

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

DIPLOMOVÁ PRÁCE

Praha 2010

Bc. Ivona Znášiková

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU



**Kvantifikační aspekty ortéz ve vztahu k distorzi hlezenního
kloubu**

Diplomová práce

Vedoucí diplomové práce:

Doc. PaedDr. Karel Jelen

Odborný poradce:

Ing. František Lopot PhD.

Vypracovala:

Bc. Ivona Znášiková

Praha 2010

Souhrn

Název: Kvantifikační aspekty ortéz ve vztahu k distorzi hlezenního kloubu

Cíle: Zjistit, zda různé druhy hlezenních ortéz mají vliv na proces stabilizace. Výzkum útlumových charakteristik sledovaného procesu za různých podmínek. Určit účinnost ortéz s ohledem na omezení rozsahu pohybu při aktivním pohybu v hlezenním kloubu.

Metody: Sledování procesu stabilizace pomocí detekce dynamických veličin – tenzometrická plošina Kistlerova deska. Matematické modelování útlumových charakteristik detekovaných veličin. Měření aktivního rozsahu pohybu v hlezenním kloubu pomocí goniometru bez použití ortéz a s ortézami.

Výsledky: Výsledky naznačují, že hlezenní ortézy ovlivňují proces stabilizace a určují rozsah pohybu ve smyslu omezení a útlumové charakteristiky komplexního řešení stabilizace při použití ortézy jsou ovlivněny.

Klíčová slova: instabilita hlezenního kloubu, ortéza, matematické modelování, stabilizace

Abstract

Title: Quantifying aspects of orthosis in relation to ankle sprain

Objectives: To detect whether various types of ankle bracing affect dynamic postural stability. Investigation of attenuation of vertical forces in different conditions. To determine range of motion for each orthosis.

Methods: Monitoring of dynamic variables by piezoelectric measuring device – Kistler recording of dynamic changes. Mathematical modeling of damping characteristics and detected variables. Measuring of range of motion by goniometer with and without orthosis.

Results: Results suggest, that bracing conditions have an effect on dynamic postural stability and orthosis limit range of motion. Attenuation of vertical forces is affected by using orthosis.

Keywords: ankle instability, orthosis, mathematical modeling, stabilization

Prohlášení:

Čestně prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně pod vedením Doc. PaedDr. Karla Jelena a uvedla jsem veškerou literaturu a ostatní zdroje, které jsem použila v této práci.

V Praze, dne

.....

podpis diplomanta

Poděkování:

Při této příležitosti bych ráda poděkovala především Váženým pánům. Mému vedoucímu diplomové práce Doc. PaedDr. Karlu Jelenovi náleží velké díky za četné konzultace, důmyslné rady, vzácné připomínky a jeho vznešenému osobnostnímu duchu, s kterým přistupoval k naší spolupráci. Děkuji Ing. Františku Lopotovi PhD. za spolupráci nejen při zpracovávání výzkumné části práce, jeho trpělivost a snahu mi předat aspoň část svých znalostí spojených s experimentální biomechanikou. Doc. RNDr. Janu Hendlovi CSc. děkuji za konzultace a diskuse týkající se statistiky pro studenty nestatistiky. Děkuji týmu z BEZ biomechanické laboratoře při katedře anatomie a biomechaniky na UK FTVS Praha za pomoc a umožnění měření.

Děkuji své rodině a blízkému okolí za psychickou podporu a povzbuzování při psaní této práce, za hodiny a dny, kdy mi věnovali svůj čas, poslouchali mé zmatečné připomínky a pomáhali mi.

Evidenční list

Souhlasím se zapůjčením své diplomové práce ke studijním účelům. Prosím, aby byla vedena přesná evidence uživatelů. Uživatel svým podpisem stvrzuje, že tuto diplomovou práci použil ke studiu a prohlašuje, že ji uvede mezi použitými literárními zdroji.

