

Univerzita Karlova
Fakulta tělovýchovy a sportu
Katedra fyzioterapie

LIGAMENTUM TALOFIBULARE ANTERIUS A JEHO VLIV NA
STABILITU HLEZNA

Autoreferát dizertační práce

Autor: Mgr. Eva Kalvasová

Školitel: doc. PaedDr. Dagmar Pavlů, CSc.

Obor: Kinantropologie

Praha 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.

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.

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.

Výběr témat 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.

Znalost principů, přispívající ke vzniku nestability ligament hlezna a ligamenta talofibulare anterius obzvlášť, 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 tematické 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.

CÍLE PRÁCE

1. Shrnutí dosavadních poznatků o ligamentu talofibulare anterius.
2. Popis vlivu ligamenta talofibulare anterius na stabilitu hlezna při chůzi a stojí.
3. Polemika o vlivu funkční segmentální nestability na funkci laterálních ligament a ligamenta fibulare anterius 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.

METODA

1. Identifikovat problematiku a hlavní témata, která s ligamentem talofibulare anterius souvisí.
2. Vyhledávání literatury za pomoci klíčových slov.
3. Dalším bodem bylo za použití tematické analýzy uspořádat získaná data s komentářem autora do jednotlivých přehledných celků.

REVIEW LITERATUREY

Třídění a syntéza dat

Data byla syntetizovaná narativním 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 narativnímu zpracování a k tematické analýze včetně uvedené polemiky mezi autory, důležité informace jsou shrnuty v tabulkách. Jednotlivá témata jsou diskutována autorem v dílčích kapitolách a taktéž v kapitole „Diskuse“ v závěru 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. Narativní část byla doplněna o data z 26 monografií. Největší část shromážděných studií byly prospektivní studie věnující se diagnostice a léčbě laterálních instabilit a distorzi 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 distorzi nebo jejich vyústění v instabilitu a jejich terapeutického přístupu.

FUNKCE LIGAMENTA COLATERALE LATERALE

Tato ligamenta mají variabilní délku, šířku a tloušťku. 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 několik milimetrů od začátku ATFL a přibíhá mediálně, posteriorně a inferiorně k laterální straně kalkanea. CFL překrnuje 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 kloubů 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, 1983).

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 napnuté, CFL je napnuté 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 (1994) popisují primární funkci ATFL a PTFL, kterou je zabránění přílišného předozadního posunu talu vzhledem k fibule a tibii. Funkcí CFL je zabránění inverze kalkanea vzhledem k fibule.

Dle Renstroma a kol.(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).

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 pouzdrem 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 (2002) je jeho průměrná šíře pouze 7, 2 mm, ale délku udává až 24 mm. Rozdíly v anatomických rozměrech mohou být dány antropometrickými odlišnostmi 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 vazů přítomná u většiny probandů a trifurkace příležitostně. Ve 38 % byl přítomný pouze jednotlivý vaz. Burks a Morgan (1994) ve svém výzkumu nacházeli také bifurkaci vazů 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.

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 vazů 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.

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 endotenu i epitenu 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 rozptýlována 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 2 mm. 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 by se mohlo usuzovat, 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).

KINEZIOLOGIE CHŮZE A ATFL

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**.

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 kalkaneu, 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 kalkaneus 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 zahájená 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 přenáшено 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 kolenním kloubu je zahájená rychlá flexe v obou kloubech. Také v hlezenním kloubu pokračuje plantární flexe a v subtalárním kloubu 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, Vařeková 2003).

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

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 flexí 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 kolenu, 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).

STABILITA A INSTABILITA

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.

