterior, tibiocalcanearis).

3.1.2. Fibula (kost lýtková)

Je laterálně uložená bércová kost, distálně i proximálně spojená s tibií. Na fibule můžeme rozlišit hlavičku, caput fibulae, která je umístěná na proximální části kosti. S tibií je spojená plochou – facies articularis capitis fibulae. Nad touto plochou vybíhá proximální výběžek - apex capitis fibulae. Hlavička se svažuje v krček - collum fibulae, který dále přechází v tělo – corpus fibulae. Tělo fibule má stejně jako tibie trojhranný tvar. Margo anterior míří vpřed, upíná se na ní musculus extensor digitorum longus. Margo posterior směřuje dorzolaterálně a margo interosseus směřuje mediálně směrem

k tibií. Mezi tibií a fibulou se na margo interosseus obou kostí upíná membrana interossea cruris, vazivová přepážka, spojující obě kosti. Na fibule jsou zřetelné tři plochy: laterální (polohou spíše anterolaterální), mediální a posteriorní.

Na laterální ploše začíná musculus peroneus longus a brevis. Na mediální ploše začíná musculus extensor hallucis longus. Na posteriorní ploše crista medialis tvoří hranici mezi začátky musculus tibialis posterior a musculus flexor hallucis longus.

Distální část fibuly vybíhá v zevní kotník – malleolus lateralis. Zasahuje distálněji než kotník mediální. S tibií je distální část fibuly spojena syndesmózou, doplněná kloubní štěrbinou. Fibula distálně komunikuje také s kostí hlezenní (talem) kloubní plochou – facies articularis malleoli lateralis. Za touto kloubní plochou je umístěná výrazná jamka, kam se upíná ligamentum talofibulare posterius. Za zevním kotníkem je rýha – sulcus malleolaris – vedoucí šlachy peroneálních svalů jdoucí na nohu.

3.2. Noha

3.2.1. *Anatomické a funkční členění hlezna a nohy*

Ve funkční anatomické terminologii se nohou nazývá část dolní končetiny distálně od hlezenního kloubu.

Anatomicky i funkčně lze nohu rozdělit na 3 oddíly pomocí dvou proximodistálních linií tvořených Chopartovým a Lisfrankovým kloubem: ossa tarsi – kosti zanártní (7 kostí), ossa metatarsi – kosti nártní (5 kostí), ossa digitorum pedis – články prstů (2 kosti pro palec, 3 pro každý prst). Zadní oddíl, neboli zadní tarsus či zánoží, je tvořený kosti hlezenní a kosti patní. Střední část (středonoží, přední tarsus) tvoří 5 tarzálních kůstek. Přední část, předonoží, zahrnuje metatarzy a články prstů (viz tabulka č. 3).

Jiné dělení pomocí dvou lateromediálních paralelních paprsků je významné hlavně funkčně. Sestavuje kosti nohy ve dva proximodistálně jdoucí pruhy. Proximální a mediální paprsek je tvořený kosti hlezenní (talus), kosti loďkovitou (os naviculare),

kostmi klínovými (*ossa cuneiformia*) a prvním až třetím metatarzem (I. - III. metatarsus) a prstce (*digitorum pedis*). Distální a laterální paprsek tvoří kost patní (*calcaneus*), kost krychlová (*os cuboideum*), čtvrtý a pátý metatarz (IV. - V. metatarsus) a příslušné prstce (viz tabulka č. 4).

Funkční rozčlenění nohy odpovídá střednímu (nulovému) postavení nohy, které je, na rozdíl od středního postavení zápěstí a rukou, v pronatornímu zkrutu, ke kterému došlo během fylogeneze.

Tabulka č. 3: Proximodistální dělení nohy

Zánoží	Zadní tarzus	Talus, calcaneus
Středonoží	Přední tarzus	Os cuboideum, os naviculare, ossa cuneiformia
Přednoží	Metatarzy a články prstů	I. - V. metatarsus, I. - V. os digitus pedis

Tabulka č. 4: Lateromediální dělení nohy

Mediální paprsek	Talus, os naviculare, ossa cuneiformia, I. - III. metatarsus
Laterální paprsek	Calcaneus, os cuboideum, IV. - V. metatarsus

3.2.2. Zánártní kosti (*ossa tarzi*)

Sedm kostí tohoto úseku tvoří podle anatomického členění tzv. tarzus neboli zánártí. Ten se dále dělí na zadní tarzus a přední tarzus. K zadnímu tarzu patří kost hlezenní - talus, kost patní - calcaneus a nazývá se také zánožím. K přednímu tarzu patří kost loďkovitá - os naviculare, kosti klínové - ossa cuneiformia a kost krychlová - os cuboideum a je nazýváno středonoží. (Viz tabulka č. 5.)

Tabulka č. 5: Ossa pedis

Ossa tarsi	Zadní tarsus	Přední tarsus
	Talus, calcaneus	Os naviculare, ossa cuneiformia, os cuboideum
Ossa metatarsi	I. – V.	
Ossa digitorum	I. – V.	

3.2.2.1. Talus (kost hlezenní)

Jeho tělo (corpus) se proximálně vyklenuje v trochlea tali, což je kloubní plocha pro spojení s bércelem, podobná kladce (trochlea), která je širší vpředu než vzadu a je vsazena do vidlice tvořené tibií a oběma malleoli. Trochlea je složená ze tří ploch. Facies superior je místo skloubení s tibií, ležící přibližně v transverzální rovině. Facies malleolaris medialis je téměř plochá a leží spíše v sagitální rovině. Facies malleolaris lateralis je lehce konkávní s šikmým průběhem.

Hlavice (caput) talu vyčnívá ventrálně. Na jejím ventrálním konci je kloubní plocha pro os naviculare.

Krček (collum) talu je zúžené místo mezi hlavicí a tělem kosti, lehce varózní, takže hlavice talu směřuje k mediálnímu okraji nohy. Na spodní straně krčku talu je kloubní ploška pro skloubení s kalkaneem v kloubu talokalkaneonavikulárním, která se rozděluje na facies articularis calcanea media et anterior. Laterální strana collum tali je místem úponu ligamenta talofibulare anterius a pars tibiotalaris anterior ligamenta deltoidea.

Processus posterior tali vybíhá dorzálně a obsahuje rýhu pro šlachu musculus flexor hallucis longus, která rozděluje zadní výběžek na tuberculum mediale et laterale. Na laterální výběžek se upíná ligamentum talofibulare posterius a pars tibiotalaris posterior ligamenta deltoidea.

Processus lateralis tali vybíhá zevně pod facies malleolaris lateralis a je v kontaktu s kostí patní.

Na spodní ploše talu jsou tři kloubní plochy pro spojení s kostí patní: *facies articularis calcanearis posterior, media et anterior*.

Sulcus tarzi odděluje jako šikmá rýha zadní plochu od dvou předních.

Sinus tarzi je průchod mezi talem a kalkaneem, který vzniká mezi *facies articularis calcanea posterior* a *media* spojením *sulcus tali* s obdobnou rýhou na kosti patní.

Talus je uložen na ventrálních 2/3 calcaneu a svou hlavou a krčkem jej přečnává mírně ventrálně a mediálně. Šlachy kolem talu pouze prochází, ale žádná se na něj neupíná. Začíná zde, či se na něj upíná, mnoho vazů (*lig. tibiotalaris anterior et posterior, lig. talofibulare ant. et posterior, lig. talocalcaneare posterius, mediale, laterale et interosseum, lig. talonaviculare*). Při zatížení nohy hmotností těla dochází k rozložení sil působících na trochleu ve směru dorzálním, ventrolaterálním a ventromediálním, čemuž odpovídá i rozložení trámců spongiózy. Nevýhodou talu je jeho slabé cévní zásobení, což je v případě zlomenin talu častá příčina jeho aseptické nekrózy.

3.2.2.2. *Calcaneus (kost patní)*

Kost patní je největší tarzální kostí, ventrodorzálně protáhlá.

Na dorzální části kosti jsou tři kloubní plochy pro skloubení s talem (*facies articularis talaris posterior, media et anterior*). Přirozenou hranici mezi zadní kloubní ploškou a střední a přední kloubní ploškou je rýha *sulcus calcanei*, která doplňuje *sinus tarzi*.

Na mediální straně calcanea je vytvořen výběžek podpírající talus - *sustentaculum tali* - za nímž probíhá šlacha *musculus flexor hallucis longus*.

Na laterální straně je kost více strmá a pod *facies articularis talaris posterior* vystupuje malý výběžek *trochlea peronei*, pod nímž zatáčí do chodidla šlacha *musculus peroneus longus* ve žlábkou zvaném *sulcus tendinis musculi peronei longi*.

V zadní části kosti patní se nachází mohutný *tuber calcanei* s dvěma výběžky (větší *processus medialis* a menší *processus lateralis tuberis calcanei*) ventrálně směrem do

chodidla, které jsou místa začátků svalů planty - mediálně m. flexor digitorum brevis a m. abductor hallucis, laterálně m. abduktor digiti minimi)

V dorzální části tuberu kosti patní je ploška krytá chrupavkou, pod kterou se upíná Achillova šlacha.

Při pohledu shora je horní plocha calcanea oválná, jehož dlouhá osa běží šikmo dorzoventrálně, lateromediálně a mírně superinferiorně a je lehce konvexní. Odpovídající talární plocha má také cylindrický tvar se stejnou osou, ale konkávního tvaru.

Na distálním konci calcanea se nachází esovitě prohnutá kloubní plocha pro spojení s kostí krychlovou (facies articularis cuboidea).

3.2.2.3. *Os cuboideum (kost krychlová)*

Má proximálně vlnovitě prohnutou plochu pro skloubení s calcaneem a distálně je skloubená s IV a V. metatarzem a mediálně komunikuje oválnou fasetou s os cuneiforme laterale a menší ploškou i s os naviculare.

Na plantární straně se táhne hluboká rýha, kterou běží šlacha m. peroneus longus.

3.2.2.4. *Os naviculare (kost lodkovitá)*

Je svou proximální konkávní ploškou ve spojení s hlavičkou talu. Distálně leží tři konvexní trojúhelníkové plošky pro kosti klínové.

Laterálně je malá ploška pro skloubení s kostí krychlovou.

Na tibiální mediální ploše os naviculare se nachází směrem do chodidla drsnatina tuberositas naviculare s úponem ligamentum calcaneonaviculare a m. tibialis posterior, tato drsnatina je hmatná.

3.2.2.5. *Ossa cuneiformia (kosti klínové)*

Os cuneiforme mediale je největší z klínových kostí a je obrácena ostřím klínu do hřbetu nohy. Má tři styčné plochy- proximálně s os naviculare, distálně s os metatarsi I., laterálně s os cuneiforme intermedium.

Os cuneiforme intermedium

je nejkratší z těchto tří kostí. Proximálně je spojená s os navikulare, distálně s os metatarzi II., po stranách s cuneiforme mediale a laterale. Její ostří míří plantárně. Pro svůj malý rozměr, zapadá proximálně mezi obě sousední klínové kosti.

Os cuneiforme laterale

Třetí z klínových kostí má též ostří obrácené do chodidla. Proximálně je skloubeno s os navikulare, distálně s os metatarzi III., laterálně s os cuboideum.

3.2.3. *Kosti nártní - ossa metatarsi*

Jsou zkráceně označovány jako 1.-5. metatarz. Jedná se o pět kostí, které tvoří část skeletu nohy, zvanou metatarsus (nárt). Stavbou, vývojem a osifikací připomínají metakarpální kosti ruky.

Metatarsální kosti mají proximálně širší bázi s ploškou pro kosti zánártní a s bočními ploškami po vzájemné skloubení. Jejich těla, směřující distálně, jsou trojboká a zužují se v hlavičky. Ty jsou z boku oploštělé a jejich konvexní styčné plošky jsou protaženy plantárně ve dva kondylární výběžky. Na plantární plošce hlavice 1. metatarzu jsou kloubní plošky pro palcové sezamské kůstky.

Os metatarzi I je krátké silné a má proximálně styčnou plochu pro os cuneiforme mediale. Na plantární straně své báze laterálně má výstupek, který prominuje do chodidla- tuberositas ossis metatarzi I.

Os metatarsi II. je nejdelší, proximálně se stýká se všemi ossa cuneiforia a podle nich má také upraveny kloubní plošky. Druhým metatarzem probíhá myšlená osa nohy, ke které jsou vztaženy abdukční a addukční pohyby ostatních prstů.

Os metatarzi V. vybíhá proximálně v hmatnou tuberositas metatarzi V. s úponem šlachy musculus peroneus brevis.

3.2.4. *Kosti prstů (ossa digitorum)*

Kostru prstů nohy tvoří ossa digitorum pedis neboli phalanges, články prstů. Na palci jsou dva a na ostatních prstech po třech.

Každý článek se dělí na transversálně rozšířené base, krátká těla a hlavičku jako konvexní kladky s rýhou.

Na každém článku je proximální konkávní ploška pro kontakt s metatarzem, u středních a distálních článků pro kontakt s předchozím falangem.

Distální články mají na plantární straně drsnatinu pro úpon vaziva břicha prstů.

Ossa sesamoidea - sesamské kůstky

Jsou dvojice oválných kůstek v úponových šlachách krátkých svalů palce. Stykem s kloubem podmiňují dvě rýhy na hlavici palcové metatarzální kosti. Někdy se také vyskytují pod metatarzofalangovým kloubem 2. až 5. prstu.

Sesamská kůstka je také častá ve šlaše musculus peroneus longus, v místě kde šlacha zatáčí pod os cuboideum.

3.2.5. Funkce kloubního a ligamentózního systému nohy

Kostěný základ a ligamenta jsou základem strukturální (mechanické) stability (viz níže).

Přehled jednotlivých skloubení nohy na základě anatomického členění uvádí tabulka č. 6.

Tabulka č. 6: Klouby nohy

Anatomické členění	Název skloubení	Rozdělení na	Složení
Zadní tarzus	Horní zanártní kloub - Articulatio talocruralis	Hlezenní kloub	Tibie, fibula, talus, calcaneus
	Dolní zanártní kloub - Articulatio talocalcanea	Articulatio subtalaris	Talus, calcaneus
		Articulatio talocalcaneonavicularis	Talus, calcaneus, os naviculare
		Articulatio calcaneocuboidea	Calcaneus, os cuboideum
Přední tarzus	Articulatio cuboideonavicularis		Os cuboideum, os navicularis
	Articulatio cuneonavicularis	Articulatio cuneocuboidea	Ossa cuneiformia, os naviculare, os cuboidea
		Articulatio intercuneiformia	Ossa cuneiformia
Metatarzus	Lisfrankův kloub	Articulatio tarsometatarsales	I. – V. metatarzus
		Articulatio intermetatarsales	I. – V. metatarzus
Phalanges	Articulationes metatarsophalangeae		I. – V. metatarzus, phalanges
	Articulationes interphalangeae		I. – V. metatarzus, phalanges

3.2.5.1 Articulatio talocruralis - horní zanártní kloub - hlezenní kloub

Také v definici a ve vymezení hlezenního kloubu se najdou rozdíly. Samotný pojem hlezno se v anglojazyčné literatuře nevyskytuje, používá se jako pojem pro talus – „ankle bone“. V anglojazyčné literatuře (např. Hertel, 2002) je slovem hlezno („ankle“)

myšlený celý hlezenní komplex, označující celé zánoží, které je spojené ze tří kloubů – distální tibiofibulární syndesmósy, talokrurálního (horní hlezenní kloub) a subtalárního (dolní hlezenní kloub).

V českojazyčné literatuře se považuje hlezenní kloub neboli tzv. horní zánártní kloub za spojení tří kostí, skloubení mezi tibií, fibulou a talem (Čihák, 2001, Kapandji, 1987).

Hlezenní kloub tvoří s tibií tibiální kotník, neboli mediální malleolus a s fibulou tvoří kotník fibulární, neboli laterální malleolus.

Kloubní stabilitu zajišťuje uspořádání a tvar kostních elementů, ale i uspořádání kloubního pouzdra a vazů. Kloub je celý obklopen pouzdrem, tenkým vpředu i vzadu a zesíleným po stranách. Kloubní pouzdro se upíná po okrajích kloubních ploch, vnější plochy kotníků jsou mimo kloub. Vpředu a vzadu je pouzdro slabé a volné tak, že stačí pohybům kloubu.

Z mediální i laterální strany je kloub zpevněn kolaterálními ligamenty, která se vějířovitě rozbíhají od kotníku na talus a calcaneus a zesilují boky pouzdra.

Z mediální strany to je *ligamentum collaterale mediale* (neboli *ligamentum deltoideum*), jehož pruhy se rozbíhají od vnitřního kotníku a dělí se na povrchovou a hlubokou část. Probíhá přibližně horizontálně mezi fibulárním kotníkem a talem. Skládá se z *ligamenta tibiotolare posterius* vedoucího šikmo dozadu na processus posterior tali a z *ligamenta tibiotolare anterius* jdoucího dopředu na collum tali. Povrchová část deltoidového ligamenta je složena z *ligamenta tibionaviculare*, který běží dopředu na bok os naviculare, a z *ligamenta tibiocalcaneare* jdoucího kolmo dolů na kost patní. Poslední jmenované je nejčastěji poraněným ligamentem mediálního kolaterálního komplexu. K jeho zranění dochází nejčastěji během pronace a zevní rotace nohy. Vyskytuje se asi v 10% všech ligamentózních zranění hlezna. Povrchová mediální kolaterální ligamenta zabraňují addukci talu. Hluboká mediální kolaterální ligamenta zabraňují zevní rotaci nohy (Nyska, 2002).

Laterální část kolaterálních ligament - *ligamentum collaterale laterale* má tři pruhy. *Ligamentum talofibulare anterius* (**ATFL**) je nejvíce anteriorně uložený vaz. Spojuje

přední plochu fibulárního kotníku a zevní plochu krčku talu a je zpravidla intimně spojený s kloubním pouzdem. Je v průměru 2 až 3 mm silný a 20 mm dlouhý. Tento vaz je důležitým stabilizátorem předozadního pohybu v hlezenním kloubu. Je nejčastěji poraněným vazem hlezna (v 65 % všech poranění hlezna) a bývá nejčastěji poraněn, dostane - li se noha do inverze (supinace či plantární flexe), jejíž rozsah přesahuje fyziologickou mez pružnosti ligamenta. Těžko rozlišitelným od kloubního pouzdra se stává v důsledku zjizvení, ke kterému dochází, pokud je opakovaně narušovaná integrita vazů.

Ligamentum talofibulare posterius (PTFL) začíná na processus posterior tali fibuly a pokračuje na posteriolaterální tuber talu. Je nejsilnějším ligamentem laterálního komplexu, jeho poranění není proto tak časté. Pokud přesto k poranění dojde, je obvyklý mechanismus úrazu supinace a vnitřní rotace nohy.

Ligamentum calcaneofibulare (CFL) jde od hrotu zevního (fibulárního) kotníku šikmo dozadu a dolů na processus lateralis tuberis calcanei. Je položen vertikálně přibližně v 90° úhlu a víc inferiorně od ATFL, ale existuje mnoho jeho variant. Je intimně spjatý s kloubním pouzdem a pochvou peroneálního vazů na jeho mediálním povrchu. Při kompletní ruptuře CFL může dojít k poranění kloubního pouzdra i peroneální šlachy (Čihák, 2001, Stone, 1996). Obvyklý mechanismus poranění je supinace.

Hlezenní kloub je charakterizován jako jednoosý s jedním stupněm volnosti pohybu.

„V novorozeneckém období podélná osa calcanea odstupuje v závislosti na podélné ose talu laterálně a pata má vysoké postavení, protože calcaneus se ještě neposunul pod talus. Svou pozici pod talem získává calcaneus teprve v souvislosti s posturálním vývojem funkce krátkých svalů nohy a bérceových svalů (m. tibialis ant., m. tibialis post., mm. peronei). Pozice (držení) je změněna vývojem svalové funkce. Svalový program pro držení klenby je zajištěn teprve ve čtyřech letech, kdy je dokončen vývoj posturálních funkcí všech svalů, které ji zajišťují“ (Vojta, 1995).

V dospělém věku osa pohybu hlezna běží hrotem fibulárního a tibiálního kotníku. Oproti příčné ose kolenního kloubu je zevně rotovaná o 20° - 30° v horizontální rovině.

V rovině frontální svírá s dlouhou osou tibie úhel asi 85° (Dungl 1989, Magee 1992). Dlouhá osa nohy svírá s příčnou osou hlezna úhel asi 85° . U všech tří hodnot existuje poměrně široká fyziologická variační šíře, na níž je velmi často poukazováno jednotlivými autory.

Rozdílné zakřivení mediálního a laterálního okraje talu a šikmý průběh bimaleolární osy způsobují, že kloubní plochy jsou součástí šroubovice (Valmassy, 1995). Pohyb v hleznu je vzhledem k šikmému průběhu bimaleolární osy mnohem složitější, než pouhá flexe a extenze v sagitální rovině, jak bývá někdy zjednodušeně chápán. Plantární a dorzální flexi v sagitální rovině provází lateromediální pohyby předonoží (addukce a abdukce) a supinace či pronace (resp. inverze či everze). Ventrálně je tělo talu širší asi o 5 mm, proto je při dorziflexi nohy kloub stabilnější, zatímco v plantární flexi je ve vidlici možný nepatrný pohyb do stran. Pohyby v hlezenním kloubu úzce souvisí s pohyby v distálním i proximálním tibiofibulárním kloubu i v kloubu dolním zanátrním, a pokud je noha zatížená, souvisí i s pohyby v kloubu kolenním (Vařeka, 2004).

Hlezenní kloub je mechanicky i funkčně spojen s tibiofibulárním kloubem a tibiofibulární syndesmózou. Tibiofibulární kloub je na bérceových kostech uložen proximálně a je to kloub s rovnými, šikmo postavenými styčnými plochami a s pevným krátkým pouzdem. Pouzdro je zesíleno vazy ligamentum capitis fibulae anterius a ligamentum capitis fibulae posterius. Distálně leží tibiofibulární syndesmóza, což je vazivové spojení konců tibie a fibuly ve vidlici, ve které se pohybuje talus. Anteriorně je doplněna kloubní štěrbinou, kolem ní a nad ní zasahuje synoviální membrána z hlezenního kloubu. Styčná místa bérceových kostí jsou kryta periostem a pevně srostlá s vazivem v místě syndesmózy. Kloubní chrupavka zasahuje pouze na malou část vpředu. Zpevnění se děje pomocí ligamenta tibiofibulare anterius et posterius (Čihák, 2001).

Při dorzální flexi nohy se trochlea tali tiskne svou přední stranou do syndesmózy a tu napíná, laterální malleolus je tlačěn nahoru a fibula rotuje mediálně.

Při plantární flexi hlezna jsou oba kotníky aktivně přitahovány musculus tibialis posterior, fibula je tažena dolů a rotuje laterálně. Ve vidlici bérceových kostí je možný nepatrný pohyb do stran (Kapandji, 1987, Čihák, 2001).

Pohyb fibuly se přenáší do horního tibiofibulárního skloubení. Pevnost tibiofibulární syndesmózy je předpokladem správné funkce hlezenního kloubu. Přítomnost kloubní štěrbiny umožní zachování minimálního translačního pohybu.

Pokud je během plantární flexe noha zatížená, pak je tento pohyb doprovázen rotací tibie a fibuly kolem dlouhé osy bérce. Plantární flexe je spojená se zevní rotací bérce a sklonem talu do varozity. Kloubní komplex nohy spolu s axiální rotací kolenního kloubu funguje jako jeden kloub se třemi stupni volnosti (podobá se zápěstím), který umožňuje noze orientaci v prostoru a adaptaci na nerovnost povrchu (Vařeka, 2004).

3.2.5.2. *Articulatio talocalcanea* - dolní zanártní kloub

Dolní zanártní kloub je kloubní spojení mezi talem a calcaneem, os naviculare a os cuboideum. Umožňuje rotační pohyb distálních částí nohy vůči talu a calcaneu. Skládá se ze dvou oddílů. Jedním je *articulatio subtalaris* neboli subtalární kloub v proximální části zánoží, který je pro vzájemné skloubení talu a calcanea. Druhý oddíl, uložen distálněji, je *articulatio talocalcaneonavicularis*. Spojuje přední dvě kloubní plochy pod hlavicí talu s calcaneem a kulovitou částí hlavice talu s os naviculare. K tomuto komplexu je ještě laterálně připojeno skloubení mezi calcaneem a os cuboideum, *articulatio calcaneocuboidea*. Pro funkci nohy je obzvlášť významné zkloubení subtalární a talocalcaneonavikulární, díky kterému je umožněn rotační pohyb přednoží vůči zánoží. Díky tomuto pohybu se může chodidlo lépe přizpůsobit nárokům chůze při střídání různých fází krokového cyklu a zajistit tak optimální mobilitu či stabilitu podle potřeb pohybujícího s jedince.

Articulatio subtalaris - subtalární kloub je válcovitý kloub s vlastním pouzdrem a je tvořen hlavicí kosti patní a jamkou kosti hlezenní. Jedná se o nekongruentní kloub, ve kterém je možná určitá kloubní hra a jehož stabilita se mění v závislosti na okamžitém vzájemném postavení kloubních ploch (Vařeka, 2004). Vyšetření postavení nohy v

subtalárním kloubu a změny tohoto postavení při přechodu z odlehčení do zatížení nohy je důležitou součástí klinické typologie nohy (Vařeka, 2003). Důležité je si uvědomit, zda popisujeme pohyb v otevřeném nebo uzavřeném kinematickém řetězci. Při otevřeném řetězci je talus fixní, při uzavřeném řetězci je naopak pro svůj kontakt se zemí fixovaný calcaneus.

Pohyby v subtalárním kloubu jsou kombinované, založené na vzájemné vazbě složek kloubu. Tím, že talus a calcaneus jsou spojeny dvakrát – v subtalárním kloubu a v kloubu talokalkaneonavikulárním – vzniká jediná šikmá osa vzájemných pohybů těchto dvou kostí a tím celého tarsu a celé nohy (Čihák, 2001). Jeho osa je postavena šikmo od zevní strany mediálně a dopředu a současně zdola zezadu a dopředu vzhůru a pak tedy prochází dorzomediálním okrajem kosti loďkovité a lateroplantárním okrajem kosti patní. Vzhledem k orientaci osy má pohyb v subtalárním kloubu za následek především rotaci nohy ve frontální rovině, inverzi a everzi (resp. supinaci a pronaci) a částečně i addukci či abdukci v transverzální rovině díky tomu, že s ní osa pohybu svírá také určitý úhel. Obecně se soudí, že poměr inverze (supinace) : everze (pronace) je zhruba 2:1 (Vařeka, 2004). Během krokového cyklu je rozsah tohoto pohybu (pronace a supinace) zhruba 6° (Dungl, 1989). I v této rovině probíhají pohyby dorzální a plantární flexe, ale podstatně menšího rozsahu než u hlezenního kloubu. Průmět subtalární osy pohybu do transverzální roviny svírá úhel asi 23° s dlouhou osou nohy a její průmět do roviny sagitální svírá úhel asi 41° s transverzální rovinou (dlouhou osou nohy) (Dungl, 1989).

Poměr úhlů svíraných osou subtalárního kloubu s transverzální (a/nebo frontální rovinou) k úhlu svíranému sagitální rovinou je v normálním subtalárním kloubu přibližně 3:1. To znamená, že každý 1° pohybu v sagitální rovině připadne 3° pohybu v transverzální a/nebo frontální rovině. Pokud osa subtalárního kloubu svírá přibližně stejný úhel s rovinou frontální i transverzální (např. 42° k transverzální, 48° k frontální rovině), pak budou pohyby v subtalárním kloubu přibližně stejně velké v obou rovinách. Při současné malé odchylce osy od sagitální roviny (kolem 16°) však bude možný jen minimální pohyb v této rovině. Popis pohybu ve všech rovinách lze zjednodušit na pohyb kolem již zmíněné šikmé osy, která běží dorzoplantárně, mediolaterálně a

anteroposteriorně. Osa subtalárního kloubu mění během pohybu svoji polohu. Při everzi (pronaci) má osa vzhledem k transverzální rovině relativně menší sklon a je orientována víc mediálně. Při inverzi (supinaci) je její průběh strmější a přibližuje se sagitální rovině. Novější model subtalárního kloubu je založen na šroubovici, po které se talus pohybuje během everze vpřed a během inverze vzad. Změny sklonu osy vzhledem k anatomickým rovinám lze vysvětlit tím, že pohyby mezi talem a calcaneem neprobíhají mezi kongruentními kloubními plochami, ale že se poloměr zakřivení jednotlivých částí kloubních ploch liší. Aktuální osa kloubu je pak určena aktuálními částmi kloubních ploch (Vařeka, 2004).

Kloub je obklopen tenkým pouzdrům a nekomunikuje s dalšími tarzálními klouby. Stabilitu zajišťují ligamenta: *ligamentum talocalcaneum posterius, laterale et mediale*, jejichž název určuje zároveň i jejich polohu vůči kloubu.

Malé *ligamentum talocalcaneum laterale* bývá porušeno při inverzních zraněních hlezna. Začíná na laterálním processu talu a pokračuje dopředu paralelně k CFL. Pro jeho malou velikost je často těžké ho odlišit od laterální části pouzdra talocalcaneálního kloubu. Narušení tohoto ligamenta vede sekundárně k subtalární instabilitě (Yamamoto, 1998).

Ligamentum talocalcaneum interosseum je silný vaz, který spojuje talus a calcaneus uvnitř sinus tarzi, a brání nadměrné everzi paty.

Ligamentum cervikalis - silný vaz, který brání nadměrné inverzi paty, začíná na calcaneu vzadu a pokračuje k přední drsnatině u sinu tarzi a upíná se na krčku talu.

Articulatio talocalcaneonavicularis (přední oddíl) je kloub sféroidního tvaru. Hlavici tvoří caput tali a dvě plošky talu pro calcaneus. Jamku tvoří vpředu os naviculare, dole přední a střední ploška calcanea pro talus a chrupavčitě zesílený úsek pouzdra na tibioplantární straně - fibrocartilago navicularis, pod ním se upíná pruh šlachy m. tibialis posterior.

Articulatio calcaneocuboidea je spojení esovitých ploch distálního konce calcanea s os cuboideum. Má samostatné pouzdro zpevněné vazy, které jsou společné s articulatio

talocalcaneonavicularis. Dle Čiháka (2001) je pro své uspořádání minimálně pohyblivý a z funkčního hlediska je prakticky amphiarthrosis.

Articulatio tarsi transversa - Chopartův kloub

Patří k distálnímu oddílu dolního zánártního kloubu a tvoří jeho podstatnou část. Skloubením talu s os naviculare a kalkaneem s os cuboideum tvoří kloubní linii. I když je složen ze spojení dvou kloubů, je z kineziologického hlediska považován za funkční jednotku, která úzce spolupracuje při pohybu nohy s okolními klouby.

Tibiální část je konvexní distálně, fibulární část proximálně, takže celý kloub připomíná napříč položené písmeno S.

Zpevnění kloubu je zajištěno předozadně probíhajícími vazy. Na dorzální straně ligamentum talonaviculare a ligamentum bifurcatum, které se od kalkaneu dopředu dělí na dva pruhy - ligamentum calcaneonaviculare a ligamentum calcaneocuboideum. Na plantární straně ligamentum calcaneonaviculare plantare s chrupavčitou destičkou fibrocartilago navicularis a ligamentum calcaneocuboideum plantare.

Tyto plantární vazy překrývají dlouhé povrchové snopce probíhající od plantární plochy calcanea až na articulationes tarsometatarsales, které se jmenují ligamentum plantare longum.

Chopartův kloub je spojen ve své mediální i laterální části napříč probíhajícím ligamentum cuboideonaviculare dorsale et plantare. Tyto vazy jsou podstatné pro pasivní stabilitu příčné nožní klenby.

V tomto kloubu je možná jako rotace kolem longitudinální a šikmé osy.

Magee popisuje průběh longitudinální osy proximodistálně, plantodorzálně a lateromediálně. Její průmět do sagitální roviny svírá s rovinou transverzální úhel asi 15° a průmět do roviny transverzální svírá s rovinou sagitální úhel kolem 9°. Díky malému sklonu k dlouhé ose nohy umožňuje pohyby především v rovině frontální – supinaci a pronaci (resp. inverzi a everzi). To umožňuje předonoží a středonoží udržet kontakt

s podložkou bez ohledu na postavení zadního tarzu při pohybech subtalárního kloubu (Vařeka, 2004).

Šikmá osa Chopartova kloubu připomíná svým průběhem osu hlezenního kloubu. Je výrazně odkloněna od transversální a sagitální roviny, což umožní pohyb v těchto rovinách – dorzální flexi se současnou abdukci nebo plantární flexi s addukcí (Valmassy, 1995). Rozsah pohybů v sagitální rovině je v tomto kloubu natolik výrazný, že je často nazýván sekundárním hlezenním kloubem. A také v případě omezení pohyblivosti hlezna, je častá kompenzace pohybu právě v Chopartově kloubu.

Kolem osy subtalárního kloubu a kolem longitudinální osy transverzotarzálního kloubu jsou možné „šroubovitě“ pohyby. Talonavikulární kloub je bodem střetu pro dvě šroubovice popisované Manterem. Subtalární a transverzotarzální klouby jsou popisovány jako dvě šroubovice opačného průběhu, které jsou spojené v talonavikulárním kloubu. Na pravé noze je longitudinální šroubovice levotočivá a na subtalární pravotočivá (Valmassy, 1995).

Talonavikulární kloub je tedy místem, důležitým pro optimální funkci spirálovitého stočení přednoží vůči zánoží během stojné fáze i krokového cyklu, omezení jeho pohyblivosti vede k narušení kinematiky celé nohy.

Rozsah pohybů v Chopartově kloubu je významně ovlivněn vzájemným postavením subtalárního kloubu. Při supinaci (inverzi) v subtalárním kloubu je možný maximální rozsah pohybu v Chopartově kloubu, kloub má ale menší stabilitu. S rostoucí pronací (everzí) v subtalárním kloubu se zvětšuje stabilita Chopartova kloubu, ale klesá rozsah pohybu.

Společná osa pohybů subtalárního kloubu a Chopartova kloubu je známa jako Henkeho osa. Okolo této osy je možný pohyb do everze a inverze a její průběh se během těchto pohybů mění. Pohyb v subtalárním kloubu začíná ze střední pozice, pohyb calcanea proti talu se děje současně ve třech rovinách. Při inverzi jsou to lehká plantární flexe, addukce a supinace (sdružený pohyb) a při everzi je to dorzální flexe, abdukce a pronace (Kapandji, 1987).

Díky pohybům v Chopartově kloubu, je možno oddělit pohyb přednoží od pohybu zánoží a přednoží tak nemusí sledovat pohyb zánoží. Pokud tibie rotuje vnitřně, zánoží pronuje, předonoží relativně supinuje (jeho pozice vzhledem k podložce se vlastně nemění, pouze jeho poloha vůči zánoží) a naopak (viz tabulka č. 7.).

Tabulka č. 7.: Sdružený pohyb bérce a nohy v uzavřeném kinematickém řetězci

Tibie	Zánoží	Předonoží	Klenba
Vnitřní rotace	Pronace	Supinace	Oploštění
Zevní rotace	Supinace	Pronace	Zvýraznění

Díky pohybovým možnostem hlezenního, subtalárního a Chopartova kloubu je možné pohyb nohy ve všech třech rovinách. A také při omezení rozsahu pohybu v jednom kloubu dochází kompenzačně ke zvětšení rozsahu pohybu v kloubu druhém.