Jméno a příjmení: Fakulta / katedra Datum vypůjčení: Podpis:

OBSAH

Úvod	14
Teoretická část	16
<i>1 Funkční anatomie nohy</i>	16
1.1 Kostra nohy	16
1.2 Klouby	17
1.2.1 Kloub horní hlezenní	18
1.2.2 Kloub dolní zánártní	19
1.2.3 Klouby nohy	20
1.3 Ligamentózní aparát	21
1.3.1 Ligamenta hlezna.....	21
1.4 Svaly nohy.....	23
1.4.1 Dorsální svaly	23
1.4.2 Plantární svaly	23
1.5 Svaly bércevé	24
1.5.1 Dorzální flexory nohy.....	24
1.5.2 Plantární flexory nohy	24
1.5.3 Svaly působící everzi nohy.....	24
1.5.4 Flexory prstců	24
1.5.5 Svaly působící inverzi nohy.....	25
<i>2 Příčiny vzniku úrazů hlezenního kloubu</i>	25
2.1 Poranění vazivového aparátu hlezna	28
2.1.1 Mechanismus distorzí:	28
2.1.2 Stupně poranění:	29
2.2 Hojení ligament	31
2.3 Prevence a léčba	32
2.3.1 Doporučená léčba:	32
<i>3 Laterální instabilita hlezna</i>	35
3.1 Mechanická laterální instabilita.....	35
3.2 Funkční laterální instabilita	36
<i>4 Posturální stabilita a její udržování</i>	37
4.1 Stabilizace vertikální polohy	38
4.1.1 Faktory ovlivňující stabilizaci	40
<i>5 Biomechanické vymezení pojmů</i>	42
5.1 Statika a dynamika	42
5.1.1 Newtonovy pohybové zákony	43
5.1.2 Tlumené kmitání - mechanický oscilátor.....	43

5.2 Mechanické vlastnosti	45
5.2.1 Mechanické vlastnosti biologických materiálů.....	45
5.2.2 Mechanické vlastnosti vazů.....	46
6 <i>Laboratorní experimenty</i>	48
6.1 Hodnocení FAI a CAI	49
6.2 Vliv ortéz.....	54
7 <i>Hlezenní ortézy</i>	57
Cíle práce.....	61
Hypotézy	62
Metodika práce	63
8 <i>Experiment</i>	63
9 <i>Charakteristika měřeného souboru</i>	64
10 <i>Ortézy</i>	65
11 <i>Organizace experimentu</i>	66
12 <i>Analýza dat</i>	68
Výsledky	74
Proband 1	74
Proband 2	79
Proband 3	83
Proband 4	87
Proband 5	91
Proband 6	95
<i>Shrnutí výsledků</i>	98
<i>Statistická analýza</i>	102
Diskuse.....	104
Závěr	112
Seznam literatury.....	114
Seznam příloh.....	119

Seznam ilustrací

Obrázek 1 Kostěné struktury nohy	17
Obrázek 2 Osa pohybu hlezenního a subtalárního kloubu	19
Obrázek 3 Ligamenta hlezenního kloubu vnější strany	22
Obrázek 4 Ligamenta hlezenního kloubu vnitřní strany	23
Obrázek 5 Mechanismus poranění CFL	29
Obrázek 6 Mechanismus poranění deltového vazy	29
Obrázek 7 Řízení stability	38
Obrázek 8 Zátěž nohy ve stoje	40
Obrázek 9 Mechanický oscilátor – tlumené kmitání	43
Obrázek 10 Průběh tlumeného harmonického kmitání	45
Obrázek 11 Reologické vlastnosti v závislosti na podílu kolagenu a elastinu	46
Obrázek 12 Single limb hopping test	49
Obrázek 13 Funkční testy, Figure-8- hop, Side hop.....	50
Obrázek 14 SEBT funkční test	51
Obrázek 15 Zhodnocení dosahu nohou u SEBT	51
Obrázek 16. Vypočítání času stabilizace.....	53
Obrázek 17 Vypočítání DPSI	54
Obrázek 18 Průměr omezení rozsahu pohybu	55
Obrázek 19 Anterio-posteriorní čas stabilizace za různých podmínek	55
Obrázek 20 Push ortho ortéza.....	58
Obrázek 21 Lace up ortéza	58
Obrázek 22 Double strap ortéza	59
Obrázek 23 Znázornění dynamické stabilizace	67