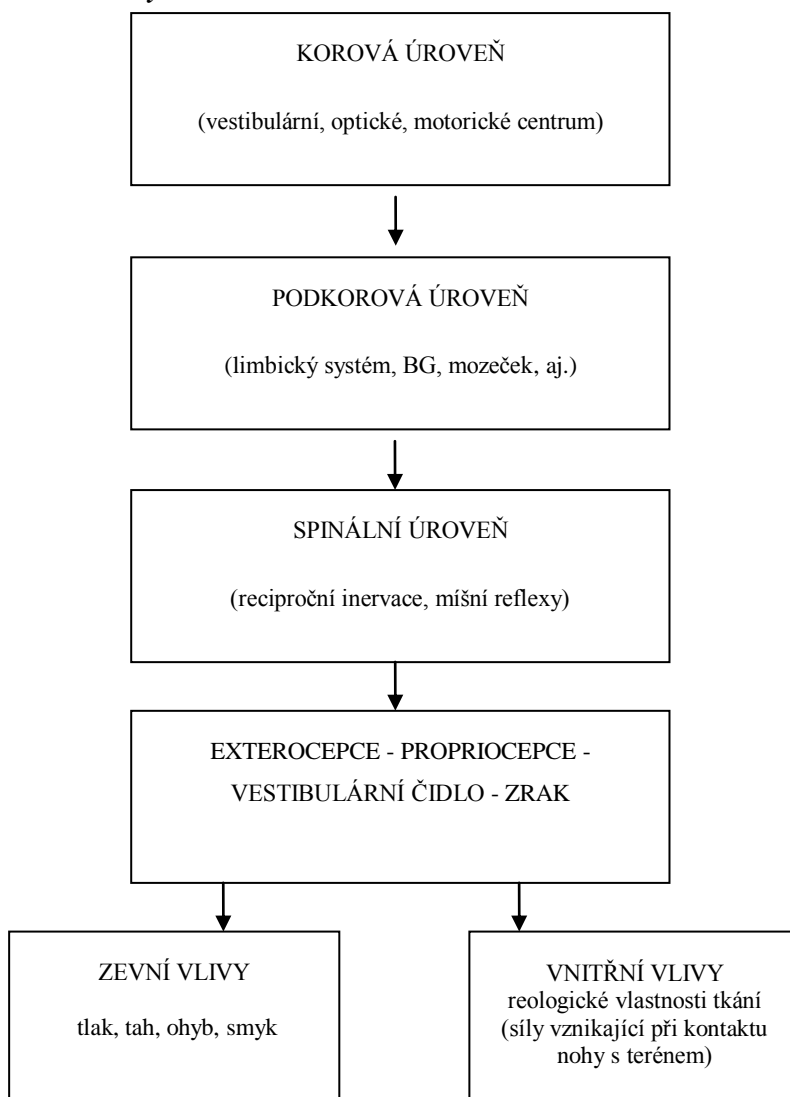
Udržování optimálního držení v kloubu zajišťuje kloubní stabilita. Z biomechanického hlediska je kloubní stabilita dána jak uspořádáním a tvarem kostních součástí, tak i uspořádáním kloubního pouzdra a vazů. Je v každém okamžiku zajištěna souhrou vazivového a svalového aparátu, tvarem kloubních ploch,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

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).

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.

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

Schéma: Řízení stability



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 posunutý COP (centrum of pressure) 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 kalkaneus (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- Miller 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.

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 instabilitu na mechanické a funkční.

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 laxicitá 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 náleze „ne-pevného“ nebo „měkkého bodu“ či bariéry (Renstrom, Kanus, 1994).

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. 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 laxicitá 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 laxicitá může vyústit v kloubní instabilitu a poté, pokud se hlezno náhle ocitne v poloze náchylné ke zranění, dojde k zranění kloubních struktur. Patologická laxicitá může být klinicky popsána pomocí fyzikálních testů, stresové radiografie, nebo artrometricky. Patologická laxicitá primárně postihuje nejčastěji

poraněné ligamentum - ATFL na druhém místě pak CFL, nebo obě v kombinaci. Patologická laxicitata 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 instabilitata 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).

Funkční laterální instabilitata hlezna

Termín funkční instabilitata jako porucha na neuromotorickém podkladě poprvé použil Freeman (1965a,b). Disabilitata vzniklá funkční instabilitatou 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 nestabilitata. Literatura neurčuje, kolikrát musí distorze opakovaně vzniknout, jak dlouho je přítomná disabilitata, na jaký druh aktivity jsou zranění závislá nebo na stupni externí zátěže. Funkční instabilitata 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, Konradsen, 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.

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.

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 obvazu 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 kontrolované mobilizace 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 pro zmírnění tvorby otoku. RICE: (angl. zkratka RICE - rest, ice, compression, elevation). Kontroluje se případné zhoršení bolesti a otoku, ordinují se nesteroidní antiflogistika. Pro první dny se může doporučit, nezatěžovat končetinu příliš 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 použije „RICE“ 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. 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

kteře rozdělil probandy do dvou skupin. První skupina absolvovala klasickou léčbu pomocí RICE, 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 RICE.