3.2.5.3. *Articulatio cuboideonavicularis*

je tuhé spojení os cuboideum a os naviculare. Jeho štěrbinu komunikuje s kloubem kuneonavikulárním.

3.2.5.4. *Articulatio cuneonavicularis*

Spojuje tři ossa cuneiformia navzájem s os naviculare a os cuneiforme laterale s os cuboideum.

Sklobení os cuneiforme laterale s os cuboideum, articulatio cuneocuboidea, je součástí tohoto skloubení a má s ním společné pouzdro i kloubní dutinu. Obě kosti jsou plantárně i dorzálně spojené vazy jdoucí podélně i napříč a pomáhají udržovat pevnost nožní klenby. Jsou to podélně ligamentum cuneonavicularia, dorsalia, plantaria et interossea, příčně ligamentum intercuniformalia, dorsalia, plantaria et interossea spojující klínové kosti. Příčné zpevnění laterální části kloubu mezi os cuneiforme laterale a kostí krychlovou tvoří ligamentum cuneocuboideum, dorsale, plantare et interosseum.

3.2.5.5. Lisfrankův kloub - *articulationes tarsometatarsales-zanártní-nártní klouby*

Jsou synoviální spojení tří kloubů, vzájemně komunikujících, s výjimkou prvního tarzometatarzálního kloubu s vlastní synoviální dutinou a kloubem.

První kloub je mezi os cuneiforme mediale a bázi os metatarzi I., druhý kloub je mezi os cuneiforme intermedium et laterale s os metatarzi II. et III. Třetí kloub spojuje os cuboideum s os metatarzi IV. et V.

Linie průběhu těchto kloubů leží šikmo mediolaterálně, superinferiorně, anteroposteriorně, mediální okraj distálněji než laterální. Přičemž linie není rovná, os cuneiforme lateralis vybíhá distálněji než os cuboideum, os cuneiforme intermedium zapadá mezi os cuneiforme lateralis a medialis a os cuneiforme medialis vybíhá distálněji než intermedium. Navíc dvě části linie metatarzálních kloubů mají opačnou šikmost: osa prvního tarzometatarzálního kloubu směřuje šikmo dopředu a mediálně, linie probíhá středem pátého metatarzu, osa pátého metatarzálního kloubu směřuje šikmo dopředu a mediálně, linie probíhá téměř hlavičkou prvního metatarzu. Tato šikmost přispívá k inverzi a everzi při flexi a extenzi podobně jako Henkeho osa (Vařeka, 2004)

Pohyblivost Lisfrankova kloubu je jen malá, v důsledku tvaru kloubních ploch a vzájemného spojení silnými krátkými vazy: ligamenta tarzometatarsalia, dorsalia, plantaria et interossea, vytvářejí podélný systém zpevňujících vazů, doplněný systémem příčným. Během plantární flexe se hlavičky metatarzů pohybují také u prvního metatarzu do abdukce (vzhledem k mediální rovině) a u pátého metatarzu do addukce, vzhledem k mediální rovině i dlouhé ose nohy). Tento pohyb v mediální rovině sebou nese schopnost metatarzů se zakřivit (zaoblit směrem k podložce) a vytvořit přední oblouk příčné klenby.

Báze druhého metatarzu zapadá hluboko do řady klínových kostí a také je nejméně pohyblivý a představuje „crest-tile“ (klenák) oblouků nohy, ve kterém probíhá dlouhá osa nohy (Vařeka, 2004).

3.2.5.6. Articulationes metatarzopfalangeae

Spojují hlavičky metatarzálních kostí s jamkami proximálních článků prstů. Tvary kloubních ploch jsou distálně kulovité s přechodem plantárně v plochy válcovité. Často jsou zde vytvořeny sesamské kůstky. Kloubní pouzdra jsou zesílená vazy - ligamentum collateralia - zesilují pouzdra po stranách, ligamentum plantaria doplněná fibrocartilago plantaris - zesilují pouzdro na plantární straně, k destičkám jsou připojeny vnější vazivové šlachové pochvy flexorových šlach, vaginae fibrosae digitorum pedis, ligamentum metatarzale transversum profundum spojuje MTP (metatarzophalangeální) klouby navzájem napříč nohou.

Základním pohybem metatarzophalangeálních kloubů je dorzální a plantární flexe u prvního metatarzophalangeálního kloubu je možná i rotace. Metatarzy mají rozdílnou délku a z tohoto důvodu nemají společnou osu pro pohyb v metatarzophalangeálních kloubech.

3.2.5.7. Articulationes interpfalangeae pedis - Interfalangeální klouby

Trochleární klouby mezi články prstů jsou na fibulární straně nohy často nahrazeny sychondrózou či synostózou a zpevněné ligamentum plantaria doplněná ve chrupavčité destičky fibrocartilagine plantares, které zesilují klouby na plantární straně. K těmto destičkám přirůstají vnější vazivové šlachové pochvy flexorů prstů, vaginae fibrosae digitorum pedis. Po stranách pouzdra je zesílení v podobě kolaterálních ligament. Při stožení jsou články prstů sestaveny tak, že tvoří podélné, dorzálně konvexní oblouky. V interfalangeálních kloubech je možná extenze a flexe, v proximálních interfalangeálních kloubech je větší flexe než v distálních.

3.3. Svaly bérce a nohy

3.3.1. *Svaly bérce*

Svaly bérce jsou rozděleny do tří skupin, rozdělenými septy.

Ke svalům přední skupiny patří extenzory prstců nohy a supinátory nohy s inervací n. fibularis profundus. Tato skupina zahrnuje tři svaly. Nejvíce mediálně uložený m. tibialis anterior, který začíná v proximálních dvou třetinách laterální plochy tibie a membrana interossea a upíná se na plantární straně os cuneiforme mediale a báze I. MT (metatarz). Laterální m. extensor digitorum longus začíná na laterální straně zevního kondylu tibie, předního okraje fibuly a také z přilehlé části membrana interossea a upíná se na dorsální aponeurosu 2. - 5. prstu, s úponem na distální článek. M. extensor hallucis longus leží v hloubce mezi předchozími svaly, jeho začátek je na mediální ploše fibuly a přilehlé membráně interossea, jeho úpon pak na dorsální straně distálního článku palce. V distální části bérce přecházejí v dlouhé šlachy, které jdou k úponům.

Laterální skupina obsahuje dva svaly m. peroneus longus a brevis, dle Čiháka (2002) nově také zvané m. fibularis longus et brevis. Oba začínají na laterální ploše fibuly, jen m. peroneus longus proximálně a superficiálně. V distální části bérce přecházejí v dlouhé šlachy, které jdou za zevním kotníkem ke svým úponům. Inervace probíhá z n. fibularis superficialis. Zajišťují pronaci nohy a také pomocnou plantární flexi a abdukci nohy. Od zevního kotníku zahýbají oba svaly svou šlachou po laterální straně nohy šikmo dopředu a plantárně a m. peroneus longus se upíná na os cuneiforme mediale a baze I. MT a m. peroneus brevis na tuberositas ossis metatarsi V.

Zadní skupina bérce svalů se rozděluje na povrchovou a hlubokou vrstvu. Příčemž povrchovou vrstvu tvoří musculus triceps surae, složený z m. gastrocnemius na povrchu a m. soleus v hloubce a m. plantaris.

Povrchová složka musculus triceps surae - musculus gastrocnemius má dvě hlavy - caput mediale a caput laterale, začínající na okrajích obou kondylů femuru.

Hluboká složka - m. soleus začíná na hlavičce fibuly a linea musculi solei tibie. Všechny tři hlavy distálně přecházejí v mohutnou Achillovu šlachu (tendo calcaneus) upnutou na tuber calcanei. Sval jako celek provádí plantární flexi nohy, m.gastrocnemius pak navíc i pomocnou flexi kolena.

Hluboká vrstva svalů zadní straně bérce obsahuje v podkolenní jamce m. popliteus. Uprostřed se nachází plantární flexor a supinátor nohy m. tibialis posterior jehož začátek je na membrana interossea cruris a přilehlé okraje tibie a fibuly a jeho šlacha se větví na úpon na tuberositas ossis navicularis a na spodní plochu kostí klínových. Od zadní plochy a podél tibie probíhá m. flexor digitorum longus až k distálním článkům 2. - 5. prstu. Na zadní ploše fibuly se nachází m. flexor hallucis longus, který se upíná na distálním článku palce. Funkce těchto svalů vychází z názvu.

Inervace celé skupiny přichází z n. tibialis

3.3.2. Svaly nohy (musculi pedis)

Na dorsální straně planty se nacházejí funkčně extensory palce a prstů s inervací z n. fibularis profundus. Svaly plantární strany chodidla vytvářejí svaly palce, malíku, svaly střední skupiny a mm. interossei inervované z větví n. tibialis - n. plantaris medialis et lateralis. Patří zde m. extensor hallucis brevis a m. extensor digitorum brevis.

Svaly na hřbetu nohy začínají na hřbetní straně patní kosti a přilehlých vazů tarzu a upínají se na dorzální aponeurózy palce (krátký extensor palce) a prstů (krátký extensor prstů).

Svaly plantární části nohy zahrnují svaly palce, ke kterým patří m. abduktor hallucis, m. flexor hallucis brevis a m. adduktor hallucis. Abduktor palce jde od mediálního okraje tuber calcanei po mediální ploše chodidla.

Krátký flexor palce má dvě hlavy - caput mediale a caput laterale a jde od plantární plochy ossa cuneiformia.

Adduktor palce má dvě hlavy, jeho šikmá hlava začíná na plantární ploše distálních kostí tarzu a příčná hlava od MT kloubu 3. - 5. prstu. Tyto svaly se upínají na MTP kloubu palce a na bázi proximálního článku palce.

Mezi svaly malíku patří 2-3 svaly podél zevního okraje nohy. M. abduktor digiti minimi jde od zevního okraje tuber calcanei a od zevního okraje plantární aponeurosy podél zevního okraje nohy na 5. MT a dále na bázi proximálního článku 5. prstu. M. flexor digiti minimi brevis jde od baze 5. MT a od ligamentum plantare longum na bázi proximálního článku 5. prstu. M. opponens digiti minimi někdy splývá s krátkým flexorem malíku, mají společný začátek a jde k zevnímu okraji 5. MT a 5. MTP.

Svaly střední skupiny obsahují m. flexor digitorum brevis začínající na tuberu kalkaneu a upíná se na 2. - 5. prst se šlachami na plantární plochu středních článků prstů, jejich rozštěpem prochází vždy šlacha m. flexor digitorum longus.

Musculi lumbricales - jsou čtyři svaly, které se počítají od tibiální strany. Začínají od mediální stran šlach m. flexor digitorum longus a jdou po plantární straně ligamentum metatarsale transversum profundum z palcové strany do dorsálních aponeuros 2. - 5. prstů. Jejich funkce je flexe MTP kloubů a současná extenze IP (interphalangeálních) kloubů.

Musculus quadratus plantae začíná na tibiální a plantární ploše patní kosti při tuber calcanei. Jeho úpon je v místě zkřížení šlachy m. flexor longus a šlachy m. flexor hallucis longus. Pomáhá flexi prstů při flexi distálních článků prstů.

Mm. interossei jsou uloženy v intermetatarzálních prostorech tři na plantární straně a čtyři dorsálně.

Plantární I. až III. mm. interossei jsou rozloženy vůči ose jdoucí druhým prstem, takže u 1. a 2. prstu není žádný, po jednom jsou na palcových stranách 3., 4. a 5. prstu. Začátky těchto svalů jsou na tibiální ploše jejich MT. Úpony jsou zčásti na tibiálním okraji

metatarzofalangových kloubů, zčásti na bázi proximálních článků a zčásti dorsálních aponeuróz 3. - 5. prstu. Plantární mm. interossei svírají vějíř prstů.

Dorsální mm. interossei jsou také rozloženy vůči ose jdoucí druhým prstem, pak má druhý prst dva mm. interossei dorsales, 3. a 4. po jednom s úponem vždy na straně vzdálenější od 2. prstu. Jejich začátky jsou na vzájemně přivrácených plochách všech MT, takže jednotlivé svaly jsou dvojzpeřené. M. interosseus I. se upíná na tibiální stranu 2. prstu, ostatní tři na fibulární strany 2., 3., a 4. prstu. Svaly se upínají do dorsálních aponeuros svých prstů a na bázi proximálních článků prstů. Dorsální mm. interossei rozvíjejí vějíř prstů, pomáhají při flexi MTP kloubů a extensi IP kloubů svých prstů, jsou synergisti s mm. lumbricales.

3.4. Klenba nohy

Tradiční pojetí statického modelu klenby vychází z představy technické stavby, kdy na vrcholu klenby se nachází tzv. klenák a zatížení konstrukce se přenáší na pilíře. V případě nohy je nutné vycházet z její funkce a situace je poněkud složitější. Je nutné rozlišovat pojmy klenby, jako určitý statický prvek a klenutí, jako dynamický prvek celé architektury nohy.

Dalším charakteristickým prvkem je uspořádání nohy do oblouků. Na lidské noze rozlišujeme tři hlavní oblouky – vnitřní, zevní a přední (příčný). Tyto oblouky se opírají o podložku v místě hlavičky prvního a pátého metatarzu a dorzální části patní kosti.

Ještě lepší představu o funkci nožní klenby představuje přirovnání ke štaflím či střeše, kde jsou krokve udržovány v daném postavení pomocí kleštin (Vařeka, 2004).

Na noze rozlišujeme podélné a příčné klenutí. Podélné klenutí je ohraničeno mediálním a laterálním obloukem.

Mediální oblouk je tvořen prvním metatarzem, os cuneiforme mediale, os naviculare, talem a kalkaneem. Dle Kapandjeho se normální mediální podélná klenba, odpovídající průběhu prvního metatarzu směrem ke calcaneu, zvedá 15 až 18 mm od země v úrovni os naviculare, což je klíčovým kamenem (klenákem) klenby.

Laterální podélný oblouk je rozložen mezi hlavičkou pátého metatarzu, os cuboideum a calcaneus. Tento oblouk klenby je vysoký pouze 2-3 mm v úrovni os cuboidum a odpovídá průběhu pátého metatarzu. Ve vrcholu oblouku je štěrbina articulatio calcaneocuboidea, kde se setkává přední a zadní pilíř oblouku.

Příčné klenutí je tvořeno řadou příčných oblouku po celé délce nohy. Metatarzi se zemí svírají úhel od prvního k pátému metatarzu 18°, 25°, 15°, 8° a 5° a tvoří tak příčnou klenbu. Kosti tvořící tyto oblouky jsou drženy pospolu pomocí plantární aponeurózy a ligament. Plantární aponeuróza je tenký vazivový pruh napnutý z plantární strany od tuber calcanea a srůstá s povrchem musculus flexor digitorum brevis a s podkožím chodidla (Riegger, 1988).

Pro zjednodušení lze příčné klenutí rozdělit na tři části, kdy přední oblouk se klene mezi hlavičkami 2. a 5. metatarzu, které kontaktují podložku sezamskými kůstkami. Střední oblouk se nachází v úrovni os naviculare a os cuboideum. Zadní oblouk se nachází v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum, s kterou je v kontaktu s podložkou. Klenákem je os cuneiforme intermedium.

Rozložení tlakových sil pod ploskou nohy se projevuje přizpůsobením měkkých tkání, které napomáhají dobrému odpružení při kontaktu chodidla se zemí. Pod patou je výrazná subkutánní vrstva vazivových sept vyplněná tukovou tkání, která se při zatížení redukuje a absorbuje tak část nárazu vznikajícího při dopadu paty v chůzovém cyklu. Podobné složení měkké tkáně je i pod metatarzi.

Zatížení nohy má za následek pouze lehké oploštění všech oblouku klenby, kdy většina kostí klesá k podložce. Talus se zároveň posunuje dorzolaterálně po calcaneu, os naviculare stoupá po klesající hlavici talu, kuneonavikulární a kuneometatarzální klouby se otevírají dolů.

Integrita klenby je udržovaná kombinovanou aktivitou vazů, svalů a kostí, jejichž činnost je řízená centrálním nervovým systémem.

3.5. Terminologie pohybů a vzájemných postavení jednotlivých částí nohy

Terminologie pohybů a vzájemných postavení jednotlivých částí nohy má své specifické odlišnosti vyplývající z fylogeneticky daného pronatorního zkrutu bérce a nohy a pravoúhlého neutrálního postavení nohy vůči bérce v sagitální rovině.

Pozn. Při něm se původně dorzální části dolní končetiny dostávají ventrálně. Ještě koncem 6. týdne prenatálního embryonálního vývoje je noha i celá dolní končetina výrazně supinovaná, takže plantární plocha směřuje kraniálně. Dolní končetina (končetinový pupen) v 7. týdnu rotuje o 90° a dolní končetina jde do pronace a extenzory kolene, hlezna a prstů se postupně dostávají ventrálně.

Další zvláštností je pravoúhlé postavení dospělé nohy vzhledem k bérce. Embryo má equinózní postavení nohy vzhledem k bérce v dlouhé ose dolní končetiny. Dorzální flexe chodidla nastává zhruba mezi 13. – 16. týdnem embryonálního vývoje a noha se dostává postupně do pravoúhlého postavení vzhledem k bérce. Ve 28. týdnu je noha již v neutrální pozici (Bernhardt, 1998).

Neutrální – nulové postavení nohy je postavení v základní anatomické poloze a je to tedy 90° mezi dlouhou osou bérce a nohou.

U nohy je také zřejmá podobnost s horní končetinou, přesněji se zápěstím, kde je také možný pohyb do supinace a pronace, ale rozsah pohybu ruky je, ve srovnání s pohybem nohy, větší. Liší se také rovinami, ve kterých jednotlivé pohyby probíhají. Např. addukce a abdukce (radiální a ulnární dukce) je pohyb ruky vedený ve frontální rovině, u nohy se jedná o pohyb či postavení probíhající v transverzální rovině.

U kloubních struktur hlezna se jedná o praktický ekvivalent jednoduchého kloubu s třemi stupni volnosti, což umožní noze zaujímání pozice ve volném prostoru i adaptaci na nerovnosti povrchu.

Pokud leží noha v základní anatomické poloze, tři hlavní osy kloubního komplexu jsou vzájemně na sebe kolmé.

Transverzální osa probíhá skrz oba malleoli a je shodná s vlastní osou hlezna. Ta leží téměř úplně ve frontální rovině a umožňuje pohyb do flexe a extenze (plantární a dorzální flexe), které probíhají v sagitální rovině.

Podélná osa dolní končetiny probíhá vertikálně a kontroluje pohyb do addukce a abdukce v transverzální rovině.

Podélná osa chodidla je uložena horizontálně v sagitální rovině. Vede pohyb nohy do pronace a supinace.

Osy pohybů jednotlivých částí nohy neleží v hlavních anatomických rovinách.

Pohyby nohy, jako pohyby ostatních částí těla, lze rozdělit na pohyby aktivní a pasivní. Při vyšetřování funkčních pohybů se rozsah pohybů určuje goniometrií v hlavních rovinách, běžná motorika však zahrnuje pohyby sdružené a kombinované ve více rovinách. Vzhledem k nejednotnosti pojmů je nutné vymezit termíny pohybů v kloubech a jejich jasné definice, použité v této práci.

Autorka této práce si uvědomuje složitost situace a často paradoxní používání těchto pojmů a rozhodla se využít terminologie nejčastěji používanou v současné české odborné literatuře.

Flexe a extenze je pohyb v sagitální rovině. U nohy je extenze pohyb dorza nohy dopředu a vzhůru, ale častěji je označována jako dorzální flexe. Opačný pohyb, kdy se dorzum nohy oddaluje od bércových kostí, bývá popisován jako plantární flexe.

Addukce a abdukce je popis pohybů ve frontální rovině. U nohy jsou terminologické odchylky, kdy tyto pohyby probíhají v transverzální rovině vzhledem k rovině mediální (Vařeka, 2004).

Abdukce a addukce prstů nohy je popisovaná vzhledem k dlouhé ose nohy, která prochází druhým metatarsem.

Valgozita a varozita jsou většinou pojmy určující postavení distálního segmentu vůči proximálnímu ve frontální rovině. Valgozita je abdukční postavení distálního segmentu vzhledem k proximálnímu.

Rotace je pohyb v kloubu, kdy rotace probíhá v rovině kolmé k ose rotace.

Pronace jako rotační pohyb planty kolem podélné osy nohy, kdy se zvedá malíková strana planty a palcová zůstává na podložce. *Supinace* je rotační pohyb a od podložky se zdvihá palcová strana (Čihák, 2001).

Inverze je pohyb složený ze supinace, plantární flexe a addukce. *Everze* je složený pohyb z pronace, dorzální flexe a abdukce.

Supinace a pronace jsou jednoduché pohyby ve frontální rovině v dlouhé ose chodidla, inverze a everze pak pohyby složené. Inverze a everze je pohyb, který se děje v otevřeném kinematickém řetězci a naopak izolovaná supinace a pronace je možná u pohybu v zatíženém segmentu. Vzhledem ke sdruženým pohybům je jasné, že pohyb neprobíhá v jedné rovině (Kapandji, 1987).

Pozn.: V současné literatuře je známa polemika ohledně pojmů určující pohyby segmentů nohy. Jedná se především o pojmy everze/supinace a inverze/pronace, které bývají používány mnohdy i v protichůdném smyslu nebo se liší ve smyslu popisu pohybu ve třech či jedné rovině, čili jednoduchého nebo složeného pohybu. Magee považuje supinaci a pronaci za pohyby složené a inverzi a everzi za pohyby jednoduché ve frontální rovině. Naopak Kapandji považuje supinaci a pronaci za pohyby jednoduché ve frontální rovině a inverzi a everzi za pohyby složené (Kapandji 1987, Magee 1992, Vařeka 2004).

Jiní autoři popisují supinaci jako zevní rotaci a pronaci jako vnitřní rotaci. Kleiger (1956) popisuje pohyby nohy tak, že zevní rotace hlezna je definovaná jako laterální úklon přednoží od podélné osy tibie. Vnitřní rotace je mediální úklon přednoží od stejné osy. Tento pohyb se děje také částečně v tibiotalárním kloubu. V neutrální pozici, pokud jsou ligamenta nohy intaktní, je tento pohyb nepatrný, je-li noha v plantární flexi, je tento pohyb nepatrně zvýšen. Větší rozsah pohybu ukazuje na poranění ligament. Everze nohy je složený pohyb ze zevní rotace a posunu paty na podélnou osu calcanea. Inverze je pohyb složený s vnitřní rotace a posunu paty k podélné ose. Tento pohyb se převážně děje v subtalárním kloubu a středním tarzálním kloubu, ale pokud dojde k natržení ligament nebo mají-li zvýšenou laxicitu, může probíhat také v tibiotalárním kloubu.

Termíny abdukce a addukce mohou být použité jako synonyma pro everzi a inverzi hlezna. Jsou vhodnější pro použití popisu laterální a mediální deviace přednoží v dorzoplantární ose skrz mediotarzální kloub. U termínů pronace a supinace jde o složený pohyb nohy. Pronace je kombinace everze nohy, laterální rotace hlezna a abdukce přednoží. Supinace je kombinace inverze nohy, mediální rotace hlezna addukce přednoží (Kleiger, 1956).

Hertel popisuje pohyb v hleznu jako pohyb sdružený ve třech kloubech – talokrurálním, subtalárním a tibiofibulární syndesmóze, které pracují spolu a koordinují práci zánoží. Zánoží je schopno pohybu v sagitální rovině (plantární flexe a dorzální flexe), ve frontální rovině (inverze a everze) a v transverzální rovině (vnitřní a zevní rotace). Pohyb zánoží neprobíhá izolovaně v jednotlivých, hlavních rovinách, ale koordinovaný pohyb tří kloubů dovoluje zánoží pohyb jako celku kolem osy rotace hlezna šikmé k dlouhé ose dolní končetiny. Pohyb zánoží neprobíhá striktně v hlavních rovinách protože talokrurální a subtalární kloub má šikmou osu rotace. Spojení pohybů v hleznu nejlépe popisuje pronace a supinace. V případě, kdy hlezenní kloub je označován jako skloubení talokrurální, subtalární a tibiofibulární syndesmózy jako u Hertela, jsou možné pohyby v hleznu popisovány takto: v otevřeném kinematickém řetězci se pronace skládá z dorziflexe, everze a zevní rotace, supinace z plantární flexe, inverze a vnitřní rotace. V uzavřeném kinematickém řetězci se pronace skládá plantární flexe, everze a zevní rotace, supinace pak z dorziflexe, inverze a vnitřní rotace.

Někteří autoři (Čihák 2001, Kapandji, 1987) považují supinaci a pronaci za jednoduché pohyby ve frontální rovině kolem dlouhé osy nohy. Při supinaci se ploska stáčí dovnitř, při pronaci zevně. Inverze a everze jsou podle nich komplexní pohyby, inverze zahrnuje supinaci, plantární flexi a addukci, everze zahrnuje pronaci dorzální flexi a abdukci. Řada dalších autorů (např. Magee) však tyto pojmy používá opačně (supinace, pronace jako komplexní pohyby, inverze a everze jako pohyby pouze kolem dlouhé osy nohy), nebo je používají jako synonyma. Proto je důležité si uvědomit, jaké konkrétní pojmy autor používá pro který pohyb (Vařeka, 2003).

Z pohledu kineziologie je velmi důležitý fakt, že pohyby v kloubech nohy probíhají často v uzavřeném řetězci, ve kterém není možné provádět pohyby pouze v jednom kloubu. Příkladem je zatížená noha v opěrné fázi krokového cyklu. Naopak v otevřeném řetězci je možné provést pohyby v jednom kloubu.

3.6. Funkce ligamenta colaterale laterale

Tato ligamenta mají variabilní délku, šířku a tloušťku, dokonce někteří vědci nerozdělují laterální komplex na tři ligamenta, ale uvádí jen jedno společné laterální ligamentum (Hertel, 2002).

ATFL je zhruba 15 – 20 mm dlouhé. Začíná z anteriorního povrchu hrany distální lýtkové kosti a dotýká se laterálního maleolu a obíhá zepředu k úponu na collum talu. Jeho podrobnější popis je probrán v samostatné kapitole (viz níže).

CFL je 25 mm dlouhé a začíná z přední hrany distální části laterálního maleolu, pouze kousek od začátku ATFL a přibíhá mediálně, posteriorně a inferiorně k laterální straně calcanea. CFL překlenuje hlezenní a subtalární kloub. Formuje patro pouzdra peroneální šlachy. Úhel mezi CFL a ATFL naměřený na 50 kadaverech v sagitální rovině byl průměrně 105°. Ve frontální rovině byl průměrně 100° v rozmezí od 60° do 140° (Inman, 1991). CFL vede skrz hlezenní i subtalární kloub, které mají odlišné osy

rotace. Díky tomu musí být toto ligamentum vedeno tak, že nebrání rozsahu pohybu v ani v jednom z kloubů, ale funkci těchto kloubu podporuje nezávisle či simultánně. V sagitální rovině běží osa CFL paralelně k ose subtalárního kloubu. V transverzální rovině se CFL rozbíhá od subtalární osy v ostrém úhlu.

PTFL vystupuje z mediálního povrchu laterálního maleolu a směřuje téměř horizontálně k posterolaterálnímu výběžku talu. Splývá s povrchem kloubního pouzdra a je velmi dobře vaskularizováno cévami vedoucími z talu a fibuly (Renstrom et al., 1988; Sarrafian, 1994).

Inervace ligament laterálního komplexu se děje z n. fibularis profundus.

Charakteristická role kolaterálních ligament hlezna je ve stabilizaci hlezna a subtalárního kloubu. Stabilita je díky anatomickému průběhu vazů zajištěna ve všech směrech pohybu.

Kolaterální laterální ligamenta fungují recipročně. V dorzální flexi je PTFL maximálně napnuto, CFL je napnuto středně a ATFL je uvolněné. V plantární flexi je nejvíce napnuté ATFL, CFL a PTFL je relaxované.

Stabilizační funkce laterálních ligament hlezna je daná jejich anatomickým průběhem. Mají za úkol zabránit přílišné rotaci (inverzi/supinaci a everzi/pronaci) a anteroposteriornímu posunu talu, ale také omezují přílišnou plantární a dorzální flexi.

V sagitální rovině je osa CFL v neutrální pozici nohy umístěna téměř paralelně k ose subtalárního kloubu. V plantární flexi CFL i subtalární osa vedou horizontálně. V dorziflexi se více přibližují vertikální pozici a tím se CFL dostává do pozice skutečného kolaterálního ligamenta a může zabraňovat rotaci talu. U ligamenta ATFL je tomu naopak, jako kolaterální ligamentum funguje nejlépe v plantární flexi, kdy je pozice jeho osy paralelní k dlouhé ose končetiny. PTFL v neutrální pozici hlezna téměř horizontálním průběhem své osy napodobuje osu ATFL, v plantární flexi je však relaxované. Pokud se hlezno nachází v plantární flexi, je CFL méně schopno zabránit talární rotaci a recipročně, je ATFL nyní více schopno tomuto pohybu talu zabránit.

Renstrom a Kanus (1991) popisují primární funkci ATFL a PTFL, kterou je zabránění přílišného předozadního posunu talu vzhledem k fibule a tibií. Funkcí CFL je zabránění inverze calcanea vzhledem k fibule.

Dle Renstroma (1988) se ATFL dostává do zvýšeného napětí se zvýšením plantární flexe. CFL má jen malý stabilizační efekt během plantární flexe, avšak pokud se noha dostává do dorzální flexe, vykazuje zvýšené napětí. CFL tedy náleží k hlavním laterálním stabilizátorům v neutrální pozici až dorzální flexi. ATFL je primární laterální stabilizátor hlezna ve všech pozicích především v plantární flexi. A jelikož většina zranění hlezna se stane během plantární flexe, v addukci a supinaci (inverzi), je ATFL prvním ligamentem poškozeným disrupcí. Když tržná síla pokračuje, dojde k poranění CFL, poté následuje PTFL. Jestliže je hlezno v momentě úrazu v dorzální flexi, je větší pravděpodobnost ruptury syndesmosy (anterior a posterior inferior tibiofibulární ligamentum s interoseální membránou) (Renstrom, Kannus, 1994).

Mnoho studií se zabývá vlivem sekcí jednotlivých ligament na mechanickou stabilitu a případně vzniklou kloubní laxicitu.

Výrazné zvýšení laxicity u testovaných probandů zjistili po disekci ATFL Johnson a Markolf (1983) během plantární flexe. Naopak během dorzální flexe se laxicita hlezna po disekci ATFL nijak nezvýšila.

Kjaersgaard-Andersen a kol (1987) ve své studii poukázali na 20% zvýšení subtalární rotace a 61% až 77% zvýšení talokalkaneální addukce po odnětí CFL.

Kovaleski a kol. uvedli zvýšenou laxicitu v anteriorním směru a inverzně-everzním směru pohybu hlezna po odstranění ATFL a CFL a také při samostatném odnětí ATFL (Hubbard, Hick-Little, 2008).

Stormont a kol. zkoumali efekt laterálních ligament a stabilitu hlezna po jejich disekci v zátěžové modelové situaci. Testováním zjistili, že kloubní povrch zajišťuje 30 % stabilitu hlezna v rotaci a 100% stabilitu v inverzi.

Cass a Setlles (1994) studovali stabilitu hlezna a subtalárního kloubu po odstranění laterálních ligament a schopnost kloubních ploch tuto stabilitu zajistit. Při izolovaných lézích CFL a ATFL nenalezli zvýšenou supinaci talu. Pokud odstranili obě ligamenta najednou, zvýšila se talární supinace o 20,6°. Zevní rotace nohy byla možná průměrně 11,1° při intaktních ligamentech. Po přetěti ATFL došlo k průměrnému zvýšení pohybu do zevní rotace o 4,9° a v případě následného přetěti CFL se zvýšila o dalších 12,8°. Autoři předpokládají, že ATFL a CFL pracují jako v tandemu zabraňující nadměrné rotaci talu. Zároveň došli k závěru, že kloubní povrch samostatně dokáže stabilitu kloubu zajistit jen velmi málo.

Mnoho studií se zaměřuje na testování funkce a mechanických vlastností ligament a zanártních kloubů. Většina studií se shoduje jednoznačně na funkci ATFL jako hlavního stabilizátora předozadního posunu talu a zabránění rotace talu do inverzního směru. CFL funguje recipročně a rovněž zabraňuje rotaci talu, častěji však v dorzální flexi nohy. Souhrnně výsledky výzkumu uvádí tabulka č. 8.

Tabulka č. 8.: Funkce laterálních ligament hlezna (upraveno dle Hubbarda, 2008). Použité zkratky: ZR – zevní rotace, DF – dorzální flexe, PF – plantární flexe.

	ATFL	PTFL	CFL
Renstrom a Kanus (2002)	Předozadní posun talu vůči tibii. ATFL má zvýšené napětí v PF.	Předozadní posun talu vůči tibii.	Zabránění inverze kalkaneu. Zvýšené napětí v DF.
Johnson a Markolf (1983)	Po jeho disekci zvýšená laxicita v PF, v DF beze změn.		
Kjaersgaard-Andersen a kol (1987)			Zvýšení o 20 % subtalární rotace a až 77 % talokalkaneární addukce po jeho odnětí.
Colville et al., 1990; Renstrom et al., 1988; Sarrafian, 1994	Hlavní stabilizátor v PF a inverzi.		Hlavní stabilizátor v neutrální pozici a DF.
Kovaleski a kol.	Odnětí ATFL zvýšilo laxicitu hlezna v anteriorním a inverzním everzním směru.		Odnětí CFL + ATFL zvýšilo laxicitu hlezna v anteriorním a inverzním/everzním směru.
Hubbard, Hick-Little (2008)	Odnětí ATFL zvýšilo laxicitu hlezna v anteriorním a inverzním/		Odnětí CFL + ATFL zvýšilo laxicitu hlezna v anteriorním a inverzním/

	everzním směru.		everzním směru.
Cass a Settles (1994)	Izolovaná léze žádná změna v rozsahu rotace talu, ZR v inverzní noze navýšení o 4,9°. Společná disekce ATFL + CFL = zvýšení talární rotace o 20,6°.		Izolovaná léze žádná změna v rozsahu rotace talu, ZR v inverzní noze navýšení o 12,8°. Společná disekce ATFL + CFL = zvýšení talární rotace o 20,6°.

3.7. Funkční anatomie ATFL ve vztahu k poraněním hlezna

ATFL začíná z přední hrany distální fibuly, kde se dotýká laterálního maleolu a vede zepředu k úponu na krček talu v úhlu asi 45° ve frontální rovině. Pokud je noha v neutrální pozici, běží téměř horizontálně, ale pokud je noha v plantární flexi, pak se osa ligamenta skloní paralelně k dlouhé ose DK, takže funguje jako kolaterální ligamentum.

Posiluje anterolaterální plochu kloubního pouzdra hlezenního kloubu se kterým je intimně spojeno, přesto je od něj snadno rozlišitelný. Při opakovaných poraněních ATFL se však často rozlišení mezi ligamentem a kloubním pouzdrém následkem zjizvení při hojících procesech stírá (Trevino, 1994).