Seznam tabulek

Tabulka 1 Stručná charakteristika probandů	65
Tabulka 2 Hodnoty koeficientu b	71
Tabulka 3 Hodnoty aritmetického průměru a rozptylu	71
Tabulka 4 Statistické hodnocení párovým t-testem.....	73
Tabulka 5 Vypočítání ROM u ortézy 1	73
Tabulka 6 M.M., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu	76
Tabulka 7 M.M., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu	76
Tabulka 8 Proband 1: Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření	77
Tabulka 9 Proband 1: Aritmetický průměr hodnot měření	77
Tabulka 10 M.L., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu.....	80
Tabulka 11 M.L., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu	81
Tabulka 12 Proband 2 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření	81
Tabulka 13 Proband 2 Aritmetický průměr hodnot měření.....	82
Tabulka 14 Ma.M., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu.....	84
Tabulka 15 Ma. M., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu.....	85
Tabulka 16 Proband 3 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření	85
Tabulka 17 Proband 3 Aritmetický průměr hodnot měření.....	86
Tabulka 18 J.H., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu	88
Tabulka 19 J.H., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu	89
Tabulka 20 Proband 4 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření	89
Tabulka 21 Proband 4 Aritmetický průměr hodnot měření.....	90
Tabulka 22 M.B., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu	92
Tabulka 23 M.B., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu	92
Tabulka 24 Proband 5 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření	93
Tabulka 25 Proband 5 Aritmetický průměr hodnot měření.....	93
Tabulka 26 T.P., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu.....	96
Tabulka 27 T.P., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu.....	96
Tabulka 28 Proband 6 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření	96
Tabulka 29 Proband 6 Aritmetický průměr hodnot měření.....	97
Tabulka 30 Proband 1 statistické hodnocení	102
Tabulka 31 Proband 2 statistické hodnocení	102
Tabulka 32 Proband 3 statistické hodnocení	103

Tabulka 33 Proband 4 statistické hodnocení	103
Tabulka 34 Proband 5 statistické hodnocení	103
Tabulka 35 Proband 6 statistické hodnocení	104

Seznam grafů

Graf 1 Průběh reakčních sil.....	68
Graf 2 Normování časové osy – posunutí počátku vždy do okamžiku doskoku.....	69
Graf 3 Lokální maxima u průběhu reakčních sil	69
Graf 4 Proložení exponenciály pomocí funkce „Řešitel“	70
Graf 5 Průměrné hodnoty parametru stabilizace z jednotlivých měření.....	72
Graf 6 Proband 1 Průměrné hodnoty parametru stabilizace	78
Graf 7 Proband 2 Průměrné hodnoty parametru stabilizace	82
Graf 8 Proband 3 Průměrné hodnoty parametru stabilizace	86
Graf 9 Proband 4 Průměrné hodnoty parametru stabilizace	90
Graf 10 Proband 5 Průměrné hodnoty parametru stabilizace	94
Graf 11 Proband 6 Průměrné hodnoty parametru stabilizace	97
Graf 12 M.M., Zrychlení procesu stabilizace	98
Graf 13 M.B., Zrychlení procesu stabilizace	98
Graf 14 M.L., Zpomalení procesu stabilizace.....	99
Graf 15 Ma.M., Zpomalení procesu stabilizace.....	100
Graf 16 J.H., Zpomalení procesu stabilizace	100
Graf 17 T.P., Zrychlování procesu stabilizace.....	101

Seznam zkratek a jejich definic

AJFAT	Ankle joint functional assesement tool
A/P	Anterio posteriorní směr
BEZ	Biomechanická laboratoř extrémní zátěže
CAI	Chronical ankle instability
COP	Center of pressure – centrum tlaku
DKK	Dolní končetiny
DF	Dorzální flexe
DPSI	Dynamic postural stability index
EV	Everze
FAI	Functional _ntle instability
GRF	Grand reaction force
IV	Inverze
LDK	Levá dolní končetina
M/L	Medio-laterální směr
PDK	Pravá dolní končetina
PF	Plantární flexe
R	Rovina rotací
ROM	Range of motion
RV	Resultant vector
S	Rovina sagitální
SEBTs	Star excursion balance tests
TTS	Time to stabilization
VSI	Vertical stability index

Úvod

Poranění laterálních ligament hlezna je jedním z nejčastějších úrazů vůbec, ať už při sportování či při běžných denních činnostech. Distorze hlezna se vyskytují převážně při sportovních aktivitách, a to u basketbalu a volejbalu, protože tyto sporty obsahují značné nároky na výskoky a doskoky s vysokou reakční silou. Úrazový proces je charakterizován důsledkem selhání adaptace tkáně různými mechanismy způsobující překročení hranice pevnosti vazů, šlach, svalů či kostí. Komplikace při distorzi hlezna je hlavně vznik nestabilního kotníku s tendencí k recidivám distorzí. Vzniklé komplikace se označují jako chronická laterální instabilita hlezna, která vede právě k pocitu nejistoty, recidivujícím otokům a bolestem, nekontrolovatelnému podklesnutí končetiny apod., rozděluje se na mechanickou a funkční.