3. stupeň s úplnou rupturou ligament se projevuje mohutnými vystupňovanými příznaky a hlavně okamžitou tvorbou hematomu 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 hleznem, jsou indikováni k operaci, ostatním stačí konzervativní léčba v sádrové nebo jiné podobně rigidní fixaci na 4-6 týdnů (Balint, Korda, Hangody, 2003).

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, Konradsen, 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, angioneogeneze 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,

integraci 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 měkko - tkáňových úrazů pohybového aparátu) se ukazuje, zde 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).

Fyzikální metody

Jedná se o použití především kryoterapie, klidové galvanizace, diodynamických 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, týkající se těchto terapeutických metod, jsou pro exaktní závěry příliš malá.

Man (2007) používal neuromuskulární elektrickou stimulaci (NMES) ke snížení otoku v časné 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 časné periodě po úraze.

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.

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.

DISKUSE

Diskuse nad metodologií

Tématická analýza patří k metodám kvalitativního výzkumu, jenž je stejně platný a nezbytný jako více konvenční kvantitativní studie. Snaží se pojmut 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 rehabilita 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).

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 distrakce v momentě, kdy se noha nachází v supinaci, popř. vnitřní rotaci a plantární flexi (Rasmussen, 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 morfoloogických bádání tohoto ligamenta je známo, že se složení ATFL nijak neliší od morfoloogické skladby jiných ligament. Skládá se z kolagenních vláken I. typu, částečně také II. a III. typu. Běžná ligamenta jsou schopna prolongace zhruba o 8-10% své délky a unesou zatížení až 50 kg na 1 mm². Pokud zevní síla působící na ligamentum tyto hodnoty převyší, dojde k poškození kolagenních fibril buďto prolongací 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 stabilitu (či instabilitu) hlezna nebyl nijak prokázán a je tedy neprobádanou oblastí, vhodnou doporučit k dalším výzkumům.

Morfoloogické 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 calcifikované 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 (m. 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 kalkanea. Otázkou je, co tento posun způsobuje, zda chybný timing svalů zajišťující pronaci a supinaci chodidla (m. peroneus longus et brevis, m. tibialis posterior) nebo chybný pohybový stereotyp pohybu nohy zajišťovaný svaly plosky, upínajícími se na kalkaneus (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 nebo 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 nestabilit mohou zlepšit hojení neurálních struktur, zodpovědných za udržování rovnováhy a kvalitativního cití a odstranit tak deaferentaci, která je příčinou této nestability. Vzhledem k tomu, že do procesu udržování stability zasahují mechanismy z různých etáží, 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.

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 závislosti na optimální pozici nožních segmentů. Byla věnována pozornost kritickému zhodnocení dostupných terapeutických metod a nástřin 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 stoji, 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.

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

SEZNAM 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;24:800–809.
- Attarian DE, McCrackin HJ, DeVito DP, McElhaney JH, Garrett WE Jr. Biomechanical characteristics of human ankle ligaments. *Foot Ankle.* 1985; 6:54-58.
- Balint K, Korda J, Hanogy L, Balint P. Foot and ankle disorders. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology* Volume 17, Issue 1, February 2003, Pages 87-111.
- Burks R T, Morgan J. Anatomy of the lateral ankle ligaments. *Am J Sports Med* 1994; 22:72-7.
- Cass JR, Settles H. Ankle instability: in vitro kinematics in response to axial load. *Foot ankle Int.* 1994. 15 (3): 134 – 140.
- Čihák R.: *Anatomie.* Grada, Avicenum, Praha, 2001.
- 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; 79: 1415-20.
- 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.* Vol 10 No 1. January 2005.
- Dungal P. *Ortopedie a traumatologie nohy,* Avicenum, Praha, 1989, s. 9- 45, 103- 118.
- Freeman MA, Dean MR, Hanham WF. The aetiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg [Br].* 1965(a);46: 678-685.
- Freeman MAR. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *J Bone Joint Surg Br.* 1965(b);47:669–677.
- Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1999;89:278–291.
- Glasoe WM, Yack HJ, Saltzman CL. Anatomy and biomechanics of the first ray. *Phys Ther.* 1999;79:854–859.
- 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;81:984–994.
- Greenhalgh, T: *Jak pracovat s vědeckou publikací.* Praha, 2003, Grada Publishing.
- Hertel J. Functional Anatomy, Patomechanics, and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athlet Train,* 2002(12),37;364-375.