Průměrné rozměry ATFL udávané v literatuře se mírně liší. Dle Inmanna (1991) je ATFL asi 2 mm vysoké, 10 mm široké a 20 mm dlouhé. Podle Hertela je jeho průměrná šíře pouze 7, 2 mm, ale délku udává až 24 mm. Rozdíly v anatomických rozměrech mohou být dány celkovými proporcemi a výškou zkoumaných probandů.

In vitro kinematické studie ukázaly, že ATFL zabraňuje anteriornímu posunu talu a nadměrné inverze a vnitřní rotaci talu (Stormont, 1985, Renstrom, 1988).

Výzkum mechanických vlastností ATFL prokázal, že v porovnání s PTFL, CFL, ligamentum tibiofibulare anterior inferior a deltoidovými ligamenty, má ATFL nejnižší schopnost odolat maximálnímu zatížení a jeho tendenci k selhání (Attarian, 1985), což může vysvětlovat jeho nejvyšší četnost poranění ve srovnání s ostatními ligamenty hlezna.

Popis anatomických variabilit ATFL je některými autory také zmiňovaná, žádná studie ovšem neřeší, jakým způsobem mohou tyto odchylky ovlivňovat funkci tohoto ligamenta a potažmo stabilitu hlezna.

Anatomickou variabilitu průběhu ATFL zkoumal Milner (1997) na 26 hleznech kadaverů. Sledoval přítomnost jednoduchých (nezdvojených) průběhů, bifurkací a trifurkací ATFL. Jednoduché průběhy a bifurkace ATFL byli zjištěny bilaterálně i unilaterálně. 10 z 26 (38%) kadaverů mělo jednoduchou formu (nezdvojenou) ligament, 8 bylo nalezeno bilaterálně a 2 unilaterálně. Ve 13 případech (50%) byla nalezena bifurkace ATFL, 12 z nich oboustranně a u 1 jednostranně. Trifurkační forma ATFL byla nalezena ve 3 případech (12%) této studie, všechny tři případy byly unilaterální a byly nalezeny u žen.

Sarrafián(1983), zveřejnil studii, kde byla bifurkace vazy přítomná u většiny probandů a trifurkace příležitostně. Ve 38 % byl přítomný pouze jednotlivý vaz. Burks a Morgan (2004) ve svém výzkumu nacházeli také bifurkaci vazy a to inferiorně, ale o trifurkační formě se nezmiňují.

Bilaterální symetrie vícečetných forem ligament je popisovaná v těchto studiích častěji. Je jasné, že variace v anatomii ATFL hlezna existují. Literatura nezmiňuje, zda sledované variace ATFL modifikuje jeho funkci. Otázkou tedy zůstává, jak tyto variace mění funkci ATFL.

3.7.1. Morfologický aspekt ATFL

ATFL, stejně jako ostatní kolaterální ligamenta hlezna, má charakteristickou morfologii a strukturu, která vysvětluje jeho reakci na zátěž v případě poranění v akutním přetížení. Znalost jeho morfologie může napomoci porozumět reparační reakci po zranění a léčbě.

ATFL je složeno z tuhého kolagenního vaziva, které obsahuje převážně kolagen typu I (> 150 nm v průměru) v kombinaci s malým počtem kolagenu typu II. a III. Kolagenní vazivo vazy má vlákna orientována do určitých směrů podle na něj působící zátěže (Hintermann 1999, Nyska, 2002).

ATFL je složen z kolagenních vláken, která jsou velmi ohebná a pevná na tah, ale mají menší pružnost. Kolagenní vlákna se prodlužují jen o 8 -10% své délky, ale unesou zatížení až 50 kg na 1 mm². V místě připojení vazů na kloubním povrchu talu, byla zjištěna přítomnost také buněk vazivové chrupavčité tkáně v šíři zhruba 4,2 mm.

Pozn.: Druhy vaziva se liší poměrem množství buněk, mezibuněčné hmoty a fibril a převažujícími druhy fibril a buněk. Rozlišujeme tři základní druhy vaziva, mezi které patří mesenchym, vazivo rosolovité a kolagenní vazivo.

V kolagenním vazivu převažují kolagenní vlákna - fibrily (což je vláknitá složka mezibuněčné hmoty secernovaná fibroblasty) a podle uspořádání se rozlišuje na řídké vazivo - fibrilární a tuhé vazivo - fibrózní. Tuhé vazivo kolagenní má převahu tlustých kolagenních fibril nad buňkami, a obsahuje i fibrily elastické. Vyskytuje se jednak jako vazivo neuspořádané, jednak jako vazivo uspořádané. Ve vazech se nachází uspořádané vazivo, v němž převažují vlákna orientovaná do určitých směrů podle převažujících mechanických nároků.

Kolagenní vlákna jsou velmi pevná a ohebná. Jsou lehce zvlněná a zpravidla shluknutá ve svazky. Základem každého kolagenního vlákna (průměr 1-2μm) je bílkovina kolagen, tvořená menšími vláknitými molekulami tropokolagenu (průměr 20-100nm). Molekula kolagenu je tvořena hlavně aminokyselinami glycinem, prolinem, hydroxyprolinem a hydroxylysinem. Poslední dva vznikají posttranslační modifikací prolinu a lysinu za účasti kyseliny askorbové - vitamínu C.

Fibrily kolagenu jeví v elektronovém mikroskopu příčné žíhání o periodě kolem 64nm. Toto žíhání vzniká uspořádáním molekul tropokolagenu. Každá tropokolagenová molekula se skládá ze tří spirálovitě stočených řetězců aminokyselin alfa 1 a alfa 2, které se jen málo liší pořadím aminokyselin. Řetězce tvoří trojitou spirálu, která se označuje jako tropokolagen. Je to základní jednotka kolagenu, dlouhá přibližně 256 nm.

Existuje celá řada typů kolagenu, nejdůležitější je kolagen typu I, II, III, IV, a V. Nejrozšířenější je typ I, představuje 90 % kolagenu v organismech, je přítomen v pokožce, šlachách, kostech a zubech. Typ II se vyskytuje v chrupavkách. Typ III je

kolagen embryonálního vývoje, později je nahrazen typem I. Typ IV se vyskytuje v bazální membráně epitelů. Kolagen typu V je charakteristický pro stěnu krevních cév.

Kolagen je produkován především vazivovými buňkami (fibroblasty), buňkami chrupavky (chondroblasty), kostí (osteoblasty), ale i epitelovými buňkami. Syntéza zčásti probíhá uvnitř buňky, částečně extracelulárně. Polypeptidové řetězce jsou syntetizovány na hrubém endoplazmatickém retikulu buňky. Vzniklý prokolagen je vyloučen do extracelulárního prostoru, kde z něj enzym prokolagenpeptidáza odštěpí tropokolagen. Ten reaguje s ostatními molekulami tropokolagenu a za přítomnosti katalyzátoru, kterým je enzym lisyloxidáza, vytváří mikrofibrily.

Kumai (2002) zkoumal histologii ligamenta a zjistil, že většina ATFL se skládala z typických tuhých vláken pojivové tkáně s fibroblasty vnořených mezi kolagenní vlákna. Příležitostně našel krevní cévy v endotenonium i epitenonium ligamenta a vysoce vaskularizovanou synoviální membránu.

Na ATFL rozlišujeme fibulární a talární připojení ke kosti (entasis). Oba konce ligamenta jsou připojeny ke kosti vedle kloubního pouzdra. Rozdíly ve strukturách těchto dvou připojení byly již kvantifikovány morfometrickými technikami, které zjistili např. nižší kostní denzitu u fibulárního připojení, ovšem s vyšší chrupavčitou částí úponu vazů.

Díky těmto vlastnostem jsou méně časté avulzní fraktury na talární straně připojení ligamenta, protože kostní denzita je zde větší a zátěž je rozptylována z talárního konce přes obal ligamenta fibrochrupavčitého charakteru do blízkosti talárních kloubních ploch.

V místě úponu vazů je možno identifikovat čtyři zóny pojivové tkáně – tuhé kolagenní vazivo, nekalcifikovaná vazivová chrupavka, kalcifikovaná vazivová chrupavka (subchondrální vrstva) a kost. Buňky v nekalcifikované části vazivové chrupavky jsou obvykle tvořeny v podélných řadách a jsou obklopeny metachromatickou peribuněčnou matrix. Množství nekalcifikované vazivové chrupavky je vyšší na fibulárním než na talárním konci ligament. Subchondrální ploška je naopak obvykle silnější na talárním než na fibulárním konci ligament. Dřeň na obou připojeních se nachází v hloubce 2mm.

Rozdíl v uspořádání a orientaci kostních trabekul se také může vyskytovat - na fibulárním konci byl častější nález kostních trámců seřazených podél dlouhé osy ligamenta, z čehož může vyplývat, že zátěž je přenášena větší měrou na fibulární konec ATFL. Oba konce pak mohou mít rozdílný nález např. v mineralizaci kosti, trabekulárním zúžení, aj. abnormalit v závislosti na věku (Kumai, 2002).

3.8. Zatížení nohy ve stoji

Stabilizace vertikální polohy, tedy stoje, je složitý dynamický proces, který vyžaduje součinnost subkortikálních struktur včetně cerebella. Tato činnost je řízena proprioceptory z vestibulárního aparátu a z periferie pohybového systému, aferencí optomotorickou, exteroceptory kůže a interoceptory vnitřních orgánů (Véle, 2001).

Klidný, uvolněný stoj na obou končetinách je dynamický stav, charakterizovaný drobnými vyrovnávacími pohyby. Noha spočívá na podložce, tělesná hmotnost je přenášena hlezenními klouby na talus, a odtud dále podle stavby skeletu nohy na kalkaneus a předonoží.

Měkké tkáně chodidla působí jako viskózně elastický nárazník a přenášejí bodové tlaky skeletu na větší kontaktní plochy. Otřesy a pohyby podložky jsou specifickým sensorickým aparátem, jenž tvoří tlakové receptory v kůži, proprioceptory v kloubních strukturách a tahové receptory ve šlachách a svalech, přenášeny do vyšších etází, odkud jsou automaticky řízeny malé korekční pohyby.

Stavba nohy v klenbu zůstává i při jejím zatížení zachována. Klenutí nohy je udržované díky kostní architektice, která má podobu tzv. klenáku nebo krokví (viz výše) a včetně vazů a svalů, které za fyziologických okolností drží nohu v optimálním postavení.

Posturální funkce nohy je biomechanicky realizována především prostřednictvím určitých oblastí plosky nohy resp. segmentů nohy či části těchto segmentů. Ty je možné

označit za opěrné body, jakkoliv je z pohledu geometrické terminologie toto označení nepřesné. I stoj je pouze kvazistatický stav a jednotlivé body jsou využívány k vytvoření opěrné plochy podle aktuálně se měnící situace, permanentně vyhodnocované řídicím systémem. Průběžně se tedy mění opěrná plocha a od ní odvozená opěrná báze. Při stoji s maximálním zatížením paty osciluje COP mezi třemi hlavními oblastmi - patou, laterálním paprskem a hlavičkou I. či II. MT. Tyto oblasti opory zhruba odpovídají klasickému třibodovému modelu, tak jak ho popisuje Kapandji, jež je ale statický a neodpovídá tím skutečnosti. Takže míra zatížení v opěrných oblastech plosky se mění. Hlavním principem dynamického třibodového systému je kontinuálně se měnící kombinace opěrných bodů. Třibodová opora je z hlediska stability minimální požadavek, i když může být dále redukována při využití rovnovážných pohybů paží nebo trupu, spíše se však tyto mechanismy kombinují a doplňují. Dvou - či jednobodová opora je v delším časovém úseku dostačující pouze při významném působení setrvačné síly a změnách opěrné báze (chůze, běh), s klesající setrvačností roste význam minimálně třibodové opory (Vařeka, 2002).

Udržováním stability stoje je zajišťováno aktivací posturálních svalů.

Při vyrovnaném stabilním stoji je korekce polohy zajišťovaná jenom malou aktivitou autochtonní muskulatury, m. iliopsoas, akrálními svaly dolní končetiny a m. soleus.

Při horší stabilitě se postupně aktivují svaly lýtkové a bérkové, později stehenní až dlouhé svaly trupu.

Pasivní stabilitu hlezenního kloubu zajišťují ligamenta, kloubní povrchy a kloubní pouzdro (viz níže). ATFL je v klidném stoji, kdy se noha nachází v neutrální pozici ve středním napětí, tudíž je schopno zajistit stabilitu hlezenního kloubu. Více je napnuto CFL, které svou pozicí udržuje stabilitu hlezna a zároveň subtalárního kloubu.

Díky součinnosti aktivních a pasivních stabilizátorů může být zajištěn kvazistatický stoj, odolávající zevním vlivům prostředí působící na jeho stabilitu. Periferní stabilizátory organizují centrální mechanismy řízení stability (viz níže).

Udržování rovnováhy stoje vyžaduje nejen organizaci správných pohybových strategií, ale i smyslů, zejména zraku, vestibulárních informací, sluchu a propriocepce. Posturální stabilita vyžaduje obojí - vybrat správný smysl pro prostorovou orientaci a vybrat nejvhodnější pohybovou strategii (Horak, 1998, Vele, 2001).

Pozn.: Vymezení pojmů

GRS - globální referenční systém – třídimenzionální prostorový vztahový systém. První vektor je určen směrem působení gravitace, další dva kolmé pak ve směrech předozadním a pravolevém.

COM – centrum tělesné hmoty, těžiště, Centre of Mass, je bod odpovídající projekci celkové tělesné hmoty do GRS a je určen průmětem hodnot COM jednotlivých tělesných segmentů v GRS.

GRS a je určen průmětem hodnot COM jednotlivých tělesných segmentů v GRS. Do tohoto bodu umístíme tíhovou sílu F_g . Proměnná COM souvisí se stabilitou člověka v jednotlivých postojích a polohách, a je pod kontrolou rovnovážného řídicího systému (Winter, 1995). V tzv. základním anatomickém postoji se celkové těžiště těla nachází přibližně ve výši 2. křížového obratle. V průběhu ontogenetického vývoje člověka do dospělosti se těžiště posouvá.

Poloha těžiště závisí na rozložení látky v tělese a může ležet i mimo látku tělesa na rozdíl od centra tlaku – COP, které leží vždy v kontaktu tělesa s podložkou.

COG – Centrum gravitace, Centre of Gravity, je vertikální projekci COM na opornou bázi (Winter, 1995). Unilaterální posturální kolísání je rozděleno na mediolaterální a anteroposteriorní komponentu. Výchylky COG jsou v obou směrech menší než výchylky COP.

COP – Centrum tlaku, Center of pressure, představuje vážený průměr všech tlaků nad povrchem oblasti, která je v kontaktu s podložkou a je tedy místem působení vektoru vertikální reakční síly. Jsou-li obě chodidla v kontaktu s podložkou, leží čistý COP někde mezi chodidly v závislosti na relativní váze nesené každým z chodidel. Pokud jsou obě chodidla v kontaktu, existuje COP pod každým chodidlem a odráží tak neuromuskulární kontrolu svalů kolem hlezenního kloubu. V rámci titubací dochází k pohybu COP. Hodnota COP je zcela nezávislá na středu hmotnosti COM. Měřené COP není identické s COG, přesně ale odráží jeho polohu (Winter., 1995). Tedy dle Horákovy (1998) kotníkové strategie je výsledkem posouvání COG otáčením těla jako rigidní hmoty kolem hlezenního kloubu za neustálého kontaktu plosky nohy na podložce. Jestliže tato strategie není schopna vyrovnat výchylky COG, nastupuje kyčelní strategie. Dostane – li se poloha COM mimo opěrnou bázi, je použita strategie úkroku nebo poskoku.

3.9. Chůze

3.9.1. *Zatížení dolní končetiny při chůzi*

Lidská chůze je jako způsob lokomoce, umožňující přesun individua z místa na místo, v celé živočišné říši zcela jedinečná a pro species *Homo sapiens sapiens* přímo specifická. Vzpřímená bipedální chůze se děje optimální rychlostí s minimálním energetickým výdejem u každého jedince individuálně, s jemnými variacemi podle věku a pohlaví. Noha přitom slouží jako spojení těla s okolním prostředím a zpětnou propriocepcí udržuje vzpřímený stoj. Chůze je složena z opakujících se kroků. Jeden cyklus chůze zaujímá celý dvojkrok, probíhá v časovém intervalu mezi opakovaným kontaktem paty stejné nohy s podložkou. Jednotlivý krok je rozdělen na část statickou (stojnou fázi) a dynamickou (kročnou a švihovou fázi).

Při chůzi kromě pohybu v kloubech dolní končetiny v rovině sagitální a frontální, dochází k rotačním pohybům v rovině transverzální.

Při došlapu působí na nohu kromě vertikální zátěže i síly smykové a torzní (krut).

Vertikální zátěž má tlakový charakter síly, při kterém dochází k přibližování kloubních ploch k sobě, takže k relativním pohybům spojených částí skeletu dochází převážně v podmínkách těsného kontaktu kluzných kloubních ploch pod tlakem.

Kloub v takovém případě vykonává funkci pružného tlakového spojení. Tyto klouby jsou namáhány mnohem více, než klouby horních končetin a také u nich dochází častěji k degenerativním změnám. Hodnota tlakových sil, působících např. na hlavici stehenní kosti (femuru) může být zjištěna ze silového paralelogramu, tj. z hmotnosti těla a výslednice svalových sil udržujících rovnováhu. Při statické situaci jsou síly působící

v kyčelním, kolenním a hlezenním kloubu vlivem anatomické stavby těla větší, než je hmotnost těla (pákový systém).

Dynamika ve smyslu pohyblivosti člověka klade mimořádné nároky na pohybový aparát, především pak na klouby a jejich kontaktní plochy. Při chůzi jsou klouby dolních končetin vystaveny dynamickým silám, které vzhledem k jejich dlouhodobému cyklickému působení vedou často k destrukci kontaktních chrupavčitých ploch.

Kyčelní, kolenní i hlezenní kloub mají kontaktní plochy uzpůsobeny tak, aby zachytily dynamické síly odpovídající hmotnosti člověka. Např. průměr hlavice femuru je u dospělého člověka 38-56 mm. Kloubní jamka je při chůzi v kontaktu s hlavicí femuru na ploše rovnající se asi 80 % půlkruhu o poloměru, který se rovná poloměru hlavice. Díky elasticitě chrupavčitého krytu kontaktních kloubních ploch se tato kontaktní plocha, jež u kyčelního kloubu činí 430-920 mm², při přetížení zvětšuje o hodnotu úměrnou tloušťce chrupavky, její elasticitě a působící tlakové síle. Např. v případě kolenního kloubu bylo ukázáno, že toto zvětšení kontaktní plochy je až 50 %, při flexi velikost kontaktní plochy klesá úměrně s rostoucí flexí kolena. Kolenní kloub je tedy přizpůsoben namáhání, kterému je vystaven po většinu času.

V důsledku namáhání kloubů dolních končetin značnými silami a koncentrací tlakového napětí na poměrně malou plochu má pro dobrou funkci kloubu podstatný význam mazání; u lidského kloubu tuto funkci plní synoviální tekutina. Tato je do kloubní dutiny vylučována vnitřní vrstvou kloubního pouzdra. Ta dodává pružnost chrupavčitém krytům kloubních ploch a přitom je schopna svými viskózně elastickými vlastnostmi zachytit i určitou hodnotu tlakového napětí.

Synoviální tekutina spolu s chrupavkou tvoří z kyčelního kloubu, kolenního kloubu a kloubu hlezenního elastické tlakové kloubní uložení (Euromise, 2009).

Během odvíjení nohy působí opět smykové síly, zhruba stejně velké jako při došlapu, které nejsou způsobeny při normální chůzi odrazem nohy od terénu, ale jsou opět vektorem horizontálních a vertikálních sil po vyrovnání těla v té fázi cyklu, kdy zátěž spočívá na obou nohou. V první části stojné fáze působí tyto síly v oblasti paty, vzadu,

před ukončením stojné fáze působí hlavně na distální část plosky (Dungl, 1989, Véle, 1995).

Další síly působící na klouby dolní končetiny při jejich zatížení jsou smykové a torzní.

Tření generuje při pohybu síly, které jsou jednak závislé na charakteru pohybu, dále pak na vlastnostech daného prostředí. Jsou příčinou disipace mechanické energie a nevratných mechanických dějů. Viskosní tření závisí na viskozitě a rychlosti pohybu interagujících struktur, suché Coulombovo tření na molekulárních a atomárních silách.

Iniciální smyková síla je dána výslednicí vertikálních i horizontálních sil, kterými působí tělesná hmotnost na podložku decelerací při prvním kontaktu nohy s terénem (http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/biomechanika/dynamika_telese.php).

3.9.2. Krokový cyklus a stav ATFL během jednotlivých období chůze

Změny v poloze a napětí ATFL v jednotlivých obdobích cyklu chůze nebyl popsán, lze však odvodit od známých poloh kostních segmentů, jejichž kinematický popis znám je. Ideální by bylo zjistit přesné chování ATFL na základě vyšetření zobrazovacími technikami typu magnetická rezonance či ultrazvuku, popř. in vitro studii.

Krokový cyklus má dvě hlavní fáze: **opěrnou a švihovou**.

3.9.2.1. Opěrná fáze

Opěrná fáze se dělí na čtyři období.

První **období postupného zatěžování** začíná v okamžiku kontaktu paty s podložkou, až do okamžiku položení celé plosky.

Rotace začíná na pánvi a distálně se rozsah pohybů zvětšuje. V prvním okamžiku kontaktu paty s podložkou je pánev rotovaná dovnitř, to znamená, že stejnosměrná polovina pánve je vpředu. Celá dolní končetina rotuje vnitřně také v kyčelním kloubu a tento pohyb se dále promítá na postavení distálních kloubů přes femur a bérce na talus,

který je v addukci v transversální rovině. Kyčelní kloub je v první fázi ve flektovaném postavení, v kolenním kloubu je naopak extenze, hlezenní kloub je v dorziflexi nebo v neutrální pozici a postupně se dostává až do lehké plantární flexe při postupném pokládání plosky na podložku. Subtalární kloub se ze supinace dostává do pronace až v době maximální opory plosky, protože patní kost je v kontaktu s podložkou a nenásleduje addukci talu související s vnitřní rotací proximálních segmentů. V Chopartově kloubu naopak probíhá relativní supinace vzhledem k pronujícímu zánoží za aktivní pomoci m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus, kteří pracují excentricky a brzdí plantární flexi, ke které by přispěla gravitace. Nelze tedy hovořit o pasivní plantární flexi (zapříčiněná pouze gravitací). Takto nastavená noha má díky minimální stabilitě Chopartova kloubu možnost dobře se přizpůsobit ploskou povrchu.

Poloha ATFL v této fázi je zpočátku téměř horizontální, postupně však, jak plynule dochází k pokládání chodidla a až k plantární flexi, dojde díky změně polohy talu k přesunu průběhu ligamenta do polohy téměř vertikální. ATFL je zpočátku díky fixovanému calcaneu, vnitřně rotačnímu postavení bérce a addukci talu v naznačené dorzální flexi hlezenního kloubu relativně relaxovaný. Toto napětí se zvyšuje až s nárůstem plantární flexe, kdy vrcholí díky odklonu hlavice talu sklánějící se inferiorně. Celé ATFL (v souvislosti s pohybem talu a fibuly) migruje mediálně a navíc distální konec ATFL na krčku talu se díky plantární flexi hlezenního kloubu posunuje mírně distálně (inferiorně).

Druhé **období - střední opory** začíná plným opřením chodidla a končí odlepením paty. Po dosažení plného kontaktu nohy s podložkou je vnitřní rotace stejnostranné poloviny pánve postupně vystřídána progresivní zevní rotací, která je největší až v okamžiku odtržení prstů od podložky. V té době je druhá končetina v maximální vnitřní rotaci a příčná osa pánve probíhá nejvíce šikmo. Zevní rotace zatížené poloviny pánve je způsobena tahem adduktorů. Tah adduktorů uzamyká kyčelní kloub a pánev sleduje

postavení femuru, který je na konci stejné fáze v největší relativní zevní rotaci (spíše však střední postavení v kyčelním kloubu – patela směřuje ventrálně).

V době maximálního kontaktu plosky s podložkou dochází k plynulé extenzi v zatíženém kyčelním kloubu a flexi v kolenním kloubu, tyto rozsahy však u fyziologické chůze nejsou plně vyčerpány a pouze se přiblíží plnému funkčnímu rozsahu v těchto kloubech.

Hlezenní kloub se dostává do středního postavení a postupně až do dorsální flexe při postupném odvíjení paty od podložky. V subtalárním kloubu probíhá supinace a opět se uplatňuje pantový mechanismus, ovšem v opačném směru. Maximum zatížení se přesouvá na laterální stranu metatarzu a odlehčený calcaneus je supinován aktivitou m. triceps surae a m. tibialis posterior (Vařeka, 2004). Vzhledem k abdukovanému a supinovanému zánoží dochází k relativní addukci a k pronaci přednoží, které probíhají v Chopartově kloubu. Supinace zánoží a pronace předonoží způsobí zvednutí podélného klenutí. Os naviculare je zvedána nad podložku pomocí musculus tibialis posterior, ale také pasivně díky zevní rotaci talu a opoře o palcový metatarzus.

ATFL se dostává s nárůstem dorzální flexe při odrazu chodidla opět do relaxovaného postavení. Jeho poloha je nyní téměř horizontální, oproti předchozí fázi posunuta víc laterálně (vzhledem k předonoží) díky zevně rotačnímu postavení bérců a zánoží.

Ve třetím **období aktivního odrazu** pokračuje zevní rotace dolní končetiny. V kyčelním kloubu přechází extendovaná dolní končetina do hyperextenze s protažením m. iliopsoas a aktivitou m. gluteus maximus a kolenní kloub je extendován, ne však maximálně, končí přibližně na 3° flexe (Valmassy, 1995). Ke konci tohoto období je v kolenním kloubu opět zahájena flexe. V hleznu je nyní plantární flexe díky aktivitě m. triceps surae.

V subtalárním kloubu i nadále trvá supinace, vyvolaná aktivitou mm. gastrocnemii.

V Chopartově kloubu také zůstává pronace, kterou je kloub zpevněn a také díky současné supinaci subtalárního kloubu může noha jako rigidní páka uplatnit aktivitu lýtkových svalů a zajistit pohyb vpřed.

Zatížení nohy je přenášeno více medioventrálně. Laterální část nohy vytváří klenutí, způsobené funkcí m. peroneus longus a kladkovým efektem plantární fascie.

Optimální odraz o palec je závislý také na kinematice prvního (mediálního) paprsku. Pronace subtalárního kloubu přibližuje první paprsek k podložce. Pokud těžiště těla putuje vpřed, mechanismus supinace v subtalárním kloubu stabilizuje mediální oblouk a připraví nohu k odrazu o palec a ostatní prstce (Glasoe, 1999).

ATFL se v tomto období dostává do zvýšeného napětí díky plantární flexi hlezenního kloubu způsobené oddálením (sklonění) hlavičky talu od bérceových kostí. Avšak díky supinaci v subtalárním kloubu se talus sklání k fibule (v podélné ose chodidla) a tudíž je napětí tohoto ligamenta částečně redukováno. K ochraně ligamenta navíc přispívá zpevnění nohy díky pronaci zánoží. V plantární flexi hlezna má ATFL téměř vertikální průběh, jeho distální úpon se dostává více inferiorně. ATFL v této situaci napomáhá zpevňovat hlezenní kloub, jeho ochrana však může být účinná jen tehdy, pokud poloha nožních segmentů v odrazové fázi odpovídá supinačně – pronatornímu zkrutu zpevňující nohu. Pokud není zachované toto postavení segmentů a neproběhne dostatečně supinace v subtalárním kloubu, napětí v ATFL je díky plantární flexi a pronaci zánoží výrazně vyšší, než by odpovídalo fyziologickému stavu a pro vznik poranění ligamenta postačí nižší hodnota působící zevní síly, např. při podklouznutí nohy při odrazu na nerovném terénu.

Ve čtvrtém *období pasivního odlepení* pokračuje zevní rotace dolní končetiny. Po hyperextenzi v kyčli a extenzi v kolenu je zahájena rychlá flexe v obou kloubech. Také v hlezenním kloubu pokračuje plantární flexe a v subtalárním supinace, v Chopartově kloubu relativní pronace. Noha opouští podložku buď podle šikmé osy, spojující laterální MTP klouby, nebo okolo příčné osy I a II. MTP kloubu (Čihák, 2001, Dungal, 1989, Vařeka, 2003).

V tomto období se poloha ATFL díky postavení kostních segmentů neodlišuje od předchozího.

3.9.2.2. Švihová fáze

Švihová fáze začíná odlepením špičky nohy od podložky.

Během švihové fáze kroku dolní končetina zprvu zůstává v zevní rotaci až do okamžiku, kdy se změní poloha v kyčelním kloubu z extenze na střední postavení. Se zvyšující se flexí v kyčelním kloubu dochází k vnitřně rotačnímu postavení dolní končetiny až do okamžiku položení paty. Kolenní kloub je také ve flexi, postupně přechází do extenze až do okamžiku položení paty, kdy rozsah do extenze vrcholí. V hlezenním kloubu je dorziflexe při odrazu vystřídána neutrálním (nulovým) postavením až naznačenou plantární flexi v době po odrazu, kdy začíná flexe v kolenním kloubu, okamžitě se však hlezno staví do dorzoflekčního postavení (aktivitou m. tibialis anterior a peroneálních svalů), aby zabránil kontaktu špičky nohy se zemí. Poté vrcholí flexe v kyčelním i kolenním kloubu a v době, kdy je noha od země nejvýše, se hlezenní kloub dostává do neutrální pozice či dokonce až lehce plantárně flektuje (vliv gravitace na uvolněné přednoží, které v otevřeném řetězci ovlivní postavení v hlezenním kloubu). Na konci švihové fáze se opět dostává do dorziflexe, aby umožnil kontakt paty s podložkou. Subtalární kloub fungující v otevřeném řetězci, je zprvu supinován, pak s rostoucí vnitřní rotací dolní končetiny dochází k jeho pronaci, která trvá až do momentu kontaktu paty a podložky. Chopartův kloub je v everzi, před dopadem paty dojde k jeho inverzi.

ATFL i v této fázi může měnit své napětí, díky změně postavení jednotlivých segmentů nohy, ale po většinu času je díky převažující dorzální flexi v hlezenním kloubu relaxován. Na vrcholu švihové fáze se dostává do lehkého napětí díky obnově neutrálního postavení v hlezenním kloubu či jeho lehké plantární flexi. Také v momentě, kdy dojde k odrazu o medioventrální část chodidla a začíná flexe v koleni,

v hlezenním kloubu „povolí“ dorzální flexe a na krátkou dobu dojde k naznačené plantární flexi. Pokud by svaly zajišťující v tomto období dorzoflekční aktivitu hlezna nezareagovaly dostatečně pohotově, došlo by ve středním období švihové fáze ke kontaktu špičky nohy se zemí, což by mohlo negativně ovlivnit napětí ATFL až popř. narušit jeho intaktnost (v závislosti na velikosti působících sil).

3.9.2.3. Aktivita svalů dolní končetiny během krokového cyklu

Pro chůzi člověka je kromě jiného nezbytná práce svalů dolních končetin. Svaly trupu a horních končetin pracují u člověka v otevřeném kinematickém řetězci a tedy na rozdíl od dolních končetin postrádají punktum fixum na svém distálním konci. K lokomoci přispívají udělením zrychlení volným segmentům (bez přispění k udělení momentu hybnosti společnému těžišti těla).

Svaly dolních končetin pracují v uzavřeném kinematickém řetězci v opěrné fázi a vytvoří z nohy rigidní páku, která posune těžiště těla vpřed.

Ve švihové fázi zůstává dolní končetina v otevřeném kinematickém řetězci a pouze uděluje akceleraci ostatním volným segmentům. Svaly, které skutečně vedou pohyb vpřed, v době uzavřeného kinematického řetězce vykonávají extenzi. Patří k nim hlavně plantární flexory hlezna, pracující během období odrazu a kyčelní extenzory na začátku oporné fáze v době dopadu paty na podložku.

Svaly pracující v otevřeném kinematickém řetězci jsou rovněž pro chůzi nezbytné, mohou ovlivňovat délku a frekvenci kroků a tím měnit rychlost celé chůze.

Společné těžiště segmentového systému těla získává kinetickou energii dvěma způsoby. Prvně ze setrvačnosti švihové končetiny, udělené flexory kyčelního a hlezenního kloubu této končetiny v předchozím období odrazu. Druhým zdrojem je zrychlení, které udělují extenzory kyčelního kloubu opěrné dolní končetiny. V období odrazu oporné fáze extendovaná „zadní“ končetina tělo odtlačuje a „přední“ končetina tělo přitahuje v období ukončení švihů a v začátku oporné fáze.

Síla svalů jako vnitřní síla systému není v zásadě schopna sama vyvolat pohyb segmentového systému v prostoru, je pouze schopna změnit vzájemné postavení segmentů. Pohyb systému v prostoru, změnu jeho polohy, jsou schopny vyvolat pouze vnější síly (Vařeka, 2004).

3.10. Anatomická nomenklatura

Anatomická nomenklatura použitá v této práci se opírá o znění *Terminologia Anatomica* (FCAT, 1998) v Čihákově vydání *Anatomie* (Čihák, 2001). V latinské anatomické nomenklatuře je v současnosti užíváno mezinárodní názvosloví vydané Nomenklatorní komisí Světové federace anatomických společností (Federative Committee on Anatomical Terminology – FCAT).

Pozn.: S nejednotností anatomických pojmů se anatomická společnost potýká již od počátku, kdy pro jednu strukturu existovalo několik pojmenování. V roce 1895 byl sestaven první systém anatomické terminologie (9. kongres anatomické společnosti v Bazileji), který nomenklaturu sjednotil a tím zredukoval počet anatomických pojmů na desetinu původního množství. (http://en.wikipedia.org/wiki/Nomina_Anatomica, 1.9. 2009) Přesto však vykazovala spoustu nejasností a nedostatků a mezinárodním kongresem anatomu nebyla schválena nikdy. V průběhu 20. století se opakovaně diskutovalo o používání jednotlivých pojmů, taktéž jednotné určení poloh a směrů lidského těla. (Anatomický sjezd v Jeně, 1935, Mezinárodní sjezd v Paříži, 1955 aj.) (<http://www.anatomickenazvoslovi.cz/pna.htm>, 1. 9. 2009).

V současné době obsahuje nomenklatura řadu termínů s anglicizovanou latinou. V roce 1996 vypracovala FCAT (Federative Committee on Anatomical Terminology) nový návrh latinské anatomické nomenklatury, vydaný jako *Terminologia Anatomica* v roce 1998.

„Pro užívání latinských anatomických názvů v českém textu považují odborníci na český jazyk za správné, aby název, ať má stát ve větě v jakémkoliv pádu, byl uveden vždy

v nominativu, přičemž jeho správný pád má vyplynout z kontextu, event. z příslušné předložky. Řada názvů se používá ve formě počestěné; v tom případě se však převádí psaní podle výslovnosti (např. calcaneus – kalkaneus, pronatio – pronace)“, (Čihák, 2001).

Zvolený termín ligamentum talofibulare anterius, použitý v této práci, je známý v anatomické nomenklatuře již z počátku 20 století literatuře (Gray, 1918; www.bartleby.com/107/, 2. 9. 2009; Frohse, 1908). Termín ligamentum talofibulare anterius odpovídá současné schválené nomenklatuře (Federative Committee on Anatomical Terminology, 1998) a také v Čechách se pro toto ligamentum termín vžil a je autory (Čihák, 2001, Dylevský, 2000) častěji používaný než logičtější termín ligamentum fibulotalare anterius, vycházející ze starší nomenklatury.

4. STABILITA A INSTABILITA

V této kapitole je věnována pozornost diskusi zahrnující pohledy biomechanických a medicínských odvětví na pojmy stabilita a instabilita. Zdůrazňuje nezbytnost globálního pohledu na schopnosti jedince získat a udržet stabilitu a upozorňuje na všechny vlivy, vnější i zevní, které schopnost stability, tedy určitého stabilního equilibria segmentů i celého těla, ovlivňují. Dle Otáhala (2007) je stabilita schopností organismu a tkání návratu do původního stavu.

I biomechanický koncept dnes vychází ze samozřejmého předpokladu, že stabilita je řízená centrálním nervovým systémem za pomoci četných dopředných i zpětných vazeb mezi periferií a centrem. Pro lepší pochopení jsou včleněna schémata etází řízení stability (viz níže).

Lidské tělo ve vzpřímeném držení na dvou končetinách je ze své biomechanické podstaty velmi nestabilní systém tvořený množstvím segmentů. Úzká opěrná plocha chodidel musí vyhovět požadavkům na udržení stability kvazistatické polohy stoje či chůze. Opěrné body chodidla jsou neustále měněny a jen náznakem připomínají trojbodovou oporu, dříve diskutovanou v literatuře. Schopnost udržet stabilitu vzpřímené postury na dvou končetinách je dílem součinnosti všech složek výkonného, senzorického i řídicího systému. Výsledkem spolupráce všech složek systému je nepřetržité udržování posturálního equilibria během všech motorických aktivit jedince.

Systém vzpřímeného držení a udržování jeho stability má tři hlavní složky - senzorickou (propriocepce, zrak a vestibulární systém), řídicí (CNS, mícha) a výkonnou

(kosterní svaly). Tento systém má, stejně jako celý motorický systém, velké kompenzační možnosti. Oslabení či výpadek funkce jedné jeho části se nemusí projevit ihned, ale např. až při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci.

Schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu, zajišťuje posturální stabilita.

Udržování optimálního držení v kloubu zajišťuje kloubní stabilita. Z biomechanického hlediska je kloubní stabilita dána jak uspořádáním a tvarem kostních součástí, tak i uspořádáním kloubního pouzdra a vazů. Je v každém okamžiku zajištěna souhrou vazivového a svalového aparátu, tvarem kloubních ploch, tedy statickými a dynamickými stabilizátory (viz níže).

Na celkovou stabilitu působí síly vnějšího prostředí. Pokud jsou tyto síly nižší nebo stejné se silami statických a dynamických stabilizátorů systému, jde o funkční stabilitu kloubu. Jsou-li vyšší, jedná se o instabilitu.

Statická stabilita je dána tvarem kloubních ploch, pevností kloubního pouzdra a ligamenty.

Deformační vlastnosti kloubu (reologie) jsou výrazně závislé na reologických vlastnostech intra a extraartikulárních tkáňových komponent. Mezi důležité reologické vlastnosti patří poddajnost a tření (tribologie). Zatímco poddajnost je dynamická vlastnost intraartikulární i extraartikulární složky se značným významem pro funkci kloubu, je pasivní vlastnost artikulujících struktur pohybového aparátu dána především intraartikulární tribologií (třením).

Vlastnosti kloubu ovlivňují v nemalé míře také okolní tkáň. Významným akumulátorem energie se stává sval pro své výrazné elastické vlastnosti. Děje se tak řízeným způsobem, v závislosti na stupni aktuální a následné aktivace.

Dynamická stabilita je dána funkcí svalů, které provádějí aktivní pohyb + aktivní stabilitu kloubu v klidu. Vzhledem k tomu, že udržení vzpřímené polohy je značně

závislé (mimo jiné) na svalové činnosti, jedná se o proces, který je na základě zpětné vazby neustále korigován.

Pro hodnocení vzpřímené polohy se buď posuzuje tvar a poloha jednotlivých segmentů (především optické metody), anebo se sledují projevy korekčních mechanismů (např. EMG, stabilometrie). Optické metody jsou obvykle založeny na schopnosti analyzovat prostorové uspořádání a tvar v daném okamžiku, či v průběhu času. Elektromyografie dovoluje sledovat aktivitu svalů, které se podílejí na zajištění vzpřímené polohy. Stabilometrické vyšetření, analyzující změny polohy průmětu těžiště celého těla v čase do opěrné plochy, vypovídá dle některých autorů, o schopnosti celého funkčního komplexu (řídící i výkonové složky) zajistit požadovanou vzpřímenou polohu. Tento úsudek je však diskutabilní. Např. Otáhal (2007) tvrdí, že analýza změny polohy průmětu těžiště během vyšetření na stabilometrické plošině nevypovídá jednoznačně o stabilitě těla a jednotlivých segmentů.

Při chůzi i stojí dochází k souhře svalů nosných kloubů – kokontrakce. Svaly drží tělo (kloub) ve vzpřímené pozici. Během pohybu končetin s punctum fixum se jako referenční bod v oblasti trupu uplatňuje princip reciproční inervace antagonistů a aktivity agonistů (kmenová úroveň), jako i princip kokontrakce (vyšší etáže CNS) a facilitace synergistů. CNS stále zvažuje způsoby řízení posturálních (tonických) i fázických funkcí, aby byl pohyb plynulý a netrhaný. Oba systémy, tonický a fázický, reagují jako funkční jednotky a jsou reflexně propojeny (Trojan, Druga, Pfeiffer 2001).

Pohybové chování se projevuje jak udržováním určité polohy, tak i pohybem. Účelově řízený pohyb vyžaduje schopnost průběžně nastavitelného rozsahu pohyblivosti segmentů nebo jejich skupin podle aktuální potřeby. Svaly se zapojují automaticky a umožňují aktivní držení těla ve všech polohách, které kloub ve funkčním centrovaném postavení umožňuje. Funkční centrace znamená postavení kloubu, které umožní optimální statické zatížení. Pak je rozložení tlaku na kloubní ploše maximální a kloub je schopen v tomto postavení nejlépe snášet zatížení, má nejvýhodnější statiku. Vlivem maximálního kontaktu kloubních ploch má potom daný pohyb v kloubu také největší facilitační účinnost pro svaly (Kolář 2001).

Udržování stability stoje je také zajišťováno aktivací posturálních svalů. Při vyrovnaném stabilním stoji je korekce polohy zajišťovaná jenom malou aktivitou autochtonní muskulatury, m. iliopsoas, akrálními svaly dolní končetiny a m. soleus. Při horší stabilitě se postupně aktivují svaly lýtkové a bérkové, později stehenní až dlouhé svaly trupu.

K průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy slouží také propioceptivní aference. Propriocepce přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly požadované zejména pro přesné, koordinované provedení pohybu a významným způsobem se podílí na vzniku reflexní svalové činnosti.

V současné literatuře se termín "propriocepce" spojuje s vědomým vnímáním, i když je známo, že většina aferentních informací ze svalů, šlach a kloubů nevede k pocitu uvědomění si vzájemné polohy a pohybu jednotlivých částí těla. Důležitost senzoričké aference dobře vystihuje pojem "senzomotorika", kdy pojem sensorika je dáván na první místo, aby se zdůraznil význam vstupní senzoričké informace na vznik a průběh pohybu.

4.1. Segmentální instabilita

Pojem segmentální instabilita označuje stavy, při kterých svaly nosných kloubů ve stoji anebo při pohybu nedrží tělo proti gravitaci. Dochází k nesprávné distribuci svalového napětí ve funkční svalové skupině a ke zpomalení schopnosti reagovat na změny vlivem zhoršené pohybové koordinace, což vede k decentraci v segmentu. Oslabením některého ze svalů posturálně mladšího systému (fázické svaly) dochází automaticky ke změně postavení v kloubu a k reflexní iradiaci této inhibice do celého systému. Vzniká celková převaha svalstva antagonistického systému, posturálně staršího (tonického). Platí to i opačně, kdy tonizací fázických svalů dojde k útlumu v tonickém systému. Koaktivace, tj. synchronní aktivita mezi antagonisty je narušena a vzniká decentrované postavení v kloubu. Svalové synergie jsou vždy vázány na celkové držení, ne pouze na segment. Decentrace jednoho kloubu se projeví v decentrovaném postavení ostatních kloubů (Kolář, 2001).

U svalů nosného kloubu dojde například k „podvrtnutí“ kotníku při sestupu ze schodu nebo na nerovnou plochu. V tomto případě je také narušená koaktivace svalů kvůli přítomné svalové nerovnováze. Tato neschopnost kloubu udržet centrované postavení je projevem poruchy posturálních řídicích programů. Dysfunkce posturálních řídicích mechanismů se projeví častějším výskytem nekoordinovaných projevů motoriky. Tento stav vyžaduje speciální strategii léčby.

Udržování rovnováhy vyžaduje nejen organizaci správných pohybových strategií, ale i smyslů, zejména zraku, vestibulárních informací, sluchu a propriocepce. Posturální stabilita vyžaduje obojí - vybrat správný smysl pro prostorovou orientaci a vybrat nejvhodnější pohybovou strategii (Horak, 1998, Véle, 2001).

Funkční stability nebo instabilitu kloubu není možné posuzovat jen z biomechanického hlediska, ale i z pohledu řídicích mechanismů (Kolář, 2001).

Schéma č. 1: Řízení stability

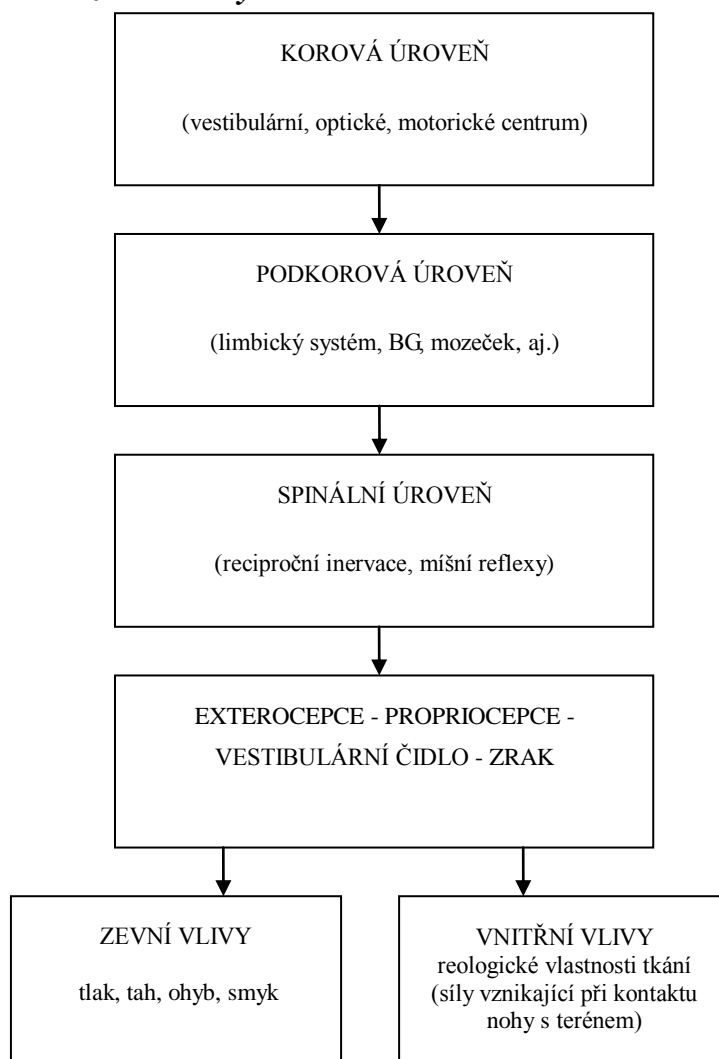
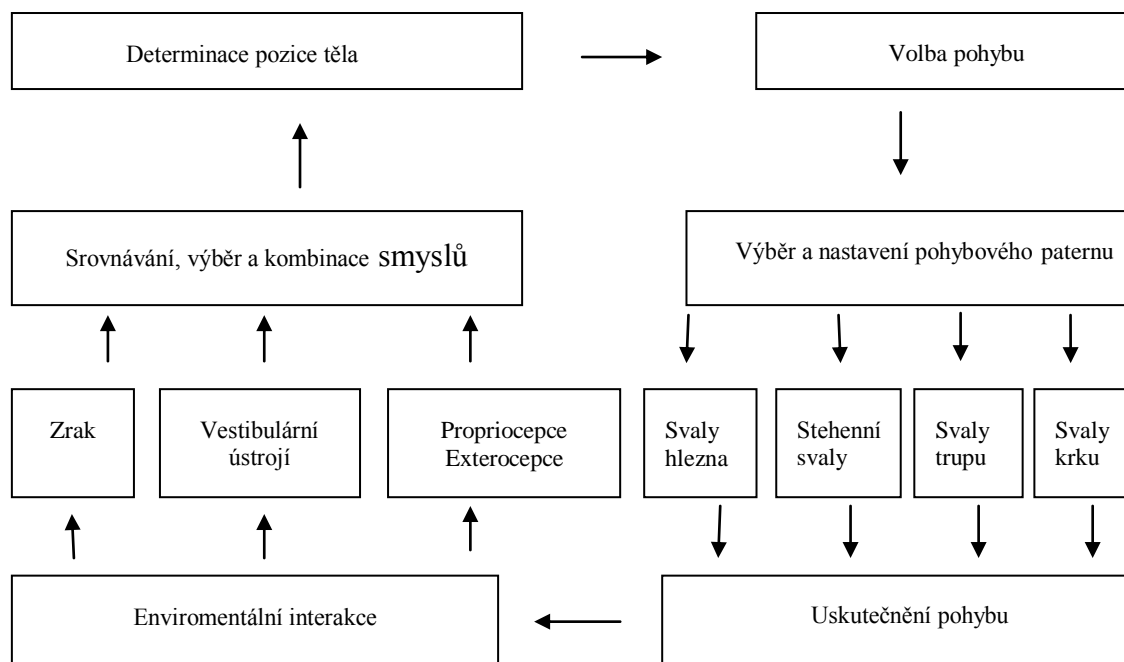


Schéma č. 2: Dynamické equilibrium, schéma dle Riemanna (2002)



5. DISTORZE A LATERÁLNÍ INSTABILITY HLEZNA

Pátá kapitola je věnovaná poraněním ligamentózních struktur způsobených selháním stabilizačních mechanismů, nejprve všeobecně a poté v aplikaci na hlezenní segment. Kapitola uspořádává definice, klasifikace a patomechaniku poranění ligament hlezna s názory autora a poznatků z praxe. Věnuje se diagnostice a specifickým testům odlišujících se u posuzování intaktnosti laterálních ligament hlezna. Druhá část páté kapitoly je věnovaná akutním i chronickým instabilitám hlezna jako fenoménu velmi často se vyskytujícím v ordinacích lékařů i fyzioterapeutů a rozebírá podrobně způsoby intervence a celkového přístupu diagnostiky a terapie včetně názoru současných publikací i autorky této práce.

5.1. Poranění ligament hlezna

Ligamentózní struktury hlezna jsou z traumatologického hlediska rozděleny do tří samostatných systémů – mediálními vazy, laterálními vazy a vazy tibiofibulární syndesmózy. Tyto struktury mohou být poraněny samostatně, nebo jsou tato zranění součástí maleolárních fraktur. Kleiger používá třístupňové dělení poranění:

1. Distorze – ligamentózní poranění nevede k poruše stability hlezna
2. Akutní nestabilita (neboli subluxe se spontánní repozicí) – ligamentózní léze dovolí zvýšenou nebo normální pohyblivost talu, který však zůstává ve vidlici.
3. Luxace – rozsah ligamentózního poranění dovolí dislokaci talu z vidlice. (Dungl, 1989)

Poranění ligament je velmi častým poraněním v denní praxi (nejčastěji v oblasti hlezna, kolena a zápěstí). Při úrazovém ději dojde na krátkou dobu k oddálení kloubních ploch od sebe a k jejich opětovnému návratu do původního místa, přičemž může dojít i k závažnému poranění kloubního pouzdra, vazů, drobných cév a dalších struktur. Někdy

se vazy vytrhnou i s kostním úponem a úraz přechází ve zlomeninu (avulzní), což je časté u atletů se silnými ligamenty, nebo u křehčích kostí. V případě výraznějšího poranění kloubních ligament dochází k narušení mechanické stability kloubu a ke vzniku akutní instability hlezna. Klinicky je pro něj typický projev neschopnosti zatížit končetinu v důsledku podklesávání končetiny, tzv. symptom „give way“ (ale samozřejmě také z důvodu bolestivosti a celkově „functio laesa“ kloubu).

Poranění ligament hlezna jsou často nazývána jako „low ankle sprains“. Poranění tibiofibulárních ligament nebo syndesmózy jako „high ankle sprain“. (Renstrom, 1994)

Podle mezinárodní klasifikace nemocí (MKN) dělíme poranění měkkého hlezna do dvou skupin:

- S 932 – ruptura vazů kotníku a nohy
- S 934 – podvrtnutí a natažení kotníku (ÚZIS ČR, 1996)

5.1.1. Stupně poranění

Ligamentózní poranění jsou hodnocena troj-stupňovým klasifikačním systémem.

Podle rozsahu poranění ligament a zachování jejich integrity se rozlišuje:

1. Lehká distorze – natažení ligamenta bez hlubokého či makroskopického poranění kolagenních vláken. Projevuje se jen lehkým otokem, citlivostí, lehkou nebo žádnou poruchou funkce a nemá příznaky mechanické instability kloubu.
2. Středně těžká poranění, kdy je již i makroskopicky viditelné částečné přetržení ligamentózních vláken bez kompletní ruptury. Doprovází jej otok a bolest středního charakteru, ztráta pohybu a střední stupeň instability hlezna.
3. Těžké poranění – je kompletní ruptura ligamenta.

Postižený má zprvu velkou bolest s omezením hybnosti v daném kloubu. Není schopen poraněné hlezno zatížit, je omezená jeho funkce se značně abnormálním rozsahem

pohybu a nestabilitou v kloubu. Následuje časový interval se zmírněním bolesti a narůstáním otoku. V další fázi jsou krevním výronem drážděna nervová zakončení kloubního pouzdra a synovie, bolest se může zhoršit spolu s omezením pohybu a může dosáhnout vyššího stupně nežli u zlomenin. Promodrávající hematom barví okolí kloubu. Zpočátku je otok lokalizován kolem laterálního maleolu, ale časem se rozšiřuje kolem celého laterálního hlezna a nohy. Tato area výskytu bolesti, hematomu a otoku obvykle indikuje, které ligamentum může být rupturované. V případě poranění ATFL, se může otok a hematom objevit víc anteriorně mezi fibulou a talem. Je-li poraněno CFL, hematom je zřetelnější na laterální straně pod laterálním maleolem směrem ke calcaneu. Tento projev je však málokdy takto přesně zřejmý, obvykle dochází ke generalizaci otoku a hematomu v širší areu, zvláště, jestliže je pacient vyšetřován až několik hodin po zranění.

Pokud je area otoku umístěná ve větší šíři, může se také jednat o mnohočetná zranění ligament. U kompletních ligamentových ruptur, může být i palpovatelný defekt v průběhu ATFL nebo CFL.

Problém nastává s třístupňovým klasifikačním systémem u hlezenního kloubu v případě mnohočetných distorzí, kdy musíme rozlišit stupeň poranění u jednotlivých ligament a dále, pokud jsou k distorzi přidružená i jiná poranění. Již Brostrom poukázal, že minimálně 20 % inverzních poranění hlezna zahrnuje poranění ATFL i CFL. Rozlišení mezi jednoduchou a mnohočetnou rupturou je však složité. Otok a bolest proximální části ATFL (na jeho fibulárním konci) může vést k podezření na avulzní frakturu fibuly. Nachází – li se otok a bolest u proximálních konců mezi fibulou a tibii, mohou spíše ukazovat na poranění ligamentum tibiofibularis anterio-inferior a/nebo interoseální membrány (Renstrom, Kannus 1994).

Klasifikační systém specifický pro laterální systém hlezenního kloubu by měl určit mnohočetná poranění ligament a popř. také komplexnější poranění okolních tkání. Komplexní poranění neomezující se pouze na poranění ligament, ale také na peroneální šlachy a bérce a nožní kosti, jsou velmi frekventovaným poraněním u inverzních distorzí. Pro tyto případy byl vytvořen specifický klasifikační systém pro inverzní

poranění, který je založen na hodnocení patologie, funkce a nestability (tabulka č. 9). Tento systém nemění rozdělení na tři stupně poranění, ale stupeň III je rozšířen na stupeň IIIa, znamenající kompletní rupturu ATFL, IIIb indikující kompletní rupturu ATFL a CFL a stupeň IIIc, znamenající kompletní rupturu ATFL a CFL včetně poranění peroneálních šlach. Stupeň IIIc je dále rozdělen na dva typy, první typ zahrnuje intersticiální trhlinu peroneální šlachy, druhý typ zahrnuje subluxaci nebo dislokaci. Dalším rozšířením je stupeň IVa značící avulzní frakturu fibuly, stupeň IVb zahrnuje ligamentózní rupturu ATFL a CFL plus osteochondrální frakturu talu. Stupeň IVc zahrnuje kombinaci ATFL a CFL ruptury s frakturou laterálního výběžku talu. Tento klasifikační systém pomáhá zahrnout celé spektrum laterálních poranění hlezna včetně fraktur a poranění peroneálních šlach.

Tabulka č. 9: Klasifikační systém laterálních poranění hlezna, upraveno podle Trevino et al. (1994)

Stupeň	Patologie	Instabilita
I	Natažení bez makroskopické trhliny	Žádná
II	Parciální ruptura	Minimální nebo střední
IIIa	Kompletní ruptura ATFL	Positivní anterior drawer test
IIIb	Kompletní ruptura ATFL + CFL	Positivní anterior drawer test a talar tilt test
IIIc1	Kompletní ruptura ATFL + CFL + peroneální šlachy	Positivní anterior drawer test a talar tilt test, peroneální šlachy jsou citlivé na palpaci
IIIc2	Kompletní ruptura ATFL + CFL + peroneální šlachy, subluxace či dislokace	Positivní anterior drawer test a talar tilt test, peroneální šlachy jsou citlivé na palpaci + subluxace nebo dislokace s bolestivou resistencí v dorziflexi a everzi
Iva	Kompletní ruptura ATFL + CFL + avulzní fraktura fibuly	Positivní anterior drawer test a talar tilt test
IVb	Kompletní ruptura ATFL + CFL + osteochondrální fraktura talu	Positivní anterior drawer test a talar tilt test
IVc	Kompletní ruptura ATFL + CFL + fraktura laterálního výběžku talu	Positivní anterior drawer test a talar tilt test

5.2. Patomechanika úrazu hlezna a nohy

Úrazový proces je důsledkem selhání adaptace tkáně. Na úrazovém ději se podílejí jednak vnitřní všeobecné faktory (obezita, věk a pohlaví, vadné stereotypy motoriky) a místní faktory dané anatomickou skladbou funkční připraveností příslušné tkáně, plus zevní faktory dané podmínkami prostředí.

Mezi vnitřní faktory patří individuální dispozice v antropologických vlastnostech tkání a také věk, který má vliv na mechanickou odolnost tkání, protože v určitých věkových obdobích jsou různé tkáně zranitelnější. U dětí to jsou kosti, u dospívajících růstová chrupavka a u dospělých vazivové struktury a šlachy. Do puberty pevnost vazů stoupá, ale místo úponu vazů a šlach na kost je kritickou oblastí. Maxima dosahuje pevnost vazů a šlach po skončení puberty, potom s přibývajícím věkem klesá.

Dalším faktorem ovlivňující úrazovost u žen může být nerespektování specifík ženského organismu, jako jsou tendence k větší laxitě vazů, obzvlášť v určitém období života, jako je např. těhotenství, vrozená gracilita všech tkání, hormonální vlivy menopausy a vznik osteoporózy s tendencí ke vzniku dalších patologií apod.

Také i běžné infekční choroby mohou být sekundárně provázeny zánětlivými změnami tkání pohybového aparátu. Předčasný a nepřiměřený trénink či jiná pohybová aktivita v rekonvalescenci při nedoléčeném onemocnění může vést snadno k přetížení.

Vliv mají i nedoléčená zranění, kdy při utlumení bolesti analgetiky nebo obstříky anestetiky a kortikoidy jedinec necítí bolest v poškozených tkáních a dále zatěžuje pohybový systém. Jelikož tkáně nejsou zhojené, dochází k jejich dalšímu poškození a zhoršení stavu. Např. při opakovaných mikrotraumatech, která vedou k degeneraci z parciálních ruptur a nedostatečného prokrvení, dochází k dalšímu snižování pevnosti, která končí až rupturou šlachy či vazů.

Únava, ať už celková nebo místní, je spojena se snížením výkonnosti, současně s poruchou koordinace pohybu. Nedostatečná trénovanost, nedostatek odpočinku, chyby v životosprávě a podceňování regenerace vedou k prudkému nárůstu rizika vzniku

úrazu. Rozhodující úlohu při vzniku stavů přetížení má nesprávně prováděný trénink. Chyby v tréninkovém procesu, zejména příliš častý a náročný trénink, který neodpovídá trénovanosti a zdravotnímu stavu, mají za následek stav přetrénování. Tu často signalizuje chronická únava“.

Nedostatečná příprava na sportovní výkon se může podílet na vzniku úrazů i poškození z přetížení, zejména když sportovec přecení své schopnosti. Při nedostatečném rozcvičení a zahřátí dochází k narušení koordinace pohybu. Chlad snižuje prokrvení tkání, snižuje jejich elasticitu, zvyšuje svalové napětí, zpomaluje reflexy a svalový stah. Nekoordinovaný pohyb je častým mechanismem natržení svalů i poškození šlach. Poúrazová porucha funkce nebo narušený pohybový stereotyp po delší přestávce v tréninku bývají kompenzovány jinými pohyby, které jsou často nekoordinované a mohou vést k úrazu nebo přetížení. Snížená koncentrace a nepozornost nejen při sportovním výkonu a nedostatečné soustředění na prováděný pohyb mohou při sportu i denních činnostech snadno způsobit závažný úraz.

S úrazem bývá také spojeno porušení sportovních pravidel, kdy zásady správného a bezpečného provádění sportu mají primárně preventivní význam. Bohužel chování protihráčů (ale často i spoluhráčů) je v zápalu boje jen velmi obtížně ovlivnitelné. Důležitá je zmínka o alkoholu a jiných omamných látek, které ve svém důsledku snižují pozornost a kritičnost, zhoršují koordinaci pohybů, zpomalují reakce.

Mezi vnější faktory ovlivňující vznik poškození tkání patří vliv terénu, nepříznivé počasí a extrémní teploty, které působí negativně na celkový stav organismu a jeho pohotovost k výkonu. Chlad má za následek ztuhlost svalů a poruchy koordinace pohybů.

Také oblečení, obuv, ochranné pomůcky (výstroj a výzbroj) jsou v každém sportovním odvětví zapotřebí. Sportovci by si měli opatřovat takové vybavení, které odpovídá jejich sportovní specializaci a většinou je doporučováno jednotlivými sportovními asociacemi.

Častá příčina úrazu je jiná osoba (protihráč i spoluhráč, náhodná interakce) v důsledku vzájemného přímého kontaktu (Kaplan, 1999, Netrval 2006, Hrazdira a kol, 2008).

Nejčastěji úrazy vznikají následkem pádu (způsobený terénem, nezvládnutím vlastního pohybu – nedostatečná nebo pomalá kontrakce příslušných svalových skupin) nebo úderem, nárazem, nesprávným doskokem apod. (Peterson, Renström, 1986). Mechanismus úrazového děje a jeho vliv na poraněné struktury hlezna popisuje tabulka č. 10.

Tabulka č. 10: Mechanismus poranění a jeho vliv na struktury hlezna dle Petersona, Renströma (1986) a Kleiger, (1956)

Mechanismus poranění – poloha nohy	Poškozené struktury
Dorzální flexe	Ligamentum deltoideum, luxace talu
Plantární flexe	Anteriorní část kloubního pouzdra a ATFL, luxace talu
vnitřní rotace	ATFL a přední vlákna PTFL, až poté CFL
Addukce	CFL
Zevní rotace	Hluboká část ligamenta deltoideum , Zlomeniny zevního kotníku, avulze mediálního maleolu
Abdukce	Povrchová část ligamenta deltoideum
Inverze nohy (supinace)	Laterální kolaterální ligamenta
Everze nohy (pronace)	Ligamentum deltoideum
Vertikálně působící násilí	Díastáza tibiofibulární syndesmózy, vražení talu mezi tibií a fibulu

Rasmussen a Kromann-Andersen (1983) provedli studii, ve které zkoumal působení zátěže v různých polohách nohy. Zjistili, že pokud se noha v momentě úrazu nachází v dorzální flexi, dochází k postižení hlavně deltoidových kolaterálních ligament. V případě, že se noha nachází v plantární flexi, zasáhne poranění primárně anteriorní část kloubního pouzdra a ATFL. Úraz ve vnitřní rotaci způsobí poranění ATFL a přední vlákna PTFL, až poté CFL. V případě addukčních poranění je CFL poraněno první. V zevní rotaci dochází k poškození primárně hlubokých struktur deltoidových ligament. Přesnější výsledky jejich výzkumu uvádí tabulka č. 11.

5.2.1. Patomechanika akutního poranění laterálních ligament hlezna

Vzhledem k anatomickému průběhu a výsledkům četných výzkumů je poranění laterálních ligament způsobeno náhlým pohybem hlezna ve velkém kloubním rozsahu do inverze (supinace) v subtalárním a hlezenním kloubu. Zvětšený rozsah inverze (supinace) je nutný následek vertikální projekce reakční síly země (podložky) na počátku kontaktu paty se zemí. Pokud má noha posunutá COP mediálně k ose subtalárního kloubu, je supinace větší, než v případě, kdy noha má COP víc laterálně od kloubní osy subtalárního kloubu. Toto zvýšení supinačního momentu vede ke zvýrazněné inverzi a vnitřní rotaci zánoží v uzavřeném kinematickém řetězci a potencionální zátěži k poranění laterálních ligament. Jedinci, s tendencí držení nohy v supinovaném postavení v jejím zatížení, mají laterálně posunutou osu rotace subtalárního kloubu a varózní calcaneus (invertované zánoží), což je chybné postavení, které může predisponovat tohoto jedince k laterálním poraněním hlezna (Fuller, 1999).

Inman popsal rozdíly v postavení osy subtalárního kloubu a stejně jako Fuller zvažoval možnost, že posunutí osy subtalárního kloubu může být predispozicí k opakovaným poraněním hlezna. U laterálního posunu osy rotace subtalárního kloubu je COP posunuto vzhledem k ose subtalárního kloubu mediálně a reakční síla během kontaktu nohy se zemí vyvolá supinační moment subtalárního kloubu. Jestliže velikost tohoto supinačního momentu převáží velikost kompenzačního pronačního momentu (produkovanou peroneálními svaly a laterálními ligamenty), nadměrná inverze a vnitřní rotace zánoží může způsobit poranění laterálních ligament (Inman, 1976, Fuller, 1999).

Je tedy důležité, aby peroneální svaly byly schopny dostatečně rychle zareagovat na náhlou inverzi hlezna a ochránily tak laterální ligamenta.

Ashton- Mille a kol. (1996) popsali, že časový průběh inverze při došlapu by měl být kratší než 40 ms. Konradsen a kol.(1991) zjistili, že dynamická obranná reakce peroneálních svalů nastávající po nečekané, náhlé inverzní perturbaci hlezna, by měla být rychlejší než 126 ms. Jestliže jsou peroneální svaly ochránci při neočekávané inverzi zánoží, je nezbytná jejich aktivace již před kontaktem nohy se zemí.

V literatuře jsou také popsány predispozice k poranění hlezna. Strukturální predispozice zahrnuje varózní tibie a neúrazově zvýšená hodnota talar tilt testu (viz níže), tedy možný zvětšený posun talu vůči tibií do inverze značící určitou vrozenou laxicitu CFL a ATFL, zatímco funkční predispozice zahrnuje chybnou posturální kontrolu a poruchu v propiocepci a zvýšený poměr rozsahu everze-inverze a plantární a dorzální flexe zapříčiněnou svalovou dysbalancí (Beynon a kol., 2001). Pes cavus je spojený s rigidním varózním zánožím a predisponuje jedince k opakovaným poraněním hlezna. Pes planus může svědčit (mimo jiné) o výraznější laxicitě vazivové složky nohy. Halux valgus svědčí pro chybný odraz v krokovém cyklu, vyplývající z nedostatečného pronatorního zkrutu přednoží aj.

Hylton (2003) popsal, že oslabením peroneálních svalů a hypertonu musculus gastrocnemius, dojde k omezení dorziflexe a zvýší se subtalární supinace, což může vést rovněž k vysokému riziku zranění hlezna.

Tabulka č. 11: Vliv polohy nohy na poranění struktur hlezna dle Rasmusena a Kromann-Andersena.

Zátěž působící v poloze	Počet testovaných kadaverů	Poraněná ligamenta
Dorziflexe	4	1x ATFL + částečně PTFL, následovala kompletní ruptura PTFL + částečně CFL. 1x prvně částečně PTFL, pak lig. tibiotalaris post., následně laterální kloubní pouzdro a částečně CFL, nakonec kompletní ruptura CFL a lig. tibiotalaris ant., lig. tibiocalcaneus zůstalo intaktní.
Vnitřní rotace	2	Vždy prvně ruptura ATFL, pak PTFL, následovalo CFL.
Plantární flexe a vnitřní rotace	2	1x ruptura anteriorní části kloubního pouzdra + ATFL, pak částečně PTFL a CFL . 1x ATFL a částečně PTFL, pak anteriorní kapsule a pak ATFL.
Plantární flexe	4	1x ruptura ATFL + anteriorní kapsule, ruptura lig. tibiotalaris anterior, pak úplná ruptura deltoidových ligament. 1x ruptura anteriorní kapsule, ruptura ATFL a částečně CFL,

		<p>poté částečně PTFL a CFL, nakonec kompletně deltoidové ligamenta.</p> <p>1x ruptura anteriorní kapsule + ATFL, poté lig. tibiotalaris anterior, nakonec deltoidová ligamenta a PTFL.</p> <p>1x nejprve ruptura anteriorní kapsule a částečně ATFL + lig.tibiotalaris anterior, nakonec kompletní tibiotalaris anterior, ATFL a krátké PTFL.</p>
Plantární flexe a zevní rotace	3	<p>1x nejprve ruptura lig. tibiotalaris posterior, pak avulzní fraktura mediálního maleolu+ lig. tibiotalaris ant.</p> <p>1x ruptura hlubokých deltoidálních lig. a reverzibilní prolongace lig.tibiocalcanearis.</p> <p>1x avulzní fraktura anteriorního konce laterálního maleolu + totální ruptura PTFL + CFL + lig. tibiocalcanearis</p>
Zevní rotace v neutrální pozici hlezna	2	<p>1x avulze laterálního maleolu spojení s CFL a PTFL a ruptura hlubokých deltoidových lig.</p> <p>1x primární avulze mediálního maleolu u připojení tibiotalaris anterior a lig. tibiocalcanearis, nakonec fraktura mediálního maleolu, ruptura CFL a PTFL.</p>
Dorzální flexe v zevní rotaci	2	<p>1x prvně ruptura lig. tibiotalaris posterius, pak avulzní fraktura distálně mediálního maleolu, nakonec ruptura PTFL.</p> <p>1x nejprve fraktura laterálního maleolu v místě připojení CFL a PTFL, pak fraktura mediálního maleolu a ruptura ATFL.</p>
Dorzální flexe a addukce	2	<p>1x ruptura CFL, pak PTFL a nakonec ruptura ATFL</p> <p>1x ruptura ATFL + částečně CFL a poté totální ruptura CFL a PTFL.</p>
Addukce v neutrální pozici hlezna	2	<p>1x simultánně ruptura ATFL + CFL + PTFL.</p> <p>1x avulzní fraktura laterálního maleolu na úponu CFL, pak pokračuje fraktura při úponu ATFL, CFL, PTFL.</p>
Plantární flexe a addukce	2	<p>1x ruptura ATFL a částečně CFL, pak anteriorní kapsule, prolongace CFL + ruptura PTFL.</p>

		1x částečná ruptura ATFL+CFL, pak anteriorní kapsule s prolongací CFL, pak CFL ruptura + PTFL.
Plantární flexe a abdukce	2	1x ruptura lig. tibiocalcanearis, pak ruptura lig. tibiotalaris anterior + posterior. 1x lig.tibiotalaris anterior, tibiocalcanearis, pak deltoidová ligamenta
Abdukce	2	1x ruptura lig. tibiotalaris anterior + posterior 1x ruptura lig.tibiocalcanearis, nakonec ruptura lig. tibiotalaris anterior + posterior
Dorziflexe a abdukce	2	1x totální ruptura všech deltoidových lig. 1x avulzní fraktura mediálního maleolu u připojení lig.tibiocalcanearis, pak avulze mediálního maleolu a nakonec ruptura anteriorní kapsule.