- Hintermann B. Biomechanics of the unstable ankle joint and clinical implications. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(suppl 7):459–469.
- 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; 2:267-275.
- Hubbard, Hicks-Little, Ankle Ligament Healing After an Acute Ankle Sprain: An Evidence – Based Approach. *J Athlet Train*, 2008, 43(5):523 – 529.
- Inman VT. *The Joints of the Ankle*. Baltimore, Md: Williams & Wilkins; 1976.
- Inman VT. *The Joints of the Ankle*. Baltimore, MD: Williams & Wilkins; 1991.
- Johnson E E, Markolf K L. The contribution of the anterior talofibular ligament to ankle laxity. *J Bone Joint Surg.* 1983; 65A: 81-8.
- Kannus P, Renström P. Current concept review. Treatment for acute tears of the lateral ligaments of the ankle. *J Bone Joint Surg (Am)* 1991; 73: 305-12.
- 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; 121: 462-71.
- Kolář, P.: Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 4, 2001, s. 152-164.
- Konradsen L, Holmer P, Sondergaard L, “Early Mobilizing Treatment for Grade III Ankle Ligament Injuries”, *Foot and ankle*, 1991, 12(2), p:69-73.
- Kumai, TY, Takakura, A, Rufai, S, Milz and M. Benjamin The functional anatomy of the human anterior talofibular ligament in relation to ankle sprains *J. Anat.* 2002, 200, p:457–465.
- Lincoln,YS., Guba, EG. *Naturalistic inquiry*. Newbury Park: Sage, 1985.
- 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 N.1.
- McKeon PO, Hertel J. Systematic Review of Postural Control and Lateral Ankle Instability, Part I: *J Athlet Train*; May/June 2008; 43, 3; Health Module pg. 293
- Milner CE, Soames RW. Anatomical variations of the anterior talofibular ligament of the human ankle joint *J. Anat.* 1997, 191, pp. 457±458.
- Nyska M, Mann G, Editors. *The unstable ankle*. Human kinetics. Publishers. 2002 ISN 0-88011-802-4.
- Ogilvie-Harris D J, Gilbert M. Treatment modalities for soft tissue injuries of the ankle: A critical review. *Clin J Sports Med* 1995; 5: 175-86. Shrier 1995.
- Otáhal, S. Ústní sdělení. *FTVS UK*. 2007.

- Petrella RJ, et al. Periarticular hyaluronic acid in acute ankle sprain. *Clin Jour of Sport Med* 2007;17:251-257.
- Rasmussen O, Kromann-Andersen C. Experimental ankle injuries. Analysis of the Traumatology of the Ankle Ligaments. *Acta orthop. scand.* 1983, 54, 356-362.
- Renstrom PA, Kannus P. Injuries of the foot and ankle. In: *Orthopedic sports medicine: principles and practice.* Saunders, Philadelphia. 1994; Chapter 24C:1705-67.
- Renstrom PA, Wertz M, Incavo S, et al. Strain in the lateral ligaments of the ankle. *Foot Ankle* 1988; 9:59-63.
- Renstrom PA, Konradsen L. Ankle ligament injuries. *Br J Sports Med* 1997;31:1 1-20.
- Sarrafian SK. *Anatomy of the foot and ankle.* Philadelphia: JB Lippincott 1983:488±93.
- 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;21:657–664
- Stone KR. *The Ankle Joint.* The Stone Clinic, November. 1996. San Francisco.
- 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;13:295–300.
- 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; 65: 920-33.
- 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.
- Valmassy, RL. *Clinical biomechanics of the lower extremities.* 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; 81: 257-71.
- Vařeka I. Disertační práce. Posturální funkce dolní končetiny – vliv flexe v koleni na postavení v subtalárním kloubu v uzavřeném kinematickém řetězci. 2004.
- Vařeka I, Vařeková R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, č. 3, 2003, str. 94-102.
- Véle F, Čumpelík J, Pavlů D. Úvaha nad problémem stability ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001;3:103-105.
- 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 N. 5.
- <http://www.ftvs.cuni.cz/hendl/index.htm>, 5.5. 2009