5.3. Diagnostika distorzí

Sběr anamnézy a fyzikální vyšetření jsou klíčem k vlastní diagnostice poranění hlezna.

5.3.1. *Anamnéza*

Anamnéza je důležitým vyšetřovacím prvkem napomáhající objasnění okolností úrazu, jeho mechanismů, lokace a velikosti. Je obzvlášť důležitá u pacientů, u kterých předpokládáme rizika vzniku komplikací (opakované poranění, diabetická noha, neurologické diagnózy, hluboké žilní trombózy, apod.).

1. Historie předešlých poranění hlezna.

2. Disabilita hlezna a dolní končetiny - stabilita, nekontrolované poklesnutí končetiny, slabost, bolest, ztuhlost, otok.
3. Mechanismus poranění. Jestliže je pacient schopný popsat směr síly úrazu, je snazší určení diagnózy.
4. Slyšitelné trhnutí nebo prasknutí v čase zranění, což by mohlo určit rupturu ligamenta a tudíž až třetí stupeň zranění.
5. Schopnost zatížit nohu, chůze nebo eventuelně možnost pokračování ve sportovním výkonu po zranění a v jaké kvalitě.
6. Čas prodlení mezi zraněním a objevením symptomů (bolest, otok, vybarvení, ztuhnutí).

V dalším sledu je dobré vyšetřit kineziologickým rozbořem kompletní stav pohybového aparátu s přihlédnutím na stav kloubního aparátu a jeho stupně laxicity, napětí svalů nejen v oblasti dolních končetin a v neposlední řadě přihlédnou k osobnosti pacienta, jeho pohybovým zvyklostem a aktivitám běžného dne. Při vyšetření nohy pacienta se zaměříme na výskyt potencionálních ortopedických poruch jako je např. pes cavus, pes planus, halux valgus aj. Důležitá je také kontrola, zjišťující stav periferního nervstva a cév zásobující nohu.

5.3.2. *Klinické vyšetření*

Samozřejmě je vždy nutné provést testy zraněné i nezraněné končetiny a porovnání nálezů anatomie, funkce a stability hlezna. Distorze se diagnostikují pomocí fyzikálních klinických testů jako je palpace a aspekce, kontrolující stav končetiny a změny na ní se vyskytující. Takto můžeme na poraněné končetině najít různý stupeň a lokalizaci otoků, hematomů a zvýšené citlivosti. Pomocí palpací kontrolujeme integritu ATFL, CFL, PTFL, tibiofibulární syndesmózy, calcaneokuboideálního kloubu, šlachy musculus tibialis posterior a peroneus longus a brevis, metatarzů a obou maleolů. Můžeme palповat porušenou integritu ligamenta a pomocí zátěžových testů určit přesnější stav

ligament (viz níže). Dalším vyšetřením je kontrola rozsahu aktivních i pasivních pohybů, které vždy vyšetřujeme s přihlédnutím k bolesti.

.....

Poranění šlach peroneálních svalů může být testováno pomocí zkoušek na dislokaci a subluxaci. Subluxační test se provádí s umístěním nohy do dorzální flexe a everze, je-li pozitivní, pacient pociťuje bolestivé omezení při pohybu do inverze (Trevino, 1994).

Nepřesně provedená klinická vyšetření vedou k chybné diagnóze a nesprávně volené léčbě, která může zvýšit výskyt reziduálních patologií v budoucnosti.

K diagnostice mohou napomoci přístrojová vyšetření. Dnes pomocí nejmodernější magnetické rezonance či ultrazvuku, ale své místo má stále také rentgenografie včetně její provedení v držených projekcích se zátěžovými testy.

Funder (1982) během 11 měsíců testoval 44 pacientů s akutním supinačním traumatem hlezna. Klinické nálezy porovnával s arthrografií. Zjistil, že palpační citlivost v místě průběhu ATFL a CFL, v kombinaci s 4 cm otokem anteriorně a nad laterálním maleolem, indikovala ligamentózní poranění ve vysokém procentu. Pokud některé diagnostické známky chyběly, dával větší důraz na otok nad laterálním maleolem a na palpační citlivost nad místem průběhu CFL. Pacienti s otokem ≥ 4 cm měli arthrograficky prokázanou rupturu v 70%. Měl by být lokalizovaný anteriorně a nad laterálním maleolem v šíři ≥ 4 cm (v porovnání s neporaněným hlezem). Nález palpační citlivosti nad lokalizací CFL bylo diagnosticky hodnotnější než palpační citlivost nad lokalizací ATFL, jelikož prokázanou rupturu mělo 72 % pacientů s citlivostí CFL, ale jen 58% pacientů s citlivostí ATFL. Pokud měli pacienti otok i citlivost ligamenta byla ruptura přítomná v 91%. Talar tilt test a anterior drawer test byli pozitivní pouze u některých pacientů. Tyto zátěžové testy vyhodnotil tedy Funder jako testy s limitovanou diagnostickou hodnotou.

Brostrom (1966) však korelaci mezi oblastí se zvýšenou citlivostí a místem ligamentózní ruptury nenašel.

5.3.2.1. Klinické zátěžové testy ligament

Zátěžové testy ligament mají za úkol určit stav ligament, popř. odhalit či vyvrátit jejich poškození. Jejich provedení vychází z anatomického průběhu ligament a funkcí ligament a je tedy testem na jejich mechanickou stabilitu. Mezi nejobvyklejší testy ligamentózní mechanické stability patří talar tilt a anterior drawer test, jejichž názvy by šly volně přeložit jako talární supinace (rotace) a anteriorní posun, ale z důvodu přesnější terminologie je v práci ponechán jejich původní název. K hodnocení těchto testů se může použít rentgenografie, není však nezbytná. V zahraničí je jejich obliba v použitelnosti pro diagnostiku vysoká, v Čechách již méně. Testy provádíme nejpozději do 3. dne od akutního poranění hlezna, později již nejsou indikovány z důvodu rizika narušení hojivých procesů. Vyšetření odkládáme až na období po ukončení léčby – od sedmého týdne po úrazu, kdy již předpokládáme dohojení vazivových struktur.

Tyto testy zaručují určitou praktičnost pro svou dostupnost a jednoduchost v provedení. Jsou prováděny manuální, popř. přístrojovou manipulací nohy do inverze nebo anteriorního posunu s následným určením mezního bodu. Rozdíly oproti původní poloze jsou hodnoceny u rotace ve stupních a u anteriorního posunu v milimetrech.

Tyto klinické testy mohou podléhat chybám, které vyplívají jednak ze subjektivního hodnocení klinika a jeho zkušeností, dále z rozdílných poloh jednotlivých částí zánoží (calcaneu vs. tibie, nebo talus vs. tibie) a individuální vlastnosti měkkých tkání.

Nález se porovnává se zdravou stranou a navíc pro zvýšení reliability a validity výsledku měření klinické stability může být porovnáno s nálezem RTG před rozhodnutím o vhodné léčbě. Rtg zdokumentuje posun, který je měřen z posteriorního okraje tibie sousedící části talu. Poté je nutné porovnání s protilehlou stranou, přesně ve stejné pozici.

Normální hodnota pro anteriorní posun talu se udává v různých rozmezech. McCluskey a Black uvádí od 2 do 9mm, ale obvykle pokud je víc než 8 mm, je už většinou ligamentózní poranění přítomné (Gould, 1994). Seligson udává pouze jeden rozměr -

maximálně 3 mm - v případě intaktního ligamenta. Grace (1984) ve svém výzkumu na kadaverech zjistil, že po odstranění ATFL je průměrně možno posunout talus od fibuly o 14 mm, ve srovnání s kontrolní skupinou, kde byl možný posun pouze o 6 mm při intaktním ligamentu. Také měřil možný posun talu po odstranění kombinace ATFL a CFL, avšak signifikantní rozdíl v posunu již nenašel.

McCluskey a Black (1994) provedli anterior drawer test u pacientů s hlezem v neutrální poloze a v plantární flexi a usoudili, že anteriorní posun více než o 5 mm v porovnání s druhým hlezem je známkou signifikantní disrupce ATFL. Tento test však používali u pacientů s chronickou laterální instabilitou (viz níž).

Pro provedení testů v akutní fázi poranění je někdy nezbytné použít lokální anestézii.

Mnoho autorů na základě výsledků svých studií se domnívá, že pro správné určení poranění ligament jsou tyto testy nedostatečné (Smith, 2003). Jiní je k testování ligament doporučují a považují je za důležité pro zpřesnění diagnostiky (Renstrom, Kannus, 2002).

Mezi testy, diagnostikující poranění laterálních ligament patří:

Anterior drawer test (test anteriorního posunu talu):

Test pro detekci intaktního či rupturovaného ATFL (popř. včetně CFL a PTFL – viz níže). Popis provedení tohoto testu se často mírně liší. Trevino (1994) uvádí vyšetření u sedícího pacienta s kolenem v 90° flexi (aby bylo redukováno napětí m. gastrocnemius), tahem talu vpřed (anteriorně) proti tibii. Pacient je relaxován a vyšetřující pevně uchopí patu a táhne ji vpřed v transverzální rovině za stále fixace bérce. Je-li porušená intaktnost ligamenta, zvýší se anteriorní posun talu od tibie (subluxační poloha) v porovnání s neporaněnou stranou a je viditelná jamka nad anterolaterální částí hlezna v oblasti sinus tarzi, tzv. adhezní znak, která nejlépe určí poškození ligamenta a subluxační postavení. Pokud je však hlezno příliš oteklé, viditelnost adheze nemusí být zřetelná. Pak je namístě odečíst stav ligamenta podle krajního mezního bodu – ohlásí míru posunu talu a tedy natažení ligamenta. Dle Trevina (1994), měkká zarážka v krajním bodě a zvýšená exkurze talu znamená kompletní rupturu ATFL. Parciální

rupturu signalizuje mírné zvětšení exkurze talu a středně nepoddajná zarážka v krajním bodě. McCluskey a Black (1994) ještě upřesňují, že hlezno má být vyšetřeno v plantární flexi, neutrální pozici a v dorziflexi, jedna ruka vyšetřujícího stabilizuje tibii, zatímco druhá ruka táhne patu anteriorně. Pro ulehčení kvantifikace, může pomoci zátěžová rentgenografie.

Seligson (1980) však vliv polohy hlezna při tomto vyšetření popírá.

Bulucu a kol. testovali anteriorní posun talu v dorzální flexi hlezna a zjistili 35% zvýšení v posunu po sekci ATFL a CFL v porovnání s izolovanou sekcí ATFL. A o 42% se posun zvýšil, pokud odstranili také PTFL (McCluskey a Black, 1994). Z čehož by vyplývalo, že anterior drawer test primárně testuje ATFL, ale pokud je noha v dorzální flexi, CFL a PTFL je možno takto testovat také.

Talar tilt (supinační zátěžový test talu):

Je cílený test na integritu CFL. Test se provádí tahem talu a calcaneu do supinace, tedy vedení pohybu ve frontální rovině v dlouhé ose talu. Při jeho pozitivitě se zvětší štěrbina tibie a talu ve směru inverze. Hlezno by mělo být v nulové pozici popř. v lehké plantární flexi. Vyšetřující fixuje tibii jednou rukou a druhá ruka provede supinaci (addukci) na úrovni calcaneokuboidálního kloubu. Provádění testu ve větší plantární flexi snižuje napětí CFL vazy, na druhé straně může zvýšit napětí ATFL. Úhel vznikající mezi tibiálním okrajem a talem, může být také naměřen pomocí radiografie. Rubin a Witten uvádějí 23° supinace talu u asymptomatického hlezna. V případě asymetrie obou hlezen, se může nález lišit až o 19° (McCluskey a Black, 1994). Christman a Snook (1969) ve své studii zjistili, že hlezna u 95% zdravých probandů mělo nižší než 10° asymetrii v porovnání s kontralaterální stranou. Studie Coxe a Hewese (1979) porovnála 404 hlezen prokazující normální talární supinaci méně než 5° u 9% probandů. Trevino (1994) popisuje vyšetření, kdy zkoušející podepře mediální část tibie jednou rukou a druhou rukou drží patu z laterální strany. Hlezno by mělo být v neutrální pozici a zkoušející supinuje patu. Normální exkurze talu je limitovaná, což se projeví na pevném krajním bodě rozsahu pohybu, velmi měkký krajní bod pak indikuje kompletní rupturu.

Pomocí těchto testů je také možnost, do určité míry a zkušenosti klinika, rozlišení patologie na malou, střední a velkou a tím určit stupeň distorze a instability. Vždy je nutné porovnání s opačnou stranou. Pokud tyto testy pečlivě provádí zkušená ruka klinika, pak by pravděpodobnost správného ověření laxicity laterálních ligament měla být vysoká.

V literatuře se vedou spory o způsobech provedení testů a jejich dostatečné účelnosti. Byly vypracovány četné výzkumy, podílející se na upřesnění metodiky a určení spolehlivosti testů. Díky in vitro studiím je možnost demonstrovat chybnou korelaci mezi klinickými stress testy a stupněm poranění ligament. Renström(1994) ve své práci uvádí výslednou specifitu a senzitivitu fyzikálních testů na přítomnost nebo absenci ruptury ATFL jako 84 % resp. 96 %.

Brostrom (1966) jako jeden z prvních provedl výzkum účinnosti anterior drawer testu a zjistil, že v případě použití celkové či lokální anestezie byl pozitivní test přítomen ve 100 % všech 239 pacientů. Avšak bez použití anestetik byl u stejných pacientů pozitivní pouze dvakrát.

Fujii se ve svém výzkumu zaměřil na kvantifikaci instability zánožního komplexu pomocí manuálních stresových testů a také na jejich dostatečnou spolehlivost. Stresové testy prováděl in vitro ve třech podmínkách - s oběma intaktními ligamenty, s odstraněným ATFL a poté odstraněným ATFL v kombinaci s CFL. Testy provádělo 5 kliniků. Pohyb calcanea ve vztahu k tibií byl měřen v neutrální pozici a poté ve 20° plantární flexi v hlezenním kloubu. Pohyb testovaného calcanea do inverze a anteriorního posunu byl dle očekávání výrazně zvýšen po sekci ligament. Samozřejmě existovaly rozdíly v naměřených hodnotách mezi jednotlivými kliniky a kadavery. Po vyhodnocení všech testů Fujii našel statisticky výrazné rozdíly naměřené zkoušejícími kliniky mezi jednotlivými kadavery i polohami nohy. Talar tilt test však prokázal patologii pouze v případě izolované sekce ATFL a kombinované sekci ATFL/CFL. Anterior drawer test tyto sekce ligament nezaznamenal, naopak prokázal pouze rozdíl mezi intaktním ATFL a ATFL po sekci v anteriorním posunu, které zase nezaznamenal talar tilt test. Tyto výsledky neodpovídají běžnému a zavedenému použití testů na

jednotlivá ligamenta. Na základě výsledků, které poukázaly na nepřesnosti ve způsobu použitelnosti těchto testů, došel k závěru, že nejsou dostatečně senzitivní k diferenciaci stupňů poranění a že provedení těchto testů není dostatečně spolehlivé také z důvodů široké individuální variace ligament i způsobu vyšetření kliniků (Fujii, 2000).

Další možnou chybou vznikající při provádění zátěžových testů je nepřesnost provedení a naměřených výsledků z důvodů nepřesné lokalizace tahu přesně do míst hlezenního kloubu. Často se předpokládá, že i část tahu při jejich provedení je přenášena na subtalární kloub.

V mnoha případech naráží vědci na neschopnost rozlišit mezi izolovaným ATFL a kombinovaným ATFL/CFL poraněním (Ray, 1997, Rijke, 1986, Rijke 1990).

K vzájemně podobným výsledkům došli Glasgow (1980), Sarrafian (1983) a Sauser (1983). Výsledky jejich výzkumů ukázaly rozdíly v naměřeném anteriorním posunu u intaktního ATFL, po jeho sekci a po sekci ATFL v kombinaci s CFL.

Jiným problémem v současné odborné literatuře je, že se jednotlivé studie liší o kolik mm či stupňů je možný posun talu v případě intaktního ligamenta a jak se tato míra liší, pokud je ligamentum poraněné. Studie uvedly rozdíl hodnot pro normální inverzi talu v rozmezí od 4-23 ° (Black, 1977, Glasgow, 1980, Grace, 1984, Cox, 1979) a pro anteriorní posun v rozmezí 4-6mm (Raatikainen, 1992, Seligson, 1980, Bennett, 1994).

Dalším důležitým faktorem je pozice hlezna. V literatuře je hlezno během vyšetřování zátěžovými ligamentózními testy v různých polohách nohy (dorzální a plantární flexe, nulová poloha). Jsou známé výzkumy, kde jejich autoři popsali vliv polohy hlezna na výsledek testů (Ray, 1997, Raatikainen, 1992, Boardman, 1997, Seligson, 1980). V případě testování stability hlezna je dobré počítat s jeho možností pohybů ve všech rovinách, včetně translačních pohybů, i když jsou za fyziologických podmínek nepatrné. Vzhledem k tomu, že tyto dva testy zahrnují testování pouze ve dvou rovinách (frontální a sagitální), je možné pomocí pasivního nastavení talu do flexe a addukce kloubu rozšířit testování jeho stability ve třetí – sagitální rovině. Ligamenta hlezna jsou anatomicky umístěná tak, aby ve všech pozicích hlezna a nohy dokázaly (za ideálních

podmínek), zajistit stabilitu hlezenního kloubu. V případě testování stability ligament jen v jedné pozici hlezenního kloubu (např. v neutrální pozici), ztratíme možnost posoudit stabilitu talokrurálního kloubu ve všech možných směrech jeho pohybu. Jednotlivá ligamenta nestabilizují hlezno pouze jedno každé v jedné poloze kloubu, ale jejich stabilizační aktivita pozvolna stoupá a klesá s napětím a povolením vazy během trojdimenzionálního pohybu hlezna, tak aby v každém momentě 3D pohybu, byl napnut, a tím zajistil stabilitu, alespoň jeden vaz.

Bahr a kol. analyzovali změny v laterálních ligamentech během anterior drawer testu a talar tilt testu a zkoušeli hybnost hlezenního kloubu. 8 kadaverů bylo přístrojově testováno v dorzální flexi, plantární flexi a v supinaci a pronaci. Přístrojovým úhломěrem spojeným se silovým měřičem byla měřena schopnost ligament odolat v tahu v různých kloubních polohách a rozsazích. Anterior drawer test byl proveden za použití síly 80N do anteriorního posunu a talar tilt test silou 5,7 Nm supinační torzí nejprve s intaktními ligamenty, poté po odstranění ATFL a po odstranění i CFL. Test byl proveden v 10° dorziflexi, v neutrální pozici a 10° a 20° plantární flexi. Bylo zjištěno, že největší odolnost ATFL bylo v intaktním hleznu ve 20° plantární flexi a CFL u 10° dorziflexe. Izolované poranění ATFL vedlo pouze k malým změnám v laxicitě do anteriorního posunu, ale výrazné zvýšení laxicity ve všech měřených úhlech bylo zjištěno po kombinovaném poranění CFL a ATFL (Bahr, 1997).

Autoři testů se také často dohadují o síle, jakou by měly být testy provedeny (např. Konradsen 150 N, Tohyama 30 N!).

Fujii a kol. měřili posuny talu při použití různých hodnot síly před a po sekci laterálních ligament a zjistili, že při zvýšení síly nad 30 N nedošlo již k žádnému dalšímu posunu.

Tohyama a kol. (2003) provedli výzkum na kadaverech i pacientech. Chtěli vědět, jak velká zátěž je nutná k provedení anterior drawer testu u pacientů s akutně poraněnými hlezny. Nejprve provedli anterior drawer test u 9 kadaverů při zátěži 10, 20, 30 a 40 a 60 N. Největší posun byl možný při síle od 20 do 40N. Poté autoři provedli stejný test při aplikaci síly 30N a 60N u 14 pacientů s akutním poraněním ATFL. Anteriorní posun byl největší při zátěži 30N než při zátěži 60N.

Seligson (1980) vypočítal tuhost ATFL na 65 ± 34 N/m.

5.3.3. *Přístrojová vyšetření ligament*

RTG

Radiografie hlezna zahrnuje anteroposteriorní a laterální zobrazení k určení rozsahu a druhu poranění a k vyloučení fraktury kostí nohy nebo bérce. Při podezření na akutní i chronické ligamentózní léze v oblasti hlezna jsou indikovány držené (nucené, funkční) snímky v místní nebo celkové anestezii. Držený snímek bez anestezie může přinášet falešně negativní nález. Držené snímky se zhotovují v AP projekci (vpáčení do inverze nebo vzácně do everze nohy) a zobrazují vyklonění talu. Snímky slouží k odhalení zadopředního posunu talu v bočné projekci. Nejčastěji je indikován držený AP snímek hlezna z důvodu jednoduchého vyhodnocení – proložení přímek artikulačními plochami tibie a talu a změření úhlu, který spolu svírají. Komparujeme se snímky zhotovenými v klidovém postavení. Snímky držené do everze nebo zevní rotace jsou ordinovány méně často, protože izolovaná poranění deltového vazy jsou relativně vzácná. Inverzní držená projekce je indikována při podezření na lézi fibulárních vazů (Dungl, 2005, Hrazdira, 2008).

Držené snímky pomocí RTG mají nevýhodu v přílišné radiační expozici jak pacienta, tak vyšetřujícího. Radiační zátěž vyšetřujícího můžeme snížit pomocí zařízení zajišťujícího nucenou pozici hlezna bez fyzického kontaktu s vyšetřujícím (Hrazdira, 2008).

V současnosti je nejznámějším přístrojem pro držené polohy německý „Scheubův aparát“ nebo přístroj „MK 25“ české výroby. Oba přístroje umožňují stavitelný exaktní tah ve standardní poloze. Při vyšetření využíváme vyklonění, resp. předsunutí talu nejčastěji tahem 150–300 N podle stáří, pohlaví a konstituce. Přístroje jsou využívány pro přesné měření i pro ultrazvuková vyšetření (Hrazdira, 2008).

Arthrografie

Zobrazuje ligamentózní poranění pomocí kontrastní látky a rentgenografie. Prosakování barviva anteriorně od laterálního maleolu indikuje kompletní rupturu ATFL nebo

rupturu jizvy dřívějšího poranění ligamenta. Arthrografie musí být provedena do sedmi dnů od vzniku poranění.

Artrometrie

Používá se pro měření odhadu stability a intaktnosti hlezenních ligament. Artrometr je 6 -ti stupňový zátěžový kinematický systém. Skládá se z nastavitelných ploch připevněných k noze. Jedna z ploch, skrz kterou je zátěž vedena, je připevněná k plosce a druhá je přiložená k tibií a fixuje ji. Laxicita je měřena do anterior-posteriorního směru (v milimetrech) během zátěže 125 N a ze supinace - pronace (stupně rozsahu pohybu) během zátěže 4000 N mm.

TELOS®

Přístrojové zátěžové vyšetření intaktnosti lze provádět pomocí přístroje TELOS®, který je používán ke standardizaci studií aplikováním tahu konstantní silou 150 N, avšak samozřejmě není schopen detekovat konečný bod, neboli tvrdou bariéru (Trevino, 1994, Fujii, 2000).

Ultrazvukové (USG) vyšetření

Diagnostika ultrazvukem může být udávána jako jiná možná objektivní metoda měření ligament hlezna. Kvantifikuje integritu ligament a jejich strukturu. USG používá dynamický obraz, který sleduje rozsah pohybu nebo napětí kloubu. Má dvě výhody – neinvazivnost a bezbolestnost. Na rozdíl od RTG vyšetření USG vyšetření poskytuje vyšetřujícímu i možnost zhodnocení stavu měkkých tkání sledované oblasti. Velkým přínosem je i zachycení echografických změn echogenity a echostruktury nad tibiofibulární syndesmózou (hypoechogenní lem), svědčící pro poškození ligamentum tibiofibulare anterius. U vazů přemostujících hlezenní kloub je mnohdy ruptura vazů přímo patrná, nepřítomnost defektu však neznamena nepřítomnost ligamentózní léze. Distenzi, rozvláknění a insuficienci vazů je opět nutno hodnotit v držených polohách. Vyšetření hlezenního kloubu v držených/nucených polohách provádíme dle Ernsta (1990) měřením předsunutí talu v dorzálním longitudinálním řezu přes šlachy Achillovu a posuzujeme vzdálenost zadní hrany tibiie od trochley talu (Hrazdira, 2008). Hodnotíme

předsunutí talu, přičemž USG vyšetření umožní přesně pomocí kaliperu změřit sledovanou vzdálenost.

Vyšetření v nucených polohách prováděných dle Hrazdiry (1992, 2004, 2008) je prováděno ve ventrolaterálním šikmém řezu od kostěného okraje fibuly přes sinus tarsi ke calcaneu. Umístění sondy zachycuje současně i subtalární kloub a umožňuje stanovit nestabilitu talokrurálního i subtalárního kloubu. Komparací s Ernstovou metodou určíme exaktně etáž instability. Základním předpokladem k realizaci výše uvedených vyšetření je příslušné přístrojové vybavení.

Interpretace držených snímků se opět dle autorů různí, ale rozevření laterální štěrbiny nad 5 °, předozadní posun talu o více než 3 mm či rozšíření mediální štěrbiny tibiotalární o více než 3 mm ve srovnání s kontralaterální stranou jsou již signifikantní pro poranění fibulárních vazů, lézi ligamentum tibiofibularis anterior či deltového vazů. O kompletní lézi daných vazů hovoříme při rozevření tibiotalární štěrbiny na zevní straně nad 10 °, resp. předsunutí talu o více než 7 mm (Hrazdira, 2008). Pro odlišení konstituční hypermobility, vazivové hyperelasticity a s ní spojené falešně pozitivní diagnózy je třeba provést vždy stranovou komparaci, doplnit držené/nucené snímky RTG/USG projekcemi druhostranného kloubu. Pozitivní nález v držených projekcích je stranový rozdíl větší než 3 °, resp. 3 mm (Hrazdira, 2008).

Magnetická rezonance

Umožní zobrazení jednotlivých struktur ligament, včetně přesného obrazu jejich strukturálního a stavu. Zobrazí také přídatná poranění měkkých tkání, jako je např. poranění peroneálních šlach.

Použití více objektivních metod měření může napomoci klinikům dosáhnout lepších výsledků v diagnostice a porozumět managementu léčby zranění hlezna.

5.4. Komplikace distorzí

Komplikace vznikající následkem poranění hlezenního kloubu lze rozdělit na komplikace lokální a globální.

Typickou lokální komplikací při distorzí hlezna je hlavně vznik chronicky nestabilního kotníku s tendencí k recidivám distorzí hlezenního kloubu.

Globální komplikací je možnost vzniku určitých funkčních změn v pohybovém stereotypu s dalšími důsledky na pohybový aparát. Distorze hlezenního kloubu s krevním výronem a otokem vede k organicky podmíněné nocicepci. Změněný pohybový program má za cíl chránit nociceptivně aktivní místo. Nějaký čas po úraze už není přítomná místní organicky podmíněná nocicepce. Mnoho lidí si ale zafixuje vlastní neekonomické pohybové zvyky, které už nemusí chránit topické poruchy. Tento změněný průběh pohybu vede ke zdroji nové, tentokrát funkčně podmíněné nocicepci, která vzniká v přetěžovaných měkkých tkáních, např. při izometrickém napětí, nebo asymetrickým zatěžováním. Při dysfunkci posturálních řídicích mechanismů, dochází k špatné souhře segmentální svaloviny, tzv. segmentální dysfunkci (Kolář, 2001). Jejich následkem je řetězení periferní poruchy kloubu po svalových smyčkách do funkce celé postury a pohybových vzorců jedince.

5.5. Laterální instabilita hlezna

Ke vzniku kloubní nestability dochází v závislosti na stupni poranění a stavu ligamenta, svalového systému, ale i celého organismu. Instabilitu můžeme rozdělit podle doby jejího vzniku na akutní a chronickou. Podle příčiny rozdělujeme instability na mechanické a funkční. Akutní a chronická instabilita vymezuje postižení ligament časově. O akutním poškození ligamenta, se hovoří v případě, trvají-li příznaky poškození ligamenta zhruba do 6- ti týdnů, maximálně však do tří měsíců od primárního

poranění. Pokud bychom za akutní nestabilitu považovali projev nestability u primárně poraněného hlezna, může se podle některých autorů hojení ligament protáhnout až na jeden rok a tím by toto časové vymezení bylo značně delší. Poté přechází nestabilita do subchronického stádia a po uplynutí asi dalších tří až pět měsíců se již může hovořit o chronickém postižení. I toto časové vymezení je vysoce individuální, závisí na předchozí léčbě, schopnosti hojení ligament a celkovém stavu pohybového systému postiženého jedince.

S definicemi mechanické a funkční instability je situace také komplikovaná. Tyto instability jsou zkoumány mnohými autory a najít jednotnou definici je těžké. Důležitost rozlišení mechanické a funkční instability spočívá také v použití rozdílné léčby. Zatím co u mechanické instability může být operační léčba úspěšná, u funkční instability je nevhodná.

5.5.1. *Mechanická laterální instabilita hlezna*

Je definovaná jako nedostatečná schopnost pasivních stabilizátorů hlezna (kostěných a kloubních struktur, včetně vazů), ochránit kloub před pohybem nadměrného rozsahu, způsobující další poškození struktur kloubu. Příčinou mechanické – ligamentózní instability hlezna může být jednak částečná nebo parciální ruptura vazů nebo patologická ligamentózní laxicita vrozená či získaná předešlými úrazy.

Dle různých autorů je takto postiženo 20 až 40 % lidí po distorzi (Stone, 1996). Jako instabilita je v obvyklé klasifikaci označen nález „ne-pevného“ nebo „měkkého bodu“ či bariéry (Renstrom, 2002).

Aktivní stabilizátory hlezna, svaly, jsou velmi dobře schopné kompenzovat ligamentózní nestabilitu. Ale i tato kompenzace probíhá jen do určité míry.

Mechanickou instabilitu laterálních ligament hlezna odhalí zátěžové ligamentózní testy – anterior drawer test a talar tilt test (viz výše), ale i na použití těchto testů k diagnostice mechanické instability se odborníci často liší. Akutní mechanická ligamentózní

instabilita je přítomna vždy III. stupni poranění ligament a je jeho vlastním symptomem. V případě II. stupně se může také vyskytovat, její projev je však malý nebo střední. Chronická mechanická instabilita se vyskytuje v případech chybného hojení ligament např. v případě nesprávně vedené terapie, v důsledku chybné diagnostiky, nebo nevyhledání odborné pomoci ze strany pacienta.

V mnoha případech postižený jedinec následně po úrazu nevyhledává odbornou lékařskou pomoc (asi v 50%) (McKay, 2001, Hubbard, Hicks-Little, 2008), což pokud správně neodhadne tíži svého poškození a i nadále postiženou končetinu zatěžuje, může ovlivnit kvalitu léčení poraněných ligament. V případě, že léčbu vyhledá, může být důkladně vyšetřen a ošetřen, včetně doporučení k následné rehabilitaci. Mechanická instabilita hlezna vzniká po poranění následkem insuficience ligament a kloubu, což predisponuje hlezno k dalším epizodám instability. Tyto změny zahrnují patologickou laxicitu, porušenou kinematiku v kloubu, synoviální změny a podmiňují vznik degenerativních kloubních procesů, všechny změny mohou být přítomny v kombinaci nebo izolovaně (Hertel, 2002).

Patologická laxicita následkem primárního poškození ligament často vyústí v patologicky laxní kloub, což způsobí jeho nestabilitu. Rozsah patologické laxicity hlezna závisí na stupni poškození ligament laterálního systému. Patologická laxicita může vyústit v kloubní instabilitu a poté, pokud se hlezno náhle ocitne v poloze náchylné ke zranění, dojde k zranění kloubních struktur. Patologická laxicita může být klinicky popsána pomocí fyzikálních testů, stresové radiografie, nebo artrometricky. Patologická laxicita primárně postihuje nejčastěji poraněné ligamentum - ATFL na druhém místě pak CFL, nebo obě v kombinaci. Patologická laxicita je častý příznak, avšak i část zdravé populace (asi 11 %) má při vyšetření anterior drawer testem a talar tilt testem asymetrický nález laxicity ligament hlezna (Scranton, 2000). Mechanická instabilita je přítomná, pokud je možný více než 10mm anteriorní posun talu vůči fibuly na jedné straně, nebo stranová rozdílnost větší než 3 mm. U talar tilt testu je potvrzena pokud je větší než 9 ° na jedné straně, nebo pokud se stranově liší více než o 3 °(Renstrom, Kannus 1994).

Uvádí se, že po 12 měsících dojde ke zhojení ligament na 80 % síly jejich předúrazového stavu. Pokud jedinec neabsolvuje adekvátní léčbu pod dohledem lékaře a fyzioterapeuta, může se stát, že se navrátí ke svým fyzickým aktivitám dlouho před tím, než se mohla jeho ligamenta optimálně vyhojit. Ligamenta zůstanou v „prolongované“ pozici a není plně obnovena jejich mechanická odolnost. Tato nezhojená ligamenta mohou výsledně vést ke zvýšení kloubní pohyblivosti a ke vzniku ligamentózní laxicity, která vede k mechanické laterální nestabilitě (Hubbard, Hicks-Little, 2008).

Časté jsou diskuze, zabývající se určením času potřebného k zahojení poškozených ligament, jejich údaje se značně liší a vždy je nutno počítat s individuálními odchylkami. K určení stavu hojících se ligament existují přímé nebo nepřímé metodiky. Přímé metody byly použité ve studiích na zvířatech, kdy po narušení ligament dochází ke sledování výskytu ukazatelů zánětu v krvi nebo testů síly v tahu ligamentózní tkáně. Vzhledem k vysoké invazivnosti těchto studií jsou tyto těžko proveditelné u lidí. V humánní medicíně mohou být použity pouze nepřímé metody měření určující míru mechanické laxicity. Mezi tyto testy patří manuální stress testy (anterior drawer test, talar tilt test), zátěžová rentgenologie, artrometrie a diagnostický ultrazvuk. Tyto metody však nemohou měřit přímo stav ligament, pouze jejich jakousi funkční odezvu, tedy jejich laxicitu, nebo mechanický obraz, jejich intaktnost či rupturu.

Akutní mechanická instabilita doprovází výrazné poranění ligament a její projev by měl být omezen na dobu primárního hojení ligament. V tom, jak dlouhá doba by to měla být, se vědci v různých výzkumech rozcházejí.

Avcı a Saylı, (1998) měřili anterior drawer test 2 a 6 týdnů po distorzi laterálních ligament. Měření probandů měli ihned po poranění pozitivní anterior drawer test, laterální hematom a bolestivost v oblasti ATFL. Po 2 týdnech mělo pozitivní anterior drawer test ještě 30 % a po 6 týdnech už jen 11 % probandů.

Hubbard a Hicks – Little ve své systematické revue k determinaci času nutného k uzdravení ligament po akutním poranění. Studie udávaly zlepšení laxicity hlezna až po období 6 týdnů až jednoho roku. (Hubbard, Hicks-Little, 2008).

Cetti a kol.(Hubbard, Hicks-Little, 2008) měřili anterior drawer a tilt test 8 a 24 týdnů po zranění. Na začátku studie absolvovali probandi anterior drawer a talar tilt test za pomoci radiografie. Zraněná hlezna dobrovolníků vykazovala oproti kontralaterálnímu zdravému hleznu rozdíl průměrně o 6 stupňů talar tilt a 3 mm v anterior drawer testu ihned po poranění. 12 % těchto probandů mělo pozitivní anterior drawer test 8 týdnů po zranění. Toto číslo po 6- ti měsících kleslo na 3 %. Přestože manuální testy ukázali jen v relativně nízkém procentu výskyt mechanické laxicity, po 8 týdnech u 70% případů přetrvávaly reziduální symptomy a u 42% ještě i po 6 měsících. Mezi reziduální potíže patřily funkční nestabilita, otok, bolest, problémy při chůzi a změna citlivosti.

Munk (1995) od roku 1979 až do roku 1982 sledoval 79 pacientů s arthrograficky ověřenou izolovanou rupturou ATFL nebo její kombinaci s CFL. Zahrnující kritéria pro účast ve studii byl inverzní poranění v posledních 24 hodinách, hematom a citlivost ATFL a/nebo CFL a přítomnost bolesti inhibující chůzi, bez zlomenin. Byl proveden randomizovaný výběr pacientů, kteří byli rozříděni do tří skupin. Probandi v první skupině absolvovali operační suturu vazů a poté měli sádrovou fixaci na 5 týdnů (18 probandů). Druhá skupina měla na 5 týdnů sádrovou uměšňující chůzi (44 probandů). Třetí skupina probandů měla jen elastickou bandáž ve spojení s časnou mobilizací (16 pacientů). Pohyb hlezna byl měřen goniometrem. Instabilita byla klinicky ověřována anterior drawer testem a radiograficky talárním tilt testem. Nestabilitu potvrzoval rozdíl mezi poraněným a kontralaterálním stabilním hleznem byl - li ≥ 3 mm nebo 6° . Po roce mělo 41 pacientů těžkou nebo střední instabilitu vyšetřenou zátěžovými testy. 37 pacientů mělo hlezno stabilní.

K příznivějším výsledkům došel Konradsen a kol. (1991). Provedl zátěžovou radiografii následně po úraze a po třech měsících u pacientů s třetím stupněm distorze. U 76 % byla aplikovaná lokální anestetika v místě poraněných ligament před provedením testu z důvodu redukce bolesti. Pro oba zátěžové testy (anterior drawer i talar tilt test) bylo hlezno zatíženo 150 N. Pozitivita anterior drawer testu byla potvrzena, pokud byl posun větší než 10 mm a u talar tilt testu více než 9 stupňů. Po třech měsících mělo pozitivní nález už jen 5 % probandů.

Brostromovy studie se účastnilo 242 jedinců s arthrograficky ověřeným poraněním ligament. Nespecifikoval stupeň poranění ani to, zda šlo o kompletní rupturu ligament. Pro dokumentaci instability použil objektivní a subjektivní měření a testy. Sledoval je od 1 do 4 let. Mechanická instabilita byla testována manuálním anterior drawer testem. Pozitivitu tohoto testu určovala přítomnost zřetelného rozdílu anteriorního posunu talu vůči tibií ve srovnání s druhostrannou zdravou končetinou. Subjektivní hodnocení positivity instability se týkalo zjištění přítomnosti reziduálních příznaků, jako je pocit nestability, otoku, bolesti v klidu či při pohybu, nebo další vymknutí. K objektivnímu hodnocení rozdělil probandy do skupin. V jedné terapeutické skupině bylo 28 % účastníků a ve druhé 31%, kteří měli pozitivní anterior drawer test víc než jeden rok po prvním poranění hlezna. Rozdíl mezi oběma skupinami byl v použití rozdílných fixací během léčby poranění hlezna. Ačkoliv většina probandů neměl žádné příznaky, 20 % uvádělo, že jejich kotník není stabilní, že kotník cítí slabší a včetně pocitu podklesávání končetiny – „give way“ (Brostrom, 1966).

Pouze subjektivně hodnotil poraněná hlezna Eiff a kol.(1994). Hodnotil pocit „giving way“ po 3 a 10 dnech, 3 a 6 týdnech, 3, 6 a 12 měsících po zranění. Autoři nerozlišovali stupeň distorze. Ve vstupním vyšetření provedli talar tilt test, tento test pak již ale neprováděli. Sbírali informace týkající se aktuálních symptomů (otok, ekchymóza, citlivost na dotek, rozsah pohybu a schopnost zatížení a bolesti), současných aktivit, pracovního zatížení, funkční instability, použitých léčebných metod a provedené rehabilitace. 22 % probandů uvádělo příznak „giving way“ 3 týdny po zranění. Toto číslo kleslo na 19 % po 6 týdnech, na 14 % po 3 měsících, na 8 % po 6 měsících a na 3 % po jednom roce. Navzdory léčbě a rehabilitaci určité procento probandů mělo příznaky mechanické laxicity a subjektivní instability ještě jeden rok po úraze.

Tabulka č. 12: Porovnání různých výzkumů instability hlezna a výsledků jejich zátěžových testů (upraveno podle Hubbard, Hicks-Little, 2008). Použité zkratky – RTG - rentgenologické vyšetření, SRTG – stresové rentgenologické vyšetření, ADT – anterior drawer test, TT – talar tilt test, tý – týden, měs. – měsíc, lig. - ligamentum.

Autor	Klinicky testování probandi	Vstupní Kritéria	Metody měření	Výsledek měření
Freeman	45	Poranění laterálních lig. – uni i bilaterálně	SRTG 0 a 3 měs.	42% a 33% ↑ TT v porovnání s nezraněným hlezem po 3měs.
Avcı a Sayli	37♂ 20♀	Víc než 16 let, st. 3 distorze, <72 hod, bez historie instability, fraktury, poranění deltoidových lig. či syndesmozy	ADT 2 a 6 tý po poranění, bolest, rozsah pohybu, otok, omezená chůze	30% pozitivní ADT 2 tý po poranění, 11% po 6 tý.
Cetti et al	69♂ 61♀	Positivní stresová rtg, talar tilt > 6°, anterior drawer > 3mm	SRTG – po poranění, 2 a 6 měsíců po poranění, bolest, otok, chůze, rozsah pohybu a rovnováha	12% positiv ADT po 8 tý, 3 % 6 měs. po poranění, 70% reziduální symptomy 8 tý po poranění, 42 % po 6 měs.
Konradsen et al	80	Inverzní poranění, <24hod, talar tilt > 9°, anterior drawer > 10mm	SRTG po poranění a 3 měs. po, bolest, funkce, otok, rozsah pohybu	5 % patologické nálezy na SRTG 3 měs. po poranění
Munk et al	78	Aerograficky ověřená ruptura ATFL a/nebo CFL	Stres TT+RTG a manuální ADT po poranění a po 9 letech, rozsah pohybu a subjektivní symptomy	4 pacienti s těžkou instabilitou a 37 pacientů se střední 1 rok po poranění, více než ½ probandů měla instabilitu, po SRTG 13 pacientů mělo mechanickou instabilitu
Brostrom	242	Ruptura ligament (mediální i laterální systém)	Manuální ADT víc než 1 rok po poranění, rozsah pohybu	28% v 1. léčebné skupině a 31% v 2. skupině mělo pozitivní ADT více než 1 rok po poranění
Eiff et al	82	Poranění laterálních ligament	Subjektivní pocity (giwing way) a 3 a 10 dnů, 3 a 6 týdnů a 3,6 a 12 měsíců po poranění	22% uvádělo giving way 3 tý. po poranění, 19 % po 6 tý, 14% po 3měs. 8% po 6 měs a 3% po 1 roce

Mechanická instabilita se určuje pomocí zátěžových ligamentózních testů, které jsou tradičně popisovány v jedné rovině, což ale neodpovídá možnosti normálního trojdimenzionálního (trojrovinového) pohybu. Nadměrný anteriorní posun reprezentuje laxicitu v transverzální rovině, talar tilt zase určuje nestabilitu ve frontální rovině. Toto pojetí zanedbává fakt, že talokrurální kloub má možnost trojrozměrného pohybu (translační, pasivní pohyb) a ignoruje spornou otázku 3D instability talokrurálního kloubu. Pokud ATFL chybí, talus je schopen nadměrného anteriorního posunu a supinace s velkou vnitřně rotační komponentou ve vztahu k tibií (inverze). Kompletní vyšetření nestabilního talokrurálního kloubu by mělo zaostřovat na jedno rovinné, ale i tři rovinné vzory nestability.

Instability vedou k narušení artrokinematiky kloubů hlezenního komplexu. Jedna z artrokinematických restrikcí ve vztahu k opakovaným poraněním hlezna zahrnuje chybné postavení inferiorního tibiofibulárního kloubu. Mulligan (1992) popsal, že jednotlivci s mechanickou instabilitou mohou mít anteriorní a inferiorní posun distální fibuly. Je to dáno uvolněním ATFL, jehož prolongace vede k inferiornímu a anteriornímu sklouznutí laterálního maleolu při supinaci zánoží. Tato volná pozice fibuly může vyústit v epizodu opakující se nestability, vedoucí k opakovaným poraněním hlezna a popř. také tibiofibulární syndesmózy. Tuto patogenezi potvrdil Hertel (2002), který našel dvě případové studie a jednu pilotní studii prezentující nálezy omezení posteriorního fibulárního skluzu („glide“) po laterálním poranění hlezna, díky subluxaci laterálního maleolu v anteriorní poloze.

Hypomobilita nebo hepermobilita kloubního rozsahu může být také součástí mechanické instability. Omezení kloubního rozsahu do dorzální flexe je jedna z predispozic laterálních poranění hlezna. Pokud talokrurální kloub není schopen plné dorzální flexe, kloub neumožňuje řádnou stabilní zaklíněnou pozici tibie v talu během stojné fáze a je snáze možná inverze a vnitřní rotace. Limitace dorzální flexe v uzavřeném kinematickém řetězci je také typicky kompenzovaná zvýšenou subtalárním pronací. U atletů s opakovanými poraněními hlezna je často evidovaná omezená dorziflexe. U pacientů s akutním poraněním hlezna, kteří byli léčeni posteriorní mobilizací talotibiálního kloubu, byl jejich rozsah pohybu do dorziflexe obnoven

rychleji, než u pacientů, kteří mobilizaci hlezna nepodstoupili (Green a kol., 2001). Denegar a kol. (2002) našli omezení v posteriorním posunu talu u atletů 12 týdnů po akutním poranění hlezna. Avšak tito atleti překvapivě neměli signifikantní snížení rozsahu pohybu do dorzální flexe.

Dorziflexe může být omezená díky zvýšenému napětí v m. triceps surae i za normálního artrokinematického talokrurálního poměru.

Mechanická instabilita může vést k synoviální hypertrofii, impingement syndromu nebo vývoji degenerativního kloubního poškození. Synoviální zánět se vyskytuje u talokrurálního a posteriorního subtalárního kloubního pouzdra. Pacienti se synoviálním zánětem často uvádí frekventované epizody bolesti a opakované instability hlezna, které provokují hypertrofované synoviální tkáň mezi kostmi hlezenního komplexu.

DiGiovanni a kol. (2000) popsali anterolaterální impingement syndrom talokrurálního kloubu v 67 % a talokrurální synovitis u 49 % pacientů s chronickou mechanickou nestabilitou. Syndrom sinus tarzi nebo synovitis laterální části posteriorního subtalárního kloubu, vede k opakovaným atakám nestabilit hlezna.

Repetitivní ataky nestabilit mohou vést k degenerativním změnám v hlezenním komplexu. Dochází častěji ke tvorbě osteofytů, subchondrálních skleróz apod.

5.5.2. Funkční laterální instabilita hlezna

Termín funkční instabilita jako porucha na neuromotorickém podkladě poprvé použil Freeman (1965a,b). Disabilita vzniklá funkční instabilitou nemá všeobecně uznávanou definici. Termín je používán k popisu opakovaných inverzních zranění a pocitu podklesnutí končetiny, u některých lidí s minulostí distorzí hlezna. Poranění laterálních ligament hlezna vede ke změnám v neuromuskulárním systému, které provádějí dynamickou podporu hlezna, následkem těchto změn je funkční nestabilita. Literatura neurčuje, kolikrát musí distorze opakovaně vzniknout, jak dlouho je přítomná disabilita, na jaký druh aktivity jsou zranění závislá nebo na stupni externí zátěže. Funkční instabilita dle Renströma (1997) označuje opakované inverzní poranění následkem

velmi malého nebo žádného podnětu. Vyskytuje se v 15 až 60% po poranění laterálních ligament v závislosti na použité definici (Renström, 1997). K jejímu vzniku přispívá poškození neurálních tkání (propriocepce, reflexy, reakční čas svalů), svalově ligamentózních tkání (napětí, síla, výdrž a odolnost) i mechanických (kosti, klouby), a výsledkem je poškození celé senzomotorické funkce.

Freeman a kol.(1965a,b) uvedl, že funkční instabilita hlezna je projevem chyby v motorické inkoordinaci následující po kapsulární deafferentaci (porucha proprioceptorů). Narušení posturální kontroly může být zapříčiněno deficitem aferentního inputu vycházejícího z mechanoreceptorů v ligamentech a kloubním pouzdře hlezna. U jedinců s laterálním poraněním ligament je porušena schopnost stabilizace hlezna kvůli proprioceptivnímu deficitu a následné poruše neuromuskulární kontroly. Tyto poruchy vedou k neadekvátním dynamickým obranným mechanismům proti přílišnému napětí měkkých struktur kloubu. Funkční instabilitu doprovázejí nebo ji přímo způsobují deficity v propriocepti hlezna, kožní citlivosti, rychlosti vedení nervu, neuromuskulárním reakčnímu času, posturální kontrole a napětí. Tato porucha může být částečně redukována koordináčním cvičením na nestabilních plochách, což potvrdila již řada autorů (Tropp a kol., 1985, Janda a kol.,1992, Rieman 2002 aj.). Také Bosien a kol. (1955) potvrdil, že proprioceptivní deficit je jednou z příčin funkční instability. Následně v 1. roce po zranění, ze 42 zraněných hlezen 17 pacientů neměli žádné klinické nebo radiografické projevy poškození ligamenta, ale přesto si stěžovali na subjektivní instabilitu. Při použití modifikovaného Rombergova testu k určení proprioceptivního deficitu, autor našel snížení proprioceptivního čítí v 34 % ze sledované skupiny. Garn (1988) testoval kinestetické vnímání u pacientů s mnohočetným poraněním hlezna. Pomocí balančních testů a vyšetření polohocitu diferencoval stabilitu hlezna u poraněné a neporaněné nohy. Porovnávali schopnosti u třiceti atletů mezi 18 a 24 lety s mnohočetným poraněním hlezna určit pasivní plantární flexi a rovnováhu stoje u jejich hlezen. Probandi měli signifikantně horší detekci pasivního pohybu u poraněného hlezna s porovnáním s neporaněným. U 20 subjektů byl zjištěn rovnovážný deficit na poraněné straně v porovnání se zdravou.

Trop (1999), zveřejnil studii, podle které zranění hlezenního kloubu mělo vliv na posturální kontrolu, kterou zhoršovalo. Porucha posturální kontroly vede opět ke zvýšení rizika zranění hlezna, čímž vzniká začarovaný kruh opakovaných distorzí.

Přítomnost funkční laterální instability nemusí být závislá na stupni prvotního poranění ligament. Většinou se neprojevuje žádnými histologickými ligamentózními změnami, někdy je však možné vidět zjizvení charakteristické pro prodělanou rupturu vazů hlezna.

Funkční laterální instabilita se projeví také na rozložení tlaků pod ploskou, jak uvádí Becker (1996). Nález v zatížení plosky se lišil u pacientů s funkční instabilitou a pacientů s mechanickou instabilitou. Pacienti s funkční instabilitou při chůzi více zatěžovali laterální část plosky nestabilní nohy, kdežto pacienti pouze s mechanicky nestabilním hlezem zatěžovali více mediální část plosky. Becker vysvětluje to, proč se liší zatížení plosky u různých instabilit tím, že případ laterálního zatížení plosky u funkční instability vysvětluje deficit peroneálních svalů během stojné fáze chůzového cyklu z důvodu proprioceptivního poškození způsobené traumatem. Vznik funkční instability doprovází oslabení peroneálních nervů, projevující se pomalejším vedením nervem, viditelném na EMG vyšetření. Může být také narušen pattern neuromuskulárního náboru. Vyšetřuje se reflexní reakční čas pertubace peroneálních svalů do inverze nebo supinace.

Mezi další projevy funkční instability patří zvýšená adheze měkkých tkání (kůže podkoží, fascie svalů, ligament), které mohou vést ke snížení rozsahu pohybu hlezna (hlavně dorzální flexe), oslabení peroneálních svalů a častá jsou i tibiofibulární zranění (Hertel, 2000).

Do budoucna je jedinec trpící funkční instabilitou ohrožen degenerativními procesy v oblasti hlezna a dolní končetiny. Harrington (1996) dokumentoval degenerativní artrosy u 28 z 36 jedinců s funkční instabilitou pomocí RTG a artroskopie.

Sekundární potíže vázané na instabilitu hlezna se nevyskytují pouze na noze či dolní končetině. Je zde také nezanedbatelná možnost jejich řetězení jako funkčních poruch

(popř. až degenerací v důsledku decentrace segmentů) do globální postury. Neuromuskulární disability nejsou přítomny pouze ve strukturách kolem postiženého hlezna, ale mohou být i v místech vzdálenějších a jsou způsobeny centrální neuromuskulární adaptací na instabilitu periferního kloubu. Potvrzují to Bullock-Saxton a kol. (1994), kteří našli bilaterální deficit v náboru gluteus medius u jedinců s historií poranění hlezna. Také prokázali narušení posturální kontroly ve stojné fázi chůze po akutním poranění i u repetitivních poranění metodou nepřístrojového vyšetření modifikovaného Rombergova testu. V balančním stoju na jedné dolní končetině používá noha hlezenní strategii, kdy noha pronuje a supinuje, ve snaze udržet těžiště nad opěrnou bází. Jedinci s chronickou funkční nestabilitou používají více kyčelní strategii, která má nižší schopnost zajistit stabilitu, než hlezenní strategie ve stoju na jedné dolní končetině. Tato změna strategie posturální kontroly vede ke změně v centrální nervové kontrole, která vyústí k hlezenní kloubní dysfunkci. Až obnova laterální hlezenní stability by mohla potenciálně zastavit progresi degenerativních a sekundárních funkčních změn.

Léčba funkční instability hlezna spočívá v tréninku svalové síly a propriocepce. Hlavním laterálním dynamickým stabilizátorem jsou peroneální svaly, ale v různých obdobích krokového cyklu se na udržení stability podílejí i ostatní svaly bérce a nohy.

Někteří lékaři doporučují chirurgické řešení, tedy časnou repozici ligament tohoto problému v případě, že prvotním problémem byla mechanická instabilita, např. Brand a kol.(1977).

Konradsen a kol. (1991) a Eiff a kol.(1994) uvádí, že výsledky výzkumu ukázaly stejnou efektivitu imobilizace a také včasné mobilizace (rychlý návrat k aktivnímu pohybu) hlezna v první době po poranění hlezna jako prevenci pozdějších reziduálních problému a nestability. Včasná mobilizace ale vedla k dřívějšímu návratu do práce a byla také pacienty hodnocena jako pohodlnější.

U pacientů s funkční instabilitou hlezna je trénink senzomotoriky ta nejlepší cesta k návratu rovnováhy a neuromuskulární kontroly zraněného hlezna a posturální kontroly celého těla. Taping hlezna a ortézy mohou pomoci taktéž.

5.6. Hojení ligamenta

Hojení vaziva probíhá ve třech fázích a celý tento proces je ukončen vytvořením pevné vazivové struktury. Jsou to fáze zánětlivá, fáze proliferační a fáze remodelace a maturace. Bezprostředně po poranění nastává fáze zánětlivá. Následkem porušení integrity tkáně ligamenta a narušení kapilár dojde k ischemii a k hemodynamickým změnám, s poruchou metabolismu buňky a poškození buněčné membrány, což vyvolá zánětlivou reakci, která je charakteristická infiltrací zánětlivých buněk. Tato fáze trvá asi 4 - 6 dní.

Hlavním rysem akutní fáze je reakce organismu na poranění krevních cév, ke kterému při poranění ligament dochází. Expozice trombocytů unikajících z poškozených cév subendoteliálního kolagenu vede k jejich agregaci a aktivaci koagulační kaskády. Krevní destičky uvolňují granule obsahující různá lokálně aktivní a chemotaktická agens, jako jsou destičková růstový faktor (PDGF), transformující růstový faktor (TGF- β) a faktor aktivující trombocyty (PAF). Následkem této aktivity dochází ke spuštění koagulační kaskády, usazování fibrinu a tvorbě krevní sraženiny. Krevní sraženina umožňuje nejenom vznik hemostázy, ale účinkuje také jako podklad pro pohyb elementů podílejících se na akutní buněčné odpovědi do oblasti poranění. Buněčná odpověď probíhá na základě ustáleného postupu – nejprve se do místa poranění dostanou neutrofilové, které jsou přitahovány chemotaktickými agens, jako jsou TGF- β , tumor nekrotizující faktor (TNF- α) a interleukin 1. Přibližně 48 hodin po neutrofilech se do místa poranění dostanou makrofágy, které svým účinkem připomínají fagocytické pohlcování mrtvého nebo škodlivého materiálu. Makrofágy navíc přitahují další buněčné elementy a uvolňováním vaskulárního endotelového růstového faktoru, inzulinu podobného růstového faktoru (IGF), stimulují lokální obnovu tkáně (DiPietro, 1995).

Následuje fáze proliferační, kdy je fibroblasty vytvořena síť kolagenních vláken, do níž prorůstají cévy, a trvá cca 3 týdny. Proliferační fáze obvykle nastupuje 4-12 dnů po vzniku poranění a právě v této fázi dochází k počátečnímu formování jizvy. Fibroblasty

se přemísťují do oblasti poranění. Jejich role spočívá v tvorbě kolagenu a obnovení extracelulární matrix, zničené při poranění. Na hojení se zpočátku podílí III. typ kolagenu, který je slabší, až později také kolagen I. a II. typu (Kanus, 2000). Ukládání kolagenu závisí na několika dalších faktorech, mezi něž patří adekvátní zásobení aminokyselinami a vitamínem C, který účinkuje jako donor elektronů během klíčových fází syntézy. Endoteliální buňky proliferují a stimulací VEGF vytvářejí nové kapiláry.

Remodulační fáze hojení rány začíná již během proliferativní fáze a v závěru vede ke vzniku jizvy. Remodulace jizvy vrcholí v 6. týdnu. Pro tuto fázi je charakteristické dosažení rovnováhy mezi matrix metaloproteinázou (MMPs), která způsobuje rozpad kolagenu, a novou tvorbou kolagenu ve fibroblastech (DiPietro 1995, Ravanti 2000).

V poslední fázi maturační dozrává vazivo srašťováním kolagenu, obnovuje se normální vaskularita i obsah vody ve tkáni. Tato fáze může trvat až rok (Brand, 1977, Nyska, 2002). Rychlost návratu k normálním strukturálním a mechanickým vlastnostem ligament je pravděpodobně závislá na změnách napětí poraněného ligamenta v průběhu hojení, což vede k nutné změně v přemýšlení o vhodnosti rigidních fixací a kompletní nečinnosti zraněné končetiny. Výzkumy jasně poukazují na zlepšení hojení a získání opětovných vlastností ligament následně po zavedení šetrných a kontrolovaných terapeutických fyzických aktivit (Freeman, 1965; Gould, 1994; Smith, 2003; Wexler, 1998). Výskyt laxicity vazů je však mnohem častější v případě chybně vedené následné pohybové terapie. Revaskularizační fáze během hojení je obvykle doprovázená výraznou redukcí pevnosti v tahu. To vyžaduje v případě, je – li prováděn trénink propriocepce a stability nohy, chránit náchylnou tkáň např. použitím tapu či ortézy. Toto kvalitativní omezení může trvat i 3 měsíce, než se původní pevnost vrátí (Nyska, 2003).

Lehce se od současného názoru většiny vědců odlišuje Kanus (2000), který je zastáncem poměrně dlouhodobé kontrolované imobilizace až do maturační fáze hojení. Dle jeho názoru díky imobilizaci poraněné končetiny je možná nerušená invaze fibroblastů poraněné arey, vedoucí k neomezené proliferaci buněk a produkci kolagenních vláken. Předčasná a intenzivní mobilizace v této době vede, dle jeho názoru, k urychlení produkce 3. typu kolagenu (který je slabší) a tím vzniku slabší

tkáně, než když by byla zajištěna optimální imobilizace. Ochrana sádrou nebo dlahou je prevencí sekundárních poranění a časně prodloužení kolagenních struktur poraněných ligament. Prodloužená imobilizace se ale musí vyvarovat atrofii chrupavky, kosti, svalů, šlachy a ligament. Ani Kanus se tedy nebrání kontrolované mobilizaci. Méně poraněné části tkáně nebo kloubu, dle jeho názoru, je možno mobilizovat rychleji, někdy dokonce během proliferační tkáně. Kontrolované napětí svalu a kloubního pohybu zvýší orientaci kolagenních vláken paralelně k zátěžové linii normálních kolagenních vláken, tyto aktivity tedy slouží k prevenci tkáňové atrofie z imobilizace. Léčba může být podpořena fyzikální terapií zlepšující lokální cirkulaci a propriocepci, inhibují bolest a zpevňují spojení svalovošlachové. Po 6 - 8 týdnech po poranění nová kolagenní vlákna mohou odolat téměř normální zátěži a cílem rehabilitace je rychlý a plný návrat k aktivitám. Tkáně jsou již připravené pro progresivní mobilizaci a rehabilitační program (Kanus, 2000).

Podle Nyska (2003) se stává, že se fáze maturační prodlouží až na několik měsíců.

Proto je nutné i v této fázi stále věnovat pozornost kvalitě hojení ligamenta a jeho možné nestabilitě a odezvě poranění v celém organismu, podle těchto nálezů volit přístup v léčbě distorze.

Hojení vazy u chirurgicky řešených poranění se příliš neodlišuje. Přesto, že bývá evidováno zlepšení biomechanických vlastností reparovaných vazů v porovnání s nereparovanými vazy v časně fázi po operaci, tato výhoda nemusí být trvalá. Ligamenta mají geneticky daný tzv. reparační čas a ani operačním řešením nemohou urychlit normální reparativní schopnost tkáně. Výzkumy ukazují, že po roce od úrazu či operace je rozdíl mezi chirurgicky a konzervativně léčenými vazy srovnatelný.

Četnými výzkumy bylo dokázáno, že v důsledku poranění dochází k poškození neurální periferní tkáně, které vede k narušení propriocepce a tedy narušení schopnosti jakéhosi biofeedbacku poraněné tkáně (Freeman, 1965, Hertel, 2000, Janda, 1992, Wexler, 1998).

Dle Stonea (1996) může dojít v rupturovaném ligamentu k poškození nervů s narušením proprioceptivního signálu. Proto je v nadcházející rehabilitaci důležité, aby ligamenta získala zpět „nervovou projekci“ a tím zajistila jeho správné zapojení při funkci, jako prevence vzniku kloubních instabilit.

5.7. Léčba distorzí a laterální instability

Před každou léčbou je nutné určit stupeň a rozsah ligamentózního poranění a na základě těchto informací, určit optimální způsob léčby. V případě, kdy není s jistotou prokázáno, o jak závažné poranění se jedná, je nutné vždy postupovat, jako by se jednalo o ligamentózní lézi. Léčbu vždy indikuje lékař na základě svých odborných vyšetření.

V případě stupně I a II distorze je většinou doporučován konzervativní přístup.

Mnoho studií uvádí prospěšnost časně mobilizace a funkčního přístupu po úraze vedoucí k lepší obnově funkce hlezna (Kannus and Renström 1991, Tiling et al. 1994, Ogilvie-Harris and Gilbert 1995, Shrier 1995, Kerkhoffs et al., 2001). Funkční přístup zahrnuje časný pohyb a použití podpor, jako tapy nebo ortézy a časně zatěžování končetiny, včetně absolvování vhodných fyzioterapeutických metodik. U třetího stupně poranění je výběr přístupu k léčbě obtížnější. Vybírá se mezi chirurgickou operací, imobilizací v rigidním obvaze nebo časnou kontrolovanou mobilizací kloubu postižené končetiny. I v případě kompletní ruptury ligamenta se dnes mnoho vědců, na základě uskutečněných výzkumů, přiklání ke konzervativnímu přístupu, který zajišťuje možnost rychlejší a kontrolovanou mobilizaci kloubu (Renström, 1997, Nyska 2003 aj.).

1. stupeň poranění s intaktními ligamenty vyžaduje hlavně zklidnění, ledování (4-8x denně na 10 – 15 minut), kompresi obinadlem nebo moderními měkkými fixacemi a vhodná je také elevace končetiny do vyšší pozice, než je srdce, pro zmírnění tvorby otoku (angl. zkratka „RICE“ - Rest, Ice, Compression, Elevation). Kontroluje se

případné zhoršení bolesti a otoku, ordinují se nesteroidní antiflogistika. Pro první dny se může doporučit, příliš nezatěžovat končetinu a použít berle.

2. stupeň bývá již charakterizován většími funkčními potížemi, které vyvolává hlavně větší bolest než u 1. stupně, otok a hematoma. Opět se doporučuje klid, ledování, elevace, komprese a antiflogistika. Někteří pacienti s 2. stupněm již obvykle potřebují pevnější znehybnění hlezna. K tomuto účelu se používají aircast fixace nebo pevnější tape či náplastové fixace. Od sádrových fixací se pomalu upouští pro jejich obsolentnost. Používají se fixace, využívající termoplastických hmot, které jsou lehčí, čímž méně zatěžují pohybový systém a pro svou voděodolnost, lépe umožňují hygienu. U tohoto stupně je rehabilitace obzvláště důležitá, neboť tento druh zranění a podcenění rehabilitace vede často k redistorzím a vzniku instabilního hlezna. Výraznější funkční potíže vyplývají z již větších strukturálních poruch, jako je částečná ruptura ligamenta. Green (2001) zveřejnil výsledky své studie, ve které rozdělil probandy do dvou skupin. První skupina absolvovala klasickou léčbu pomocí ledování, elevace, zklidnění a komprese obinadlem, druhá navíc podstoupila včasnou pohybovou aktivitu talokrurálního kloubu. Druhá skupina vyžadovala kratší čas pro léčbu, rychleji se zlepšila v rozsahu bezbolestného pohybu hlezna do dorziflexe a schopnosti rychlé chůze oproti skupině absolvující pouze pasivní léčbu.

3. stupeň s úplnou rupturou ligament se projevuje mohutnými vystupňovanými příznaky a hlavně okamžitou tvorbou hematoma ihned po úraze. Na léčbu 3. stupně se názory různí. Někteří ortopedi zastávají chirurgickou léčbu, při které provádí anatomickou rekonstrukci ligamenta, či provádějí plastiku vazů náhradou pomocí peroneálních šlach. Jiní tvrdí, že jen pacienti starší 40 let a výkonnostní sportovci s opakovanými distorzemi a s nestabilním hlezem, jsou indikováni k operaci, ostatním stačí konzervativní léčba v sádrové nebo jiné podobně rigidní fixaci na 4-6 týdnů (Balint, Korda, Hangody, 2003).

5.7.1. Konzervativní léčba

Během prvních třech týdnů se doporučuje ochrana poraněných ligament pro nerušenou invazi fibroblastů poraněné oblasti, vedoucí k nerušené proliferaci a produkci

kolagenních vláken (II. a III. stupeň). Kontrolovaný strečink svalů a pohyb v kloubu zvětší orientaci kolagenních fibril paralelně se stresovou linií a také preventivně působí proti atrofii způsobené imobilizací. Opakované cvičení tedy zvyšuje mechanickou i strukturální odolnost ligament.

Po osmi týdnech po poranění začínají být nová kolagenní vlákna odolnější vůči zvýšenému napětí. Pokud terapie probíhá podle zmíněných pravidel, za použití rehabilitace a zvyšování mobility, proběhne dokončení maturace a remodelace tkáně poraněných ligament zhruba za 12 měsíců! (Renstrom, 1997).

Sádrová fixace pozvolna přechází do kategorie obsoletního fixačního materiálu a je nahrazována syntetickými obvazy – plasty. Rigidní plastová cirkulární fixace je lehčí, pevnější, prodyšná, zajišťuje pacientovi vyšší komfort i možnost dřívějšího zatížení se snížením rizika poškození fixace (Hrazdira, 2008).

Při všech stupních ligamentózních poranění se používá doplňková léčba celkovými i lokálními alopaticky: heparinoidy, nesteroidní antiflogistika, venofarmaka (Alfa aescin), fytotherapie: *Aesculus hippocastanum* (koňský kaštan) – podporuje žilní cirkulaci a ovlivňuje napětí žilních stěn, snižuje jejich křehkost, pomáhá odstraňovat modřiny a otoky. *Symphytum peregrini* (kostival cizí) – protizánětlivý, antiedematózní a hojivý účinek, je účinná perkutánně do hloubky. Výhodou lokální léčby je nepřítomnost celkových negativních vedlejších účinků (Hrazdira, 2008).

Z perorální léčby dále využíváme systémovou enzymoterapii (Bromelain).

Semikonzervativním postupem je intralezionální aplikace růstových faktorů či alopatických léčiv.

Růstové faktory (Growth Factors – GF), resp. PRGF (Plasma Rich in Growth Factors) aplikujeme do místa průběhu jednotlivých poškozených vazů. Růstové faktory jsou biopotentní bílkoviny krevní plazmy, které se klíčovým způsobem podílejí na proliferaci buněk mezenchymového původu, uplatňují se jak v období ontogeneze, tak v dospělosti při hojení poškozených tkání. Po aplikaci PRGF je v tkáni vyvolána specifická odpověď – chemotaxe, proliferace, proteosyntéza i syntéza dalších GF,

tvorba extracelulární matrix, angiogeneze a následná funkční přestavba tkáňových struktur. Tento proces je za běžných podmínek doprovázen inflamatoricky působícími interleukiny leukocytů. Urychlení a zlepšení celého procesu reparace arteficiálně podanými GF je dáno několikanásobně větším množstvím GF na jednotku objemu, direktní infiltrací GF do poškozené tkáně a omezením působení interleukinů (IL) v místě léze – reparace je zahájena dříve, než dojde k migraci leukocytů, nosičů IL, v potřebném množství do poškozené oblasti. Zároveň s omezením zánětlivé fáze hojení je snížena i bolestivost procesu reparace a regenerace (Hrazdira, 2008).

Kyselina hyaluronová – účinky kyseliny hyaluronové se v traumatologii a ortopedii využívají již několik desetiletí. V červnu 2008 byla na kongresu EULAR (The European League Against Rheumatism) představena nová generace léčiv této skupiny. Účinnou látkou přípravku je tzv. STABHA (Soft Tissue Adapted Hyaluronic Acid). Jedná se o vysoce purifikovanou hyaluronovou kyselinu vyrobenou metodou kontinuální fermentace, která zajišťuje vysoký stupeň čistoty bez udávaného rizika poškození buněčných struktur. Z hlediska fyzikálních vlastností se vyznačuje vysokou hodnotou dynamické viskozity. Tato forma je jako první aplikovatelná periartikulárně, resp. intratendinózně. O symptomatickém (analgetickém) účinku hyaluronové kyseliny je povědomí již dlouhodobé. Kyselina hyaluronová neovlivňuje cyklooxygenázu a téměř nemá vedlejší nežádoucí účinky. Udržuje morfologicko-funkční integritu mikroprostředí, potlačuje zánět, urychluje i hojivé procesy edémů a hematomů. Ve volné formě je přítomna v synoviální tekutině. Podílí se na tvorbě fibrinové sítě, integrací do fibrinové matrix a tímto mechanismem urychluje reparační pochody. STABHA je v současnosti schválena pro humánní použití u distorzí hlezna s vyloučením kompletních vazivových ruptur. Vzhledem k epidemiologické závažnosti tohoto poranění (cca 20 % všech měkkotkáňových úrazů pohybového aparátu) se ukazuje, že jde o velmi dobrou volbu. Randomizovaná studie kanadských autorů (Petrella et al. 2007) prokazuje statisticky významné zkrácení doby hojení a snížení počtu redistorzí oproti kontrolní skupině (Petrella, 2007, Hrazdira, 2008).

5.7.1.1. Fyzikální metody

Jedná se o použití především kryoterapie, klidové galvanizace, diadynamických proudů a magnetoterapie. Četné výzkumy považují léčby jako UZ, kryoterapie, laser, ale také např. homeopatie jako neefektivní (Ogilvie-Harris and Gilbert 1995, de Bie et al. 1998, van der Windt et al., 1999), případně výzkumná data, týkajících se těchto terapeutických metod, jsou pro exaktní závěry příliš malá.

Man (2007) používal neuromuskulární elektrickou stimulaci (NMES) ke snížení otoku v časně fázi po poranění a zjišťoval efektivnost této terapie. Sledoval 34 probandů po poranění hlezna, kterým měřil obvod hlezna a schopnost aktivní flexe hlezna. Probandi byli randomizovaně vybíráni do tří skupin - skupina s provedením NMES a skupina s podprahovou elektrickou stimulací a skupina s placebo terapií. Zjistil, že se výsledky ve skupině, která absolvovala NEMS nelišily od druhé skupiny. NMES vyhodnotil jako neefektivní ve snížení objemu hlezna nebo zvýšení rozsahu pohybu v časně periodě po úraze.

5.7.1.2. Manuální terapie

Provádí se speciální techniky působící na měkké tkáně, které mohou podle potřeby relaxovat nebo stimulovat a tím napomáhat k vyrovnání jejich tonu, zlepšení cirkulace, odstranění adheze tkání a jejich bezproblémové funkce. Manuální terapie zahrnuje také obnovu joint play kloubů. V případě ligamentózního poranění je tento postup kontraindikován v místě léze, její použití aplikované na neporaněné okolní klouby je diskutabilní a používá se v případě, kdy chce terapeut zabránit sekundárním poruchám a případnému řetězení funkčních poruch.

5.7.1.3. Speciální fyzioterapeutické techniky

Fyzioterapeut postupuje na základě stanovené diagnózy ortopedem a svého vyšetření – kineziologického rozboru, zahrnující vyšetření stavu všech tkání a celkového pohybového systému. Současné fyzioterapeutické techniky využívají nejnovější neurofyziologické principy ve fungování lidského pohybového aparátu. Patří zde např. senzomotorický trénink podle Jandy a Vávrové, trénink propriocepce, balanční trénink (McKeon, 2008, Westlake, 2007), ale i jiné metodiky (viz níže).

Cílem všech léčebných fyzioterapeutických přístupů je plná obnova funkce hlezenního kloubu a celého pohybového systému a zajištění sekundární prevence dalšího poranění.

V případě lehkých stupňů poranění je možná aplikace progresivnější fyzioterapie, vždy s přihlédnutím aktuálního stavu pacienta a důraz na bezbolestnost:

Počáteční fáze fyzioterapie (2. -5. den po úraze)

Postupujeme tak, abychom dosáhli zmírnění otoků díky zlepšení hemodynamických poměrů a lymfodrenáže.

Pomocí jemných taktilních metod již v této fázi léčby stimulujeme exteroceptory kůže, na které reagují i okolní měkké tkáně. Dle Hermachové (2001) tak můžeme regulovat nesprávný tonus měkkých tkání, který následkem nocicepce vzniká. Schopnost měnit napětí je podmínkou pro správnou koordinaci svalové práce, pro koordinaci pohybu.

Také transversální frikce (příčná masáž ligament), kterou terapeut provádí pilovitými pohyby dlaní přes šlachy zraněného kloubu, má funkci zlepšení drenáže lymfy a obnovení normální mikrocirkulace a má vést k odstranění otoků a snad i k zvýšení proprioceptivních signálů (Truc, 2000).

Sporné je použití tepla v této časné fázi, dle Müllera (1992) je nebezpečí v pasivní hyperémii, která vede k odvápnění kloubních konců kostí. Podle Stona (1996) se teplo používá k odstranění iniciálních otoků a také je užíváno jako ohřátí tkáně před cvičením.

Aplikace horké role podle Brügger konceptu je také řešením terapie pro odstranění otoku (Pavlů, 2004).

Pro obnovu normální kloubní vůle v okolních kloubech můžeme provést opatrnou mobilizaci okolních kloubů nohy, pokud byla nalezena jejich blokáda ve vstupním vyšetření. Vhodný je také opatrně vedený pohyb talokalkaneonavikulárního a subtalárního kloubu do pronace a supinace, který napomůže stimulovat pronatorní zkrut přednoží vůči zánoží.

Jako prevenci ztuhnutí kloubu, ale také otoku, je již v této časné fázi indikován pohyb malého rozsahu. Zde se musíme vyvarovat poškození a deformitě již poraněných měkkých tkání, pohyb provádíme velmi opatrně a pouze do bolesti – neprovádíme cviky ve směru přímého násilí a v jeho protisměru, což je nejčastěji everze a inverze. Pohyb by měl být nejprve aktivní, aby si pacient sám určil jeho rozsah, terapeut může pohyb jemně vést a směřovat ho žadaným směrem (Balint, 2003). Také je možné pro stimulaci proprioceptorů a nácvik optimálního timingu zapojení svalů, využít techniky PNF (např. 1. extenční diagonálu dolních končetin pro posílení peroneus longus).

Cvičení proti odporu lehkého terabandu, které opět plně respektuje bolest. Nejprve může cvičení probíhat izometricky, později i izotonicky.

Jako náhradní forma fixace se u lehčích distorzí osvědčilo částečné odlehčení pomocí tapeingu. Kotník nejčastěji polohujeme do everze a podložení klenby polštářkem (Hnízdil, 1999).

Jako stimulace proprioceptorů doporučuje Stone (1996) i McGuine (2000) od 4. a 5. dne cvik ve stoji na poraněné noze v ortéze nebo tapu, nejprve s otevřenýma a po chvíli se zavřenýma očima a v upažení. Jemnými oscilacemi v kloubu dochází k posilování svalů a k urychlování reakcí neuromuskulárního přenosu. Jiným balančním cvičením může být střídavě chůze po patách a špičkách. Je nutné zdůraznit, že toto balanční cvičení je doporučováno pouze u lehčích typů poranění, odpovídající I. stupni distorze.

Další trénink proprioceptorů i exteroceptorů plosky nohy provádí pacient pomocí kuličky nebo jiného drobného předmětu, který se snaží uchopovat prstce nohy. Proprioceptivní trénink musí vždy tolerovat bolest pacienta.

Jako prevence vzniku vadného stereotypu chůze, ale také pro nácvik správného odlehčování poraněné končetiny je nutná reedukace chůze obvyklým způsobem (Riemann, 2001).

Střední fáze fyzioterapie (6. - 14. den po úraze)

I nadále začínáme rehabilitaci terapeutickými měkkými technikami a mobilizací kloubů nohy dle vyšetření. Zvyšujeme nároky pro aktivní cvičení, zvyšujeme odpor, pohyb vedeme do všech směrů, a také pasivně do inverze a everze, pokud je bezbolestný. Snažíme se zajistit plný rozsah dorsální flexe.

Nácvik chůze již může probíhat bez odlehčení (opět jen, je-li bezbolestná), prevenci extrémních pohybů můžeme zajistit pomocí ortézy nebo tapu.

Zařazujeme postupně (velmi pomalu a s rozvahou) cvičení jako: chůze do kopce, zvyšování rychlosti chůze, pomalý běh, úkroky do stran, kroky „cik-cak“, rychlejší chůzi s postupně zvyšovanou vytrvalostí (Smith, 2003).

V současné fyzioterapii je v tomto období pro správnou koordinaci a reaktivitu kloubu zařazována metodika senzomotorické stimulace.

Plosku nohy lze facilitovat několika způsoby. Např. kožní stimulací pomocí molitanových míčků, střídáním různě drsných nášlapných ploch, využití přírodních materiálů - drobných oblých kamínků, písku nebo, dle Jandy (1992), aktivací m. quadratus plantae bez aktivace dlouhých plantárních flexorů s vytvořením výraznější klenby nohy – „malé nohy“.

Pro usnadnění a modifikaci senzomotorické stimulace existuje několik pomůcek. Jsou to kulové a válcové úseče, balanční sandály, Balancstepy, točna, Fitter, minitrampolína, balanční nafukovací míče, přístroj Posturomed (Rašev, 1995) apod. Tyto pomůcky umožní pacientovi získat co nejvíc pohybových zkušeností, aby dokázal zaktivovat žádané svaly a nastavit automaticky optimální držení těla v různých destabilizujících situacích. Dosahujeme tak zvýšeného uvědomění polohy těla a klenby nožní, zlepšíme proprioceptivní stimulaci a pomocí postrků můžeme cíleně aktivovat různé svalové skupiny.

Vhodný nácvik optimálního zapojení svalů nohy používá např. metodika tzv. spirální dynamiky, která dobře odpovídá kineziologii pohybů nohy v chůzovém cyklu. Na

základě této metodiky můžeme pacienta vést k uvědomování si pohybu jednotlivých částí nohy a ovlivnění zapojení svalů do práce plosky. Respektuje rozdělení nohy na tři funkční celky, dokonce uvažuje o pohybu jednotlivých kostních částí vůči sobě a edukací optimálního pohybu napravuje chybné postavení nožních segmentů.

Pro reedukaci chůze je nutný nejprve nácvik koordinovaného jednoho kroku. Chůze má být bezpečná a pružná, k čemuž je nutné zajistit dobrou aferentaci z plosky a pomocí tréninku zvýšit reaktivitu svalů.

Pro veškeré senzomotorické cvičení platí:

1. Chodidla směřují vodorovně.
2. Kolena jsou pokrčená a vytáčejí se zevně (česky směřují ventrálně – pozn. autorky).
3. Hýždě a břišní svaly jsou zpevněny, pánev je fixovaná.
4. Držení trupu je vzporné, hlava vzpřímená.
5. Cvičíme vícekrát za den pouze krátce, celkem asi 10 – 15 minut denně. Déletrvající cvičení vede k únavě, která vyřadí z činnosti nejprve slabší svaly, tedy ty, které chceme aktivovat a posílit (Janda, Vávrová, 2002).

Finální rehabilitace (2. - 6. týden po úraze)

V tomto období, pokud už odezněla bolest a otok, je možné částečně obnovit sportovní aktivity v lehké zátěži. I nadále je však nutné zaměřit denní program na posilování oslabených struktur. Nyní se již nevyhýbáme cvikům do everze a inverze. Ordinujeme jízdu na kole, plavání, ale také běh na místě, běhání osmiček a postupně i v terénu. Noha může být v lehké ortéze nebo použít tape.

V této době již používáme náročnější cviky ovlivňující rychlost neuromuskulárních reakcí.

Patří mezi ně např. výpady na balančních plochách, při nichž nacvičujeme ztrátu a znovuzískání rovnováhy. Jde o umělé navozování a zvládnání situací nehodového charakteru, tedy vlastně prevence opětného vzniku úrazu. Pro vyvolání rychlých reflexních reakcí, které nejsou vůlí pacienta zcela kontrolovány, ale jsou řízeny automaticky, pohupuje terapeut úsečí nebo jinou balanční plochou ve všech směrech, provádí tzv. postrky a pacient se snaží o udržení rovnováhy. Dále zkoušíme výskoky, nejprve na zemi, pak na úseči, nebo posturomedu apod. (Rašev, 1996).

5.7.1.4. Taping

Tape je náplast'ová fixace k podpoře hlezna a je populární pro svou dostupnost a efektivnost. Má preventivní a/nebo léčebný význam. Můžeme použít dva druhy tapu, fixační a funkční.

Fixační tape má za úkol omezovat pohyb v určitém směru, např. v případě ochrany laterálních ligament hlezna omezuje plantární flexi a supinaci a tím zabrání nechtěnému pohybu většího rozsahu v nežádoucím směru, což může mít význam v sekundární prevenci ligamentózních poranění nebo při doléčování akutních poranění lehčího charakteru. Tento druh tapu umožní mobilitu hlezna, ale zároveň zajistí do určité míry jeho stabilitu.

Výzkumy ale uvádějí, že fixační taping ztratí až 50% jeho počáteční podpory po 10 minutách cvičení vlivem zvyšující se aktivity a tkáňové teploty (Fumich a kol.).

Bunch a kol. ve své studii srovnávali profylaktický tape hlezna s ortézou. Adhezivní tape zpočátku vykazoval nejlepší oporu, ale po 350 x provedených inverzích byla ztráta fixace větší než u ortézy.

Preventivní význam tapingu ve svých studiích zdůraznili i jiní autoři (Verhagen, 2000, Surve, 1994, Sharpe, 1997), většina se však shoduje, že nejlepší účinek tapu je ve spojení s celkovou rehabilitací.

Funkční tape má v první řadě za úkol facilitovat nebo inhibovat oblasti, se kterými je v kontaktu, ale i vzdálenější lokality. Jeho efekt spočívá ve zvýšení exteroceptivního i

proprioceptivního feedbacku, díky facilitaci intramuskulárních a kapsulárních kožních receptorů. Využívá se všude tam, kde chceme optimalizovat pohybový stereotyp, narušený funkčními poruchami popř. i následky úrazu. Neslouží tedy jako přímá fixační opora, spíše napomáhá organismu k samostatné obnově předešlé funkce.

5.7.1.5. Bandáže a ortézy

Ortézy a bandáže se využívají nejen k prevenci, ale zejména k funkční konzervativní léčbě a k urychlení hojení již vzniklého traumatu, stabilizaci chronicky nestabilních hlezů, stejně jako k zabránění druhotné traumatizace již dříve zraněné části hlezna. Bandáže jsou většinou měkké s výstelkou v okolí zranění a poraněné místo je odlehčeno vyloučením lokálního tlaku a přenosem sil na okolí. Ortézy jsou na rozdíl od bandáží z pevnějších materiálů doplněných páskami pro utažení. Ortézy omezují rozsah pohybu a využívají se k zabránění pohybu hlezna do extrémních krajních poloh. Ortézy a bandáže využíváme též pro jejich termický efekt, pozitivní vliv na prokrvení bandážované krajiny, protiedematózní a myorelaxační působení, změnu biomechaniky a stimulaci propriocepce. Bandáže a ortézy podporují, respektive modifikují funkci ošetřené anatomické oblasti, a proto lékař, který takovou pomůcku předepisuje, musí znát vlastnosti a využití jednotlivých modelů. (Hrazdira, 2008)

Sommer a Schreiber zkoumali finančně nejvýhodnější variantu léčby. Srovnávali imobilizaci v sádře následovanou imobilizací ortézou, s časnou funkční mobilizací za použití ortézy. Časná funkční terapie byla zhodnocena jako finančně nejméně nákladná. (Renstrom, 1997)

Kerkhoffs (2001) uvedl systematickou revue, jejichž cílem bylo zkoumání efektivity různých funkčních terapií po akutní ruptuře ligament. Klinicky zkoumal dospělé jedince s akutní rupturou laterálních ligament a porovnával použití fixačních materiálů a jejich vliv na návrat k denním aktivitám. Výsledkem analýzy bylo zjištění, že semi-rigidní podpora ve formě ortézy dokázala rychleji vrátit jedince k fyzickým aktivitám, než elastická bandáž. Ortéza více vyhovovala v případě rychlejšího vstřebávání otoku, než elastická bandáž nebo tape. Léčba elastickou bandáží se jevila pro akutní poranění hlezna nedostatečná. Použití tapu mělo zase příliš mnoho vedlejších projevů, jako byl

vznik ekzémů a svědění, a navíc výsledky efektivity léčby tapem se nelišily od použití semi – rigidní podpory.

5.7.2. Chirurgická léčba ligamentózních poranění hlezna

Chirurgická léčba se nejčastěji doporučuje u kompletních či mnohočetných ruptur. Provádí se také u sportovců provádějící rizikové spory, kde se očekává budoucí vyšší nároky na ligamentum a je nutná dokonalá rekonstrukce. Pro ujasnění diagnózy je nutné zobrazovacími diagnostickými metodami dokumentovat stupeň poškození ligamenta. Indikací k chirurgické léčbě podle Leach a Schepsise je stav po přechodné talokrurální dislokaci s kompletní rupturou ligament, velký klinicky znatelný anteriorní posun a klinicky nebo objektivizačně potvrzena trhlina ATFL i CFL ligamenta (Renstrom, 1994).

Existuje velké množství chirurgických léčebných přístupů, či jejich modifikací pro léčbu rupturovaných ligament hlezna, jejich popis však není náplní této práce.

6. DISKUSE

6.1. Diskuse nad metodologií

Tématická analýza patří k metodám kvalitativního výzkumu, jenž je stejně platný a nezbytný jako více konvenční kvantitativní studie. Snaží se pojmout vybrané otázky širokým způsobem s možností více než jedné jednoduché odpovědi tak, aby vytvořily hypotézy a stanovily pořadí priorit těm oblastem, jež je třeba zkoumat (Greenhalgh, 2003).

Cílem této kvalitativní studie je interpretovat klinický problém vlivu ligamenta talofibulare anterius na stabilitu hlezna a hlouběji mu porozumět.

Problematika kvalitativních studií tkví v možnostech hodnocení jejich hodnověrnosti, avšak výsledky kvalitativního výzkumu nelze posuzovat podle stejných měřítek, jako výsledky statistického šetření nebo statistického experimentu.

(<http://www.ftvs.cuni.cz/hendl/index.htm>).

Pojmy jako validita či reabilita běžně používané v metodách kvantitativního výzkumu se u kvalitativních prací posuzují hůře a pro jejich hodnocení jsou uváděny jiné termíny.

U kvalitativních studií se používají pojmy jako důvěryhodnost, přenositelnost, spolehlivost a potvrditelnost (Lincoln a Guba, 1985, <http://www.ftvs.cuni.cz/hendl/index.htm>, 2009).

Studie použité v této práci byly vyhledávány ve čtyřech databázích (MEDLINE, Physiotherapy Evidence Database (PEDro) (1960-2008), PubMed a GOOGLE). Množství odborného materiálu získaného z těchto databází překračoval dva tisíce, a proto byla nutná eliminace dat popsána v kapitole Metodologie. Autorka si je vědoma, že touto prací zdaleka nemohla plně pojmout všechny informace ze zveřejněných studií. Proto výběr konkrétních studií použitých v této práci bude vždy do určité míry subjektivní a to i přes přesně uvedená kritéria výběru (viz výše).

Dalším problémem byl vhodnost výběru klíčových slov použitých k vyhledávání. Obzvlášť rozporuplné je použití názvu pro ligamentum **talofibulare** anterius vs. ligamentum **fibulotalare** anterius, jak již bylo zmíněno v podkapitole „Anatomická nomenklatura“. Autorka práce zcela záměrně volila pro vyhledávání klíčový název prvně zmíněného (ligamentum talofibulare anterius), který je pro současnou literaturu typičtější. Je však jasné, že tím eliminovala studie, pracující s názvem odlišné nomenklatury (ligamentum fibulotalare anterius).

Stejný problém byl i u volby ostatních klíčových slov, kdy např. pojem „ankle injury“ byl upřednostněn před termíny „ankle sprain“, „ankle lesion“ aj.

6.2. Diskuse nad tématem

Výběr tématu byl ovlivněn epidemiologickou situací poranění laterálních ligament, které patří k nejčastěji poraněným ligamentům vůbec. Jejich intaktnost ovlivňuje stabilitu celého nožního komplexu. Stabilita hlezna je zajišťována pasivními i aktivními stabilizátory pod vlivem centrální nervové soustavy. Ligamentum talofibulare anterius je součástí pasivních stabilizátorů. ATFL zajišťuje stabilitu hlezna vzhledem ke svému anatomickému průběhu tak, že zabraňuje anteriornímu posunu talu od fibuly a také inverzi či vnitřní rotaci talu v subtalárním kloubu, jak ukázala četná in vivo i in vitro studie. (Stormont, 1985, Renstrom, 1988, Johnson a Markolf 1983, Hubbard, Hick-Little, 2008, Cass a Setlles (1994). Důležitým faktem pro optimální stabilizační moment ATFL je poloha, ve které se v době úrazu noha nachází. Výzkumy prokázaly, že nejčastějším mechanismem úrazu je fibulotalární distakce v momentě, kdy se noha nachází v supinaci, popř. vnitřní rotaci a plantární flexi (Rasmussen a Kromann-Andersen, 1983). ATFL je významným stabilizátorem hlezna u těchto pohybů, ovšem jeho ochranná funkce pro kloub může působit jen po jeho fyziologické možnosti. Z morfologických bádání tohoto ligamenta je známo, že se složení ATFL nijak neliší od

morfologické skladby jiných ligament. Skládá se z kolagenních vláken I. typu, částečně také II. a III. typu. Běžná ligamenta jsou schopna prodloužení zhruba o 8-10% své délky a unesou zatížení až 50 kg na 1 mm². Pokud zevní síla působící na ligamentum tyto hodnoty převyšuje, dojde k poškození kolagenních fibril buďto prodloužením za fyziologickou mez, nebo jejich parciální či kompletní rupturou.

V případě prudké supinace, vnitřní rotace či plantární flexe nohy je schopno ATFL zabránit přílišné fibulotalární distrakci, pokud je jeho stav bez patologických anomálií.

V literatuře jsou známy četné anatomické variability ATFL, hlavně co se týče jeho bifurkací a trifurkací. Vliv těchto anatomických odlišností na výsledky vyšetření a určení stability (či instability) hlezna nebyl nijak prokázán a je tedy neprobádanou oblastí, vhodnou doporučit k dalším výzkumům.

Morfologické studie prokázaly nižší kostní denzitu na fibulárním konci ATFL, což potvrzuje vyšší četnost výskytu avulzních fraktur fibuly (Kumai, 2002). Naopak přítomnost většího množství nekalcifikované chrupavčité tkáně na fibulárním konci zvyšuje jeho odolnost v tahu. Pokud míra tahu přeroste určitou mez, dojde spíše ke vzniku avulzní fraktury fibuly, než k ruptuře ligamenta na fibulárním konci. Opačná situace je na talárním konci, kde je silná vrstva kalcifikované chrupavky a kostní denzita je zde vyšší.

Velký vliv na stabilitu hlezna má postavení, ve kterém se nachází jednotlivé segmenty nohy v jednotlivých fázích krokového cyklu. Pokud se nachází segmenty nohy v poloze, která neodpovídá fyziologickému postavení skeletu v kinematice chůze, nemůže ochranná funkce ligament naplnit své poslání. ATFL je rozprostřeno tak, aby zabraňovalo přílišné inverzi nohy. Pokud však, např. v subtalárním kloubu v období střední opory chodidla, není dostatečná supinace (a talus nedostatečně abdukuje v transverzální rovině), nedojde k pronaci přednoží a zatížená končetina nemá dostatečně zajištěnou stabilitu. Taktéž ATFL se v tomto postavení dostává do zvýšeného napětí a v případě prudké inverze či plantární flexe způsobené chybným došlapem nezpevněné nohy, se snáz dostane do takového napětí, které může vést k jeho poškození. Nedostatečný pronatorně – supinační zkrut nohy může být způsobený

oslabením některých svalů bérce (peroneus longus), ale i patologií funkce jiných svalových skupin proximálnějších segmentů.

Ligamentózní komplex nohy zajišťuje stabilitu hlezna v souhře s ostatními strukturami nejen nohy ale celé dolní končetiny i vyšších segmentů. To, v jaké pozici se nachází jednotlivé části nohy, je také rozhodující, zda může dojít k optimální obranné reakci ligamenta před poraněním kloubu. Bylo zjištěno, že posun zatížení paty (COP) mediálním směrem v období postupného zatěžování nohy krokového cyklu vede k varozitě a supinaci calcanea. Otázkou je, co tento posun způsobuje, zda chybný timing svalů zajišťující pronaci a spinaci chodidla (m. peroneus longus et brevis, m. tibialis posterior) nebo chybný pohybový stereotyp pohybu nohy zajišťovaný svaly plosky, upínajícími se na calcaneus (např. oslabení m. abductor hallucis), a které mění jeho pozici vůči talu a také vůči podložce při pohybu.

Chůze je složitý mechanismus, který vyžaduje souhru všech struktur. V jednotlivých fázích se mění poloha nožních částí vůči sobě. Mění se také punktum fixum pro práci jednotlivých svalů v době dopadu paty a naopak při odrazu přednoží, čímž se mění i jejich funkce. Porucha funkce svalů (motorického programu) může mít za následek posun COP např. mediálním směrem a narušit stabilitu celého hlezenního komplexu. Existuje množství ortopedických strukturálních poruch fixované valgozity nabo varozity zánoží.

Vzhledem k tomu, že k poranění ATFL dochází nejčastěji v momentě inverze nebo plantární flexe, je důležitým obranným stabilizátorem m. peroneus longus, který zajišťuje pronaci nohy. V případě jeho oslabení, či spíše snížení rychlosti neuromuskulární aktivace, dojde k nedostatečné nebo opožděné reakci, což zvýší riziko poranění ligamenta i ostatních kloubních struktur.

Problém nastává v případě opakovaných poranění tohoto ligamenta, které vyústí v mechanickou nebo funkční nestabilitu. Mechanická nestabilita je zapříčiněna morfologickým poškozením ligamenta, např. četným zjizvením po opakovaném poškození intaktnosti ligamenta. Porucha jeho struktury vede k nedostatečné elasticitě,

k jeho větší gracilitě a neschopnosti odolat zatížení ve srovnání s neporušeným ligamentem.

Po poranění ligamenta může dojít k funkční nestabilitě, která je způsobena deaferentací následkem nejspíše chybného neurálního zhojení. Přesná příčina funkční nestability nebyla prokázána již z toho důvodu, že velmi často při bližším zkoumání takto poškozených jedinců, jejich vazy nejeví žádné morfologické odchylky oproti zdravým vazům. Tyto nestability se projevují častým podklesáváním končetiny, tedy syndromem v anglojazyčné literatuře známé jako „give way“, ale má celou řadu doprovodných příznaků, které jsou probrány v předchozím textu.

Četné výzkumy se věnují problematice léčby chronických instabilit hlezna, často se soustřeďují na zjištění efektivnosti fyzikálních procedur. Cílem těchto fyzikálních metod typu elektroléčba, magnetoterapie či terapeutický ultrazvuk si klade za cíl, urychlit hojení poškozených struktur. Otázkou zůstává, jak v případě funkčních instabilit dokáží zlepšit hojení neurálních struktur, zodpovědných za udržování rovnováhy a kvalitativního čítí a odstranit tak deaferentaci, která je příčinou této nestability. Vzhledem k tomu, že do procesu udržování stability zasahují mechanismy z různých etází, včetně podkorových a korových center, pouhá léčba periferie, bez zřetele na mechanismy řízení, nemůže vést k obnově stability. Terapie by měla být navržena tak, aby oslovovala všechny části stabilizačního systému od periferie k centru (či naopak). Znamená to, že je důležité facilitovat periferii a taktéž centrální řízení v jednotlivých terapeutických krocích, ale také globálním přístupem, spojujícím trénink propriocepce spolu s nácvikem rovnovážných reakcí a zároveň nácvik optimálního postavení periferních kloubů i osového orgánu. Má – li být terapie efektivní, poškozený jedinec se musí naučit, zapojit všechny segmenty pohybového systému do takového postavení, které splňuje centrované nastavení kloubu a zlepšit svalovou bilanci.

Bez optimálního nastavení postury, nemohou ani pasivně stabilizující ligamenta zajistit v plné míře svůj úkol a funkční nestabilita nemůže být odstraněna.

7. ZÁVĚR

V práci bylo dosaženo popisu nejnovějších poznatků o funkci ATFL a ovlivnění jeho pozice polohou nožních segmentů. Důležitou součástí práce je polemika nad přístupy k terapii poraněných ligament a vztahu ligamenta k funkčním poruchám pohybového systému. Byl popsán vznik instabilit související s chybnou funkcí ATFL a jeho závislostí na optimální pozici nožních segmentů. Byla věnovaná pozornost kritickému zhodnocení dostupných terapeutických metod a nástin volby optimálních léčebných postupů. Součástí práce je úvaha nad funkcí ATFL v různých pohybových situacích jako je chůze či stoj a změny této funkce v patologických situacích. Tímto byly splněny cíle práce uvedené v úvodní části.

V odborné literatuře se na téma instabilit laterálních ligament hlezna zaměřuje velký počet studií. Jen málo studií se zabývá ligamentem talofibulare anterius a jeho vlastnostmi. Na základě analýzy témat bylo zjištěno, že ATFL je nejčastěji zraněným ligamentem hlezna a jeho zranitelnost vyplývá nejen z jeho morfologických vlastností, ale také z funkcí, které ligamentum zajišťuje. Bylo zjištěno, že jeho ochranná funkce hlezenního komplexu je výrazně narušena se změnou postavení nožních segmentů, jejichž poloha se mění při poruchách hybných stereotypů. V případě, kdy se jednotlivé části skeletu nenacházejí v polohách, které odpovídají optimálnímu nastavení a nezajišťují centrované postavení v krokovém cyklu či ve stoj, dochází ke změně napětí ATFL, díky kterému je větší šance k jeho poranění. Navíc, na základě analýzy dat a kineziologických znalostí bylo zjištěno, že větší vliv na častější zranitelnost ligamenta mají také svalové dysbalance, které způsobují nedostatečnou aktivní stabilizaci segmentů hlezna. Výpadek funkce aktivních stabilizátorů negativně ovlivní funkci pasivních stabilizátorů kloubů – ligament, díky tomu, že není dodržena poloha segmentů, ve kterých jsou schopna ligamenta (konkrétně ATFL) svou stabilizační úlohu plnit.

V případě kompletní ruptury a někdy také parciální ruptury ligamenta dochází

ke vzniku nestability hlezna, projevující se možností posunu talu za fyziologickou mez. Pokud dojde k chybnému zhojení ligament, včetně částečné denervace způsobené poraněním nervů zásobující ligamenta, vznikne kombinace mechanické instability a funkční instability hlezna. Jejím projevem je pak podklesávání končetiny zvané v anglojazyčné literatuře „give way“ způsobené poruchou hlubokého čítí s poškozením polohocitu, pohybecitu i vibračního čítí. Na základě chybného zapojení určitého tělesného segmentu způsobené funkční instabilitou, v tomto případě laterálního hlezna, mohou vznikat i další projevy zhoršené funkce kloubu vedoucí k projekci do vzdálenějších lokalit a řetězení funkčních poruch dál do pohybového systému.

Pouze komplexní terapie navržená na základě sběru anamnézy, vyhodnocení klinických testů a zobrazovacích technologií, může vést k dokonalé obnově funkce hlezna a potažmo celého pohybového systému. Znalost problematiky napomůže optimalizaci volby vhodného terapeutického postupu.

Tuto teoretickou práci by bylo vhodné doplnit o výzkum, který by potvrdil teoretické souvislosti funkce ligamenta a postury.

8. SEZNAM ZKRATEK

3D – trojdimenzionální

ADT – anterior drawer test,

ant. – anterior

AP – anterioposteriorní

ATFL - ligamentum talofibulare anterius

CFL – ligamentum calcaneofibulare

CNS – centrální nervový systém

COG – Centrum gravitace, Centre of Gravity,

COM – centrum tělesné hmoty, těžiště, Centre of Mass

COP – Centrum tlaku, Center of pressure,

DF – dorzální flexe

DK – dolní končetina

EMG – elektromyografie

EULAR - The European League Against Rheumatism

GF - Growth Factors - Růstový faktor

GRS - globální referenční systém

IGF - inzulinu podobný růstový faktor

IL – interleukiny

IP – interphalangeae

lig. – ligamentum

m. – musculus

měs. – měsíc

MKN – mezinárodní klasifikace nemocí

mm. – muscoli (plural musculus)

MMPs - mataloproteinázou

MT - metatarz

MTP – metatarzophalangeální klouby

n. – nervus

NMES - neuromuskulární elektrická stimulace

PAF - faktor aktivující trombocyty

PDGR – destičkový růstový faktor

PEDro - Physiotherapy Evidence Database

PF – plantární flexe

PNF – proprioceptivní neurofyziologická facilitace

post. – posterior

Pozn. – poznámka

PRGF - Plasma Rich in Growth Factors - Růstový faktor

PTFL – ligamentum talofibulare posterius

RICE - rest, ice, compression, elevation

RTG – rentgenologické vyšetření

SRTG – stresové rentgenologické vyšetření,

STABHA - Soft Tissue Adapted Hyaluronic Acid

TGF- β - transformující růstový faktor

TNF- α - tumor nekrotizující faktor

TT – talar tilt test,

tý – týden,

USG – ultrazvukové vyšetření

ZR – zevní rotace

9. SEZNAM TABULEK A SCHÉMAT

Tabulka č. 1: Počet a druh použitých studií v tematické analýze	13
Tabulka č. 2: Tabulka přehledů literatury použité v této tematické analýze	14
Tabulka č. 3: Proximodistální dělení nohy	20
Tabulka č. 4: Lateromediální dělení nohy	20
Tabulka č. 5: Ossa pedis	21
Tabulka č. 6: Klouby nohy	26
Tabulka č. 7.: Sdružený pohyb bérce a nohy v uzavřeném kinematickém řetězci	35
Tabulka č. 8.: Funkce laterálních ligament hlezna	50
Schéma č. 1: Řízení stability	70
Schéma č. 2: Dynamické equilibrium, schéma dle Riemanna (2002)	71
Tabulka č. 9: Klasifikační systém laterálních poranění hlezna	75
Tabulka č. 10: Mechanismus poranění a jeho vliv na struktury hlezna	78
Tabulka č. 11: Vliv polohy nohy na poranění struktur hlezna	80
Tabulka č. 12: Porovnání různých výzkumů instability hlezna a výsledků jejich zátěžových testů	100

10. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY:

- ASHTON-MILLER JA, OTTAVIANI RA, HUTCHINSON C, WOJTYS EM. What best protects the inverted weightbearing ankle against further inversion? Evertor muscle strength compares favorably with shoe height, athletic tape, and three orthoses. *Am J Sports Med.* 1996; vol. 24, s. 800–809.
- ATTARIAN DE, MCCRACKIN HJ, DEVITO DP, MCELHANEY JH, GARRETT WE JR. Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot Ankle.* 1985; vol. 6, s. 54-58.
- AVCI S, SAYLI U. Comparison of the results of short-term rigid and semi-rigid cast immobilization for the treatment of grade 3 inversion injuries of the ankle. *Injury.* 1998, vol. 29, no 4, s. 581-584.
- BALINT K, KORDA J, HANOGY L, BALINT P. Foot and ankle disorders. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology.* February 2003, vol. 17, no. 1, s. 87-111.
- BAHR R, PENA F, ET AL. Mechanics of the anterior drawer and talar tilt tests. *Acta Orthop Scand* 1997, vol. 68, s. 435-41.
- BARNES L: Cryotherapy: Putting injury on ice. *The Physician and Sportsmedicine*, 1979, vol. 7, no. 6, s. 130-136.
- BECKER HP, ROSENBAUM D, CLEAS L, GEMGRO, H. Measurement of planter pressure distribution during gait for diagnosis of functional lateral ankle instability. *Clinical Biomechanic.* April 1996, vol. 12, s.19.
- BENNETT WF. Lateral ankle sprains. Part I: anatomy biomechanics diagnosis and natural history. *Orthop Rev.* 1994, vol. 23, s. 381-7.

- BERNHARDT DB. Prenatal and Postnatal Growth and Development of the Foot and Ankle. *Physical therapy*. December 1988, vol. 68, no. 12, s. 1831 - 9.
- BEYNNON BD, RENSTRÖM PA, ALOSA DM, BAUMHAUER JF, VACEK PM. Ankle ligament injury risk factors: a prospective study of college athletes. *J Orthop Res*. 2001, vol. 9, s. 213 – 20.
- BLACK H. Roentgenographic considerations. *Am J Sports Med*, 1977, vol. 5, s. 238 - 40.
- BOARDMAN DL, LIU SH. Contribution of the anterolateral joint capsule to the mechanical stability of the ankle. *Clin Orthop*, 1997, vol. 341, s. 224 - 32.
- BOSIEN WR, STAPLES OS, RUSSELL SW. Residual disability following acute ankle sprains. *J Bone Joint Surg Am*. 1955, vol. 37, s. 1237–1243.
- BUCHANAN AS; DOCHERTY CL; SCHRADER J. Functional Performance Testing in Participants With Functional Ankle Instabil. *Journal of Athletic Training*, Jul/August 2008, vol. 43, no. 4, Health Module, s. 342.
- BULLOCK-SAXTON JE, JANDA V, BULLOCK MI. The influence of ankle sprain injury on muscle activation during hip extension. *Int J Sports Med*, 1994, vol. 15, s. 330 – 334.
- BULLOCK-SAXTON JE. Local Sensation Changes and Altered Hip Muscle Function Following Severe Ankle Sprain. *Phys Ther*. 1994, vol. 74. s. 17 - 28.
- BURKS R T, MORGAN J. Anatomy of the lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med*, 1994, vol. 22, s. 72 - 7.
- BRAND RL, BLACK HM, COX JS. The natural history of the inadequately treated ankle sprain. *Am J Sports Med*. 1977, vol. 5, s. 248 – 249.
- BROSTROM L. Spreined ankles, I.: Anatomic lesions in recent sprains. *Acta chir Scand*, 1964, vol. 2128, s. 483 – 495.

- BROSTROM L. Sprained ankles V - treatment and prognosis in recent ligament ruptures. *Acta Chir Scand*, 1966, vol. 135, s. 537 - 50.
- BUNCH RP, BEDNARSKI K, HOLLAND D, MACINANTI R. Ankle joint support: A comparative of reusable lace-on braces with taping and wrapping. *Phys Sports Med*, 1985, vol. 13, no. 5, s. 59.
- CASS JR, SETTLES H. Ankle instability: in vitro kinematics in response to axial load. *Foot ankle Int.* 1994, vol. 15, no. 3, s. 134 – 140.
- CETTI R, CHRISTENSEN SE, CORFITZEN MT. Ruptures fibular ankle ligament: plaster or Pliton brace? *Br J Sports Med.* 1984, vol. 18, no. 2, s. 104 - 109.
- COLVILLE MR, MARDER RA, BOYLE JJ, ZARINS B. Strain measurement in lateral ankle ligaments. *A m J Sports Med*, 1990, vol. 18, no. 2, s. 196 – 200.
- COX JS, HEWES TF. Normal talar-tilt angle. *Clin Orthop*, 1979, vol. 140, s. 37 - 41.
- ČIHÁK R.: Anatomie. Grada, Avicenum, Praha, 2001. ISBN 80-7169-970
- DENEGAR CR, HERTEL J, FONSECA J. The effect of lateral ankle sprain on dorsiflexion range of motion, posterior talar glide, and joint laxity. *J Orthop Sports* , 2002, vol. 32, s. 166 – 173.
- DE BIE R A, DE VET H C, LENSSEN T F, VAN DEN WILDENBERG F A, KOOTSTRA G, KNIPSCHILD P G. Low-level laser therapy in ankle sprains: a randomised clinical trial. *Arch Phys Med Rehabil*, 1998, vol. 79, s. 1415 - 20.
- DIGIOVANNI BF, FRAGA CJ, COHEN BE, SHEREFF MJ. Associated injuries found in chronic lateral ankle instability. *Foot Ankle Int.* 2000, vol. 21, s. 809 – 815.

- DIPIETRO LA. Wound healing: the role of the macrophage and other immune cells. *SHOCK* 1995, vol. 4, s. 233.
- DIXON-WOODS M, AGARWAL S, JONES D, YOUNG B, SUTTON A. Synthesising qualitative and quantitative evidence: a review of possible methods. *J Health Serv Res Policy*. January 2005, Vol. 10, No 1.
- DRAŠNAR V. Úrazy horního hlezenného kloubu. Liberec: OÚNZ; 1971.
- DUNGL P. Ortopedie a traumatologie nohy, Avicenum, Praha, 1989, s. 9 - 45, 103- 118. ISBN 08-082-89.
- DUNGL P. Ortopedie. Praha: Grada; 2005, ISBN 80-247- 0550-8.
- DYLEVSKÝ, I., DRUGA , R., MRÁZKOVÁ, O. Funkční anatomie člověka. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000, s. 175, ISBN 80-7169-681-1
- EIFF MP, SMITH AT, SMITH GE. Early mobilization versus immobilization in the treatment of lateral ankle sprains. *AmJ Sports Med*, 1994, vol. 22, s. 83 - 8.
- EKSTRAND J, TROPP H. The incidence of ankle sprains in soccer. *Foot Ankle* 1990, vol. 11, no. 1, s. 41 - 44.
- ERNST R, GRIFKA J, GRITZAN R, KEMEN M, WEBER A. Sonographische Kontrolle des Außenbandapparates am oberen Sprunggelenk bei der frischen Bandruptur und chronischen Bandinstabilität. *Z Ortop*, 1990, vol. 12, s. 525 – 530.
- FEDERATIVE COMMITTEE ON ANATOMICAL TERMINOLOGY. Terminologia Anatomica. International anatomical terminology. Stuttgart, New York, Thieme, 1998.
- FREEMAN M. Co-ordination Exercises in the Treatment of Funkcional Instability of the Food. *Physioterapy*, 1965, vol. 51, s. 393 - 5.

- FREEMAN MAR, WYKE B. Articular contributions to limb muscle reflexes. *Br J Surg*. 1966, vol. 53, s. 61 - 63.
- FREEMAN MA, DEAN MR, HANHAM WF. The aetiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg [Br]*. 1965 (a), vol. 46, s. 678 - 685.
- FREEMAN MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br*. 1965(b), vol. 47, s. 669 – 677.
- Frohse F, Fränkel M. *Handbuch der Anatomie des Menschen. Band II.* Jena: Gustav Fischer; 1908
- FUJII T, LUO ZP, KITAOKA HB, NAN KN. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. *Clinical Biomechanics*, October 2000, Vol 15, No 8, s. 619 - 623.
- FULLER EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc*. 1999, vol. 89, s. 278 – 291.
- FUMICH RM, ELLISON AE, GUERIN GJ, GRACE PD. The measured effect of taping on combined foot and ankle motion before and after exercise. *Am J Sports Med*, 1981, vol. 9, no. 3, s. 165 - 170.
- FUNDER V, JORGENSEN JP, ANDERSEN A, ANDERSEN B, LINDHOLMER, NIEDERMANN M, VUUST M. Ruptures Of The Lateral Ligaments Of The Ankle Clinical Diagnosis. *Acta Orthop. Scand*. 1982, vol. 53, 997 - 1000.
- GARN SN, NEWTON RA. Kinesthetic Awareness In Subjects With Multiple Ankle Sprains. *Physical Therapy*, November 1988, vol. 68, no. 11. s. 1667 – 1671.
- GARRICK JG. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. *Am J Sports Med*. 1977, vol. 5 s. 241 – 242.

- GAUFIN H, PETTERSSON Y, TEGNER Y, TROPP H. Function testing in patients with old rupture of the anterior cruciate ligament. *Int J Sports Med.* 1990, vol. 11, s. 73 - 77.
- GLASOE WM, YACK HJ, SALTZMAN CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther*, 1999, vol. 79, s. 854 – 859.
- GLASGOW M, JACKSON A, JAMIESON AM. Instability of the ankle after injury to the lateral ligament. *J Bone Joint Surg B*, 1980, vol. 62, s. 196 - 200.
- GOLDBERGER ME. Altered kinematic patterns and synapses in recovery of motor behavior after hindlimb deafferentation in cats. In: Flohr H, ed. *Post-Lesion Neural Plasticity*. Berlin, Springer-Verlag; 1988, s. 249-258.
- GOULD J. *Operative Foot Surgery*. WB Saunders comp., 1994. Philadelphia.
- GRACE, D. L. Lateral Ankle Ligament Injuries. Inversion and Anterior Stress Radiography. *Clin. Orth. And Rel. Research*, March 1984, vol. 183, s. 153.
- GREEN T, REFSHAUGE K, CROSBIE J, ADAMS R. A randomized controlled trial of a passive accessory joint mobilization on acute ankle inversion sprains. *Phys Ther.* 2001, vol. 81, s. 984 – 994.
- GROSS MT. Effects of recurrent lateral ankle sprains on active and passive judgments of joint position. *Phys Ther.* 1987, vol. 67, s. 1505 - 1509.
- HARRINGTON KD. Degenerative arthritis of the ankle secondary to longstanding lateral ligament instability. *J Bone Joint Surg Am.* 1979, vol. 61, s. 354 – 361.
- HERMACHOVÁ H. O kožním vnímání, jeho změnách a ovlivnění. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, vol. 8, no. 4, s. 182 - 184.
- HERTEL J. Functional Instability Following Lateral Ankle Sprain. *Sports Medicine*, May 2000, vol. 29, no. 5, s. 361 - 371.

- HERTEL J. Functional Anatomy, Patomechnics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athlet Train*, 2002, vol. 37, no. 4, s. 364 - 375.
- HINTERMANN B. Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. *Med Sci Sports Exerc.* 1999, vol. 31(suppl 7), s. 459 – 469.
- HNÍZDIL J, LICHTERNBERK M. Taping. Metodologický dopis, ČSTV, Vědeckometodické příručky, 1989.
- HOLLIS J M, BLASIER R D, FLAHIFF C M. Simulated lateral ankle ligamentous injury. *Am J Sports Med*, 1995, vol. 23, s. 672 - 7.
- HOLME E, MAGNUSSON SP, BECHER K, BIELER T, AAGAARD P, KJAER M. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sports.* 1999, vol. 9, s. 104 – 109.
- HORAK FB, SHUMWAY A. Vestibulární rehabilitace. LTV přístup. Resumé. 1998.
- HRAZDIRA L, BERÁNKOVÁ L, HANDL M, FREI R. Komplexní pohled na poranění hlezenního kloubu ve sportu. *Ortopedie*, 2008, vol. 2, s. 267 - 275.
- HRAZDIRA L, SÍN A. Diagnostics and Treatment of Anterolateral Rotational Instability of the Ankle in Sportsmen. *Sportorvosi Szmlé/Hungarian Review of Sports Medicine*, 1992, vol. 33, s. 103 - 107.
- HUBBARD, HICKS-LITLLE. Ankle Ligament Healing After an Acute Ankle Sprain: An Evidence – Based Approach. *J Athlet Train*, 2008, vol. 43, no. 5, s. 523 – 529.
- HYLTON BM. Two feet or one person? Problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *The Foot*, March 2004, vol. 14, no. 1, s. 2 – 5.

- CHRISMAN OD, SNOOK GA. Reconstruction of lateral ligament tears of the ankle. An experimental study and clinical evaluation of seven patients treated by a new modification of the Elmslie procedure. *J Bone and Joint Surg*, 1969, vol. 51-A, s. 904 - 12.
- INMAN VT. *The Joints of the Ankle*. Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 1976.
- INMAN VT. *The Joints of the Ankle*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1991.
- JANDA V, VÁVROVÁ M. Senzomotorická stimulace. *Rehabilitácia*, vol. 25, 1992;3:14-34.
- JOHNSON E E, MARKOLF K L. The contribution of the anterior talofibular ligament to ankle laxity. *J Bone Joint Surg*. 1983, vol. 65A, s. 81 - 8.
- JONES CJ, CAMERON KL, OWENS BD. Incidence Of Ankle Sprains Within A Young Physically Active Population. *J Athl Train*. 2008, vol. 43(suppl 3), no. 66.
- KAIKKONEN A, HYPPANEN E, KANNUS P, JÄRVINEN M. Long-term functional outcome after primary repair of the lateral ligaments of the ankle. *Am J Sports Med* 1997, vol. 35, s. 150 - 5.
- KAIKKONEN A, HYPPÄNEN E, KANNUS P, JÄRVINEN M. Long-Term Functional Outcome After Primary Repair of the Lateral Ligaments of the Ankle. *Am J Sports Med*, Mar 1997, vol. 25, s. 150 – 155.
- KAIKKONEN A, KANNUS P, JÄRVINEN M. A performance test protocol and scoring scale for the evaluation of ankle injuries. *AmJ Sports Med*, 1994, vol. 22, s. 462 - 9.

- KANNUS P, RENSTRÖM P. Current concept review. Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. *J Bone Joint Surg (Am)* 1991, vol. 73, s. 305 - 12.
- KANNUS P. Immobilisation or early mobilisation after an acute soft-tissue injury? *Physician and Sports Medicine*, 2000, vol. 29, s. 55 – 63.
- KAPANDJI, IA. The physiology of joints – volume two – Loir limb. London: Churchill Livingstone, 1987
- KAPLAN O. Volejbal. Praha: Grada Publishing; 1999.
- KARLSSON J, BERGSTEN T, LANSINGER O, ET AL. Reconstruction of the lateral ligaments of the ankle for chronic lateral instability. *J Bone joint Surg (Am)* 1988; vol. 70, s. 581 - 8.
- KARLSSON J, BERGSTEN T, PETERSON L, ZACHRISSON B E. Radiographic evaluation of ankle joint stability. *Clin J Sport Med*, 1991, vol. 1, 166 - 75.
- KARLSSON J, LANSINGER O. Chronic lateral instability of the ankle in athletes. *Sports Med*. Nov 1993, vol. 16, no. 5, s. 355 - 65.
- KERKHOFFS G M M J, ROWE B H, ASSENDELFT W J J, KELLY K D, STRUIJS P A A, VAN DIJK C N. Immobilisation for acute ankle sprain. A systematic review. *Arch Orthop Traum Surg* 2001, vol. 121, s. 462 - 71.
- KERKHOFFS GMMJ1 STRUIJS1 PAA, RENÉ K MARTI1, BLANKEVOORT L1,ASSENDELFT2 WJJ AND VAN DIJK CN1. Functional treatments for acute ruptures of the lateral ankle ligament. A systematic review. *Acta Orthop Scand* 2003, vol. 74, no. 1, s. 69 – 77.
- KJAERGAARD-ANDERSEN P, FRICH LH, MADSEN F, HELMIG P, SEGIRD P, SOJBJERG JO . Instability of the hindfoot after lesion of the lateral

ankle ligaments: Investigations of the anterior drawer and adduction maneuvers in autopsy specimens. *Clin Orth*, 1991, s. 170 - 9.

- KJARSGAARD-ANDERSEN PL, WETHELUND J, HELMIG P. Effect of the calcaneofibular ligament on hinfot rotation in amoutation specimens. *Acta Orthop Scand*, 1987, vol. 58, s. 135 – 138.
- KNIGHT KL. Cryotherapy in sportsmedicine. In Scriber K, Burke EJ (eds): Relevant Topics in Athletic Training. Ithaca, NY, Mouvement Publications, 1978, s. 52 - 59.
- KONIN JG, WIKSTEN DL, ISEAR JA, BRADER H. Special Tests for Orthpedic Examination. Thorofare: Slack incorporated; 2002.
- KONRADSEN L, HOLMER P, SONDERGAARD L. Early Mobilizing Treatment for Grade III Ankle Ligament Injuries. *Foot and ankle*, 1991, vol. 12, no. 2, s. 69 - 73
- KUMAI, TY. TAKAKURA, A. RUFAL, S. MILZ AND M. BENJAMIN. The functional anatomy of the human anterior talofibular ligament in relation to ankle sprains. *J Anat*, 2002, vol. 200, s. 457 – 465.
- KLEIGER B. The Mechanism Of Ankle Injuries. *J. Bone Joint Surg. Am.* Jan 1956, vol. 38, s. 59 – 70.
- KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, vol. 8, no. 4, s. 152-164.
- KUČERA M, DYLEVSKÝ I A KOL. Sportovní medicína. Avicenum, Grada, Praha, 1999.
- LAPOINTE SJ, SIEGLER S, HILLSTROM H, NOBILINI RR, MLODZIENSKI A, TECHNER L. Changes in the exhibility characteristics of the ankle complex due to damage to the lateral collateral ligaments an in vitro and in vivo study. *J Orthop Res* 1997, vol. 15, s. 331 - 4.

- LINCOLN, YS, GUBA, EG. *Naturalistic inquiry*. Newbury Park, California, Sage, 1985. ISBN 0-8039-2431-3.
- LUNDBERG A, GOLDIE I, KALIN B, SELVIK G. Kinematics of the ankle/foot complex: plantarflexion and dorsiflexion. *Foot Ankle*. 1989, vol. 9, s. 194 – 200.
- LYNCH SA, RENSTRÖM PA. Treatment of acute lateral ankle ligament rupture in the athlete. Conservative vs. surgical treatment. *Sports Med.*, Jan 1999, vol. 27, no. 1, s. 61 - 71.
- MAGEE, DJ. *Orthopedic Physical Assessment*. Philadelphia, Saunders, 1992, ISBN: 0-7216-1855-3
- MAN IOW, MORRISSEY MC, CYWINSKI JK. Effect of Neuromuscular Electrical Stimulation on Ankle Swelling in the Early Period After Ankle Sprain. *Physical Therapy*, Jan 2007, vol. 87, no. 1., s. 53 – 65.
- MARTIN DE, KAPLAN PA, ET AL. Retrospective evaluation of graded stress examination of the ankle. *Clin Orthop* 1996, vol. 328, s. 165 - 70.
- MCCLUSKEY LC, BLACK KP. Ankle injuries in sports. In: Gould J, ed. *Operative Foot Surgery*. Philadelphia, Saunders, 1994, s. 901 - 936.
- MCCONKEY J P. Ankle sprains, consequences and mimics. *Med Sport Sci*. 1987, vol. 23, s. 39 – 55.
- MCGUINE TA, GREENE JJ, BEST T, LEVERSON G. Balance as a predictor of ankle injuries in high school basketball players. *Clin J Sport Med.*, 2000, vol. 10, s. 239 – 244.
- MCKAY GD, GOLDIE PA, PAYNE WR, OAKES BW. Ankle injuries in basketball: injury rate and risk factors. *Br J Sport Med*. 2001, vol. 35, no. 2, s. 103 – 108.

- MCKEON PO, HERTEL J. Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: *J Athlet Train*; May/Jun 2008;, vol.43, no. 3; Health Module, s. 293.
- MILNER CE, SOAMES RW. Anatomical variations of the anterior talofibular ligament of the human ankle joint *J. Anat.* 1997, vol. 191, s. 457 - 458.
- MOORE RJ: Uses of Cold Therapy in the Rehabilitation of Athletes: Recent Advances. *Read at the Nineteenth American Medical Association National Conference on the Medical Aspects of Sports*, San Francisco, CA, June 18,1977.
- MUNK B; HOLM-CHRISTENSEN K; LIND T. Long term outcome after ruptured lateral ankle ligaments. A prospective study of 3 different treatments in 79 patients with 11 year follow-up. *Acta-Orthop-Scand.* Oct 1995, vol. 66, no. 5, s. 452 - 4.
- MÜLLER I, MÜLLEROVÁ B. Stručný přehled léčebné tělesné výchovy v chirurgii, ortopedii a traumatologii. IDVZP. Brno. 1992.
- MULLIGAN BR. Manual therapy: “NAGS”, “SNAGS”, “MWMS”, Etc. 3rd ed. Wellington, New Zealand: Plane View Services LTD; 1995.
- NETRVAL M. Úrazy a jejich prevence. Zpravodaj ČVS 2006, vol. 3, s. 16.
- NIEDERMANN B, ANDERSEN, A, ANDERSEN SB, FUNDERV, JORGENSEN JP, LINDHOLMER E, VUUST M. Rupture of the lateral ligaments. Operation or Plaster Cast? A Prospective Study. *Acta Orthop. Scandinavica*, 1981, vol. 52, s. 579 - 587.
- Nomina anatomica. (sixth edition), Edinburgh – London – Melbourne - New York, Churchill Livingstone, 1989.
- NYSKA M, SHABAT S, SIMKIN A, NEEB M. Dynamic force distribution during level walking under the feet of patient with chronic ankle instability. *British J Sports Med.* Dec 2003, vol. 37, s. 495.

- NYSKA M, MANN G, Editors. The unstable ankle. Human kinetics. Publishers. 2002. ISN 0-88011-802-4.
- OGILVIE-HARRIS D J, GILBART M. Treatment modalities for soft tissue injuries of the ankle: A critical review. *Clin J Sports Med* 1995, vol. 5, s. 175-86.
- O'NEILL PJ, PARKS BG, WALSH R, SIMMONS LM, MILLER SD. Excursion and strain of the superficial peroneal nerve during inversion ankle sprain. *J Bone Joint Surg Am.* 2007, vol. 89, s. 979 - 86.
- OTÁHAL, S. Ústní sdělení. FTVS UK. 2007
- PAAR O, RIEL KA. Therapy for recent and old injuries of the fibular capsular ligament in the ankle joint. *Chirurg.* Jun 1983, vol. 54, no. 6, s. 411 - 6.
- PAVLŮ D, NOVOSÁDKOVÁ K. Příspěvek k objektivizaci účinku „metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem k tzv. evidence-based praktice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, vol. 4, s. 178 - 181.
- PAVLŮ, D. Kurz - Brugger koncept. FTVS UK. Ústní sdělení. 2005.
- PAYNE KA, BERG K, LATIN RW. Ankle injuries and ankle strength, flexibility, and proprioception in college basketball players. *J Athl Train.* 1997; vol. 32, s. 221 – 225.
- PEARSON KG, RAMIREZ JM, JIANG W. Entrainment of the locomotor rhythm by group Ib Serents from ankle extensor muscle in spinal cats. *Brain Res.* 1992, vol. 90, s. 557 - 566.
- PETERSON L, RENSTRÖM P. Sport Injuries. London: Mosby Year Book, 1986.
- PETRELLA RJ, ET AL. Periarticular hyaluronic acid in acute ankle sprain. *Clin J Sport Med* 2007, vol. 17, s. 251 - 257.

- PIJNENBURG A C, VAN DIJK C N, BOSSUYT P M, MARTI R K. Treatment of ruptures of the lateral ankle ligaments: a meta-analysis. *J Bone Joint Surg (Am)* 2000, vol. 82, s. 761 - 73.
- PROCHAZKA A, HULLIGER M. Muscle afferent function and its significance for motor control mechanisms during voluntary movements in cat, monkey, and man. In: Desmedt JE, ed. *Motor Control Mechanisms in Health and Disease*. New York, NY: Raven Press; 1983, s. 93 - 132.
- RAATIKAINEN T, PUTKONEN M, PURANEN J. Arthrography clinical examination and stress radiograph in the diagnosis of acute injury to the lateral ligaments of the ankle. *Am J Sports Med* 1992, vol. 20, s. 2 - 6.
- RASMUSSEN O, KROMANN-ANDERSEN C. Experimental ankle injuries. Analysis of the Traumatology of the Ankle Ligaments. *Acta orthop. scand.* 1983, vol. 54, s. 356 - 362.
- RAŠEV E. Proprioceptivní posturální terapie. *Rehabilitácia*, Vol. 28, No. 1, 1995.
- RAVANTI, L, KAHARI VM. Matrix metalloproteinases in wound repair. *Int J Mol Med* 2000, vol. 6, s. 391 – 407.
- RAY RG, CHRISTENSEN JC, GUSMAN DN. Critical evaluation of anterior drawer measurement methods in the ankle. *Clin Orthop* 1997; vol. 334, s. 215 - 24.
- RENSTROM PA, KANNUS P. Injuries of the foot and ankle. In: *Orthopedic sports medicine: principles and practice*. Saunders, Philadelphia. 1994; Chapter 24C, s. 1705 - 67.
- RENSTROM PA, WERTZ M, INCAVO S, ET AL. Strain in the lateral ligaments of the ankle. *Foot Ankle* 1988; vol. 9, s. 59 - 63.

- RENSTROM PA, KONRADSEN L. Ankle ligament injuries. *Br J Sports Med* 1997, vol. 31, s. 11 - 20.
- RIEGGER, LC. Anatomy of the Ankle and Foot. *Physical therapy*. December 1988, vol. 68, no. 12,
- RIEMANN B, GUSKIEWICZ K. Contribution of the Periferal Somatosensory System to Balance and Postural Equilibrium. *Arch Physical Medicin Rehabilitatia* 2003, s. 35 - 50.
- RIEMANN B. Is There a Link Between Chronic Ankle Instability and Postural Instability? *Athletic Training*, Dec 2002, vol. 37, no. 4.
- RIJKE AM, JONES B, VIERHOUT PAM. Stress examination of traumatized lateral ligaments of the ankle. *Clin Orthop* 1986, vol. 210, s. 143 - 51.
- RODGERS MM. Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running, *Physical therapy*, December 1988, Vol. 68, No. 12.
- RUBIN G, WITTEN M. The talar-tilt angle and fibular collateral ligaments a method for the determination of talar tilt. *J Bone Joint Surg A* 1960, vol. 42, s. 311 - 26.
- RUBIN G, WITTEN M. The unstable ankle. *Bull Hosp Joint Dis*. Oct 1964, 25:179-90
- SARRAFIAN SK. Anatomy of the foot and ankle. Philadelphia: JB Lippincott 1983, s. 488 - 93.
- SAUSER DD, NELSON RC, LAVINE MH, WU CW. Acute injuries of the lateral ligaments of the ankle: comparison of stress radiography and arthrography. *Radiology* 1983, vol. 148, s. 653 - 7.
- SCRANTON PE JR, MCDERMOTT JE, ROGERS JV. The relationship between chronic ankle instability and variations in mortise anatomy and impingement spurs. *Foot Ankle Int*. 2000, vol. 21, s. 657 – 664

- SELIGSON D, GASSMAN JP. Ankle instability evaluation of the lateral ligaments. *Am J Sports Med* 1980, vol 8, s. 39 - 42.
- SHARPE SR, KNAPIK J, JONES B. Ankle braces effectively reduce recurrence of ankle sprains in female soccer players. *J Athl Train.* 1997, vol. 32, s. 21 – 24.
- SHRIER I. Treatment of lateral collateral ligament sprains of the ankle: A critical appraisal of the literature. *Clin J Sports Med* 1995, vol. 5, s. 187 - 95.
- SIEGLER S, CHEN J, SCHNECK CD. The effect of damage to the lateral collateral ligaments on the mechanical characteristics of the ankle joint ± an in vitro study. *J Biomech Eng* 1990, vol. 112, s. 129 - 37.
- SMITH M. Ankle sprain. *Emergency Nurse*, Jun 2003, vol. 3, no. 11.
- STOKES M, YOUNG A. The contribution of reflex inhibition to anogenous muscle weakness. *Clin Sci.* 1984, vol. 67, s. 7 - 14.
- STONE KR. The Ankle Joint. The Stone Clinic, San Francisco. November 1996.
- STORMONT DM, MORREY BF, AN KN, CASS JR. Stability of the loaded ankle: relation between articular restraint and primary and secondary static restraints. *Am J Sports Med.* 1985, vol. 13, s. 295 – 300.
- SURVE I, SCHWELLNUS MP, NOAKES T, LOMBARD C. A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *Am J Sports Med.* 1994, vol. 22, s. 601 – 606.
- TILING T, BONK A, HOHER J, KLEIN J. Acute injury to the lateral ligament of the ankle joint in the athlete. *Chir Rev German* 1994, vol. 65, s. 920 - 33.
- TOHYAMA H, BEYNNON B D, RENSTROM P, THEIS M J, FLEMING B C, POPE M H. Biomechanical analysis of the ankle anterior drawer test for anterior talofibular ligament injuries. *J Orthop Res* 1995. vol. 13, s. 609 - 14.

- TOHYAMA H, YASUDA K, OHKOSHI Y, BEYNNON BD, RESTROM PA. Anterior drawer test for ATFL intres of ankle: how muche load show by aplied during the test? *Am J Sport Med*, 2003, vol. 31, no. 2.
- TREVINO SG, DAVIS P, HECHT PJ. Management of acute and chronic lateral ligament injuries of ankle. Foot and ankle injuries in sports. *The orthopedic clinics of NA*. Januar 1994. ISSN 0030 – 5898.
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J., VOTAVA, J. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. Avicenum, Grada, Praha, 2001.
- TROJAN, S., DRUGA, R., PFEIFFER, J. Centrální mechanizmy řízení motoriky. Avicenum, Praha, 1990.
- TROPP H, EKSTRAND J, GILLQUIST J. Stabilometry in functional instability of the ankle and its value in predicting injury. *Med Sci Sport Exerc*. 1984, vol. 16, s. 64 – 66.
- TROPP H, ODENRICK P, GILLQUIST J. Stabilometr recordings in functional and mechanical instability of the ankle joint. *Int J Sports Med*. 1985, vol. 6, s. 180 - 182.
- TROPP H, Functional instability of the ankle joint. Linkoping, Sweden: Linkoping University, 1985.
- VALMASSY, RL. Clinical biomechanics of the lower extrmitities. St. Louis: Mosby, 1995.
- VAN DER WINDT D A W M, VAN DER HEYDEN G J, VAN DEN BERG S G, TER RIET G, DE WINTER A F, BOUTER L M. Ultrasound therapy for musculoskeletal disorders: a systematic review. *Pain* 1999, vol. 81, s. 257 - 71.
- VAŘEKA I, VAŘEKOVÁ R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2003, vol. 10, no. 3, s. 94 - 102.

- VAŘEKA I. Disertační práce. Posturální funkce dolní končetiny – vliv flexe v kolenu na postavení v subtalárním kloubu v uzavřené kinematické řetězci. Univerzita Palackého v Olomouci. Lékařská fakulta. 2004.
- VÉLE F. Kineziologie posturálního systému. Praha: UK, 1995, 85s. ISBN 80-7184-100-5.
- VÉLE F, ČUMPELÍK J, PAVLŮ D. Úvaha nad problémem stability ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, vol. 3, s. 103 - 105.
- VERHAGEN EA, VAN MECHELEN W, DE VENTE W. The effect of preventive measures on the incidence of ankle sprains. *Clin J Sport Med*. 2000, vol. 10, s. 291 – 296.
- VOJTA V. Vojtův princip. Grada. 1995.
- WESTLAKE KP, WU Y, CULHAM EG. Sensory-Specific Balance Training in Older Adults: Effect on Position, Movement, and Velocity Sense at the Ankle *Physical Therapy*. May 2007, vol 87, no. 5.
- WESTER JU, JESPERSEN SM, NIELSEN KD, NEUMANN L. Wobble board training after partial sprains of the lateral ligament of the ankle: a prospective randomized study. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1996, vol. 23, s. 332 – 336.
- WEXLER RW. The Injured Ankle. *Amerikan Family Physician*, Feb 1998;1.
- WINTER DA. Human balance posture control during standing and walking. *Gait Posture*, 1995, vol. 3, no. 4, s. 193-214.
- WINTER DA: *Biomechanics of Human Movement*. New York, NY, John Wiley & Sons Inc, 1979.
- WYKE B. The neurology of joints. *Ann R Coll Surg Engl*. 1967, vol 41, s. 25-50.

- YAMAMOTO H, YAGISHITA K, OGIUCHI T, SAKAI H, SHINOMIYA K AND MUNETA T. Subtalar instability following lateral ligament injuries of the ankle. *Injury*. 1998, vol. 29, no. 4, s. 265 - 268.
- http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompndium/biomechanika/dynamika_teso.php 5.5.2008
- <http://cs.wikipedia.org/wiki/Kolagen> 10. 3. 2009
- <http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompndium/anatomie/tkane.php> 3.5.2008
- <http://ucebnice.euromise.cz/index.php?conn=0§ion=biomech&node=node7> 2.4. 2009
- [URL:http://lhrazdira.wz.cz/docs/Imaging%20of%20the%20anterolateral%20instability%20of%20the%20ankle%20by%20ultrasound.pdf](http://lhrazdira.wz.cz/docs/Imaging%20of%20the%20anterolateral%20instability%20of%20the%20ankle%20by%20ultrasound.pdf), 1. 3. 2009
- Mezinárodní statistická klasifikace nemocí a přidružených zdravotních problémů, Bomton, 1. vyd., 2008, ISBN-13: 978-80-904259-0-3.
- <http://www.anatomickenazvoslovi.cz/pna.htm>, 1. 9. 2009
- http://en.wikipedia.org/wiki/Nomina_Anatomica, 1. 9. 2009
- www.bartleby.com/107/, 2. 9. 2009
- GRAY, HENRY. *Anatomy of the Human Body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; www.bartleby.com/107/, 2. 9. 2009;