Mechanická instabilita je definována nedostatečností pasivních stabilizátorů hlezna, která se projeví při vyšetření klinickými testy.

Funkční instabilita hlezna je komplexní syndrom, který nemá všeobecně uznávanou definici. Jedná se především o poruchy: neuromotorické i mechanické jako jsou: laxicita ligament, slabost peroneálních svalů, deficit proprioceptorů aj. Ligamenta hrají důležitou roli ve stabilizaci kloubů nohy a hlezna. Neméně důležitou funkci hrají svaly nohy a bérce.

Hlezenní ortézy či bandáže, popřípadě tapy jsou používány ke snížení výskytu a závažnosti následků úrazu kloubu. Hlezenní ortézy snižují rozsah pohybu, zvyšují mechanickou stabilitu a zlepšují propriocepci. Svými účinky do určité míry nahrazují poraněná ligamenta. Zranění laterálních ligament má za následek ohrožení stability oblasti hlezenního kloubu, ale i oblasti vzdálenějších s funkční vazbou nejen na hlezenní kloub.

Hlavním cílem práce je zjistit, zda různé druhy hlezenních ortéz mají vliv na proces stabilizace prostřednictvím dynamické zkoušky. Tzv. dynamické testy se zaměřují na funkci dolního trupu a končetin, hodnotí se svalová síla, neuromuskulární koordinace a stabilita kloubu, které mohou být po distorzi ovlivněny.

Četnost vyskytujících se distorzí s následnými komplikacemi, které se nejčastěji řeší použitím pasivních stabilizátorů hlezna a můj vlastní zájem mě vedli ke zpracování tohoto tématu. Cílem teoretické práce je pokusit se získat celostní náhled na problematiku instabilit hlezenního kloubu. Záměrem praktické práce je zjistit, zda mají ortézy komplexnější vliv a zda mohou ovlivnit útlumové charakteristiky během dynamického procesu u jedinců s opakovanými distorzemi hlezenního kloubu.

Teoretická část

1 Funkční anatomie nohy

Akrální oblast dolní končetiny zprostředkovává styk těla s terénem, po kterém se pohybujeme. Noha je přizpůsobena pro lokomoci ve stoje, je schopna uchopovat aktivně terénní nerovnosti a tím zajišťovat potřebnou oporu pro lokomoci. Noha slouží jak k zajištění stabilního stoje, tak i k bipedální lokomoce, tím se stala více orgánem podpurným než uchopovacím (Véle 2006).

Noha zajišťuje dynamický kontakt těla s podložkou a slouží k přenosu zátěže na podložku, o kterou se opíráme při stoji či během lokomoce. Je rovněž důležitým prvkem stabilizačním a zajišťuje účinný odraz. Stavba nohy zůstává i při zatížení zachována bez svalové práce díky vazivovému aparátu. Váha těla v klidném stoji přenáší vzadu na tuber calcanei, vpředu na hlavici 1. metatarsální kosti a na hlavici 4. a 5. metatarsální kosti (Karas, Otáhal 1991). Mezi základní funkce nohy patří tedy zajištění rovnováhy, opory a propulse. Možnost tyto funkce uskutečňovat, musí noha být:

- dostatečně pevná (zabezpečují kosti a vazy)
- pohyblivá (umožňuje svalová práce a koordinaci vyrovnaný svalový tonus)
- vnímavá (exterocepce, propiocepce)
- aktivní (souhrn výše uvedeného a dostatečný metabolismus).

Kromě mechanických funkcí má tedy noha i funkce zúčastňující se řídicího procesu jako receptor i efektor (Jelen 2002). Normální noha je pružná i dostatečně rigidní. Udržuje svůj tvar v zatížení s fyziologickým rozsahem pohybu, je vytvořena příčná i podélná klenba (Dungl 2005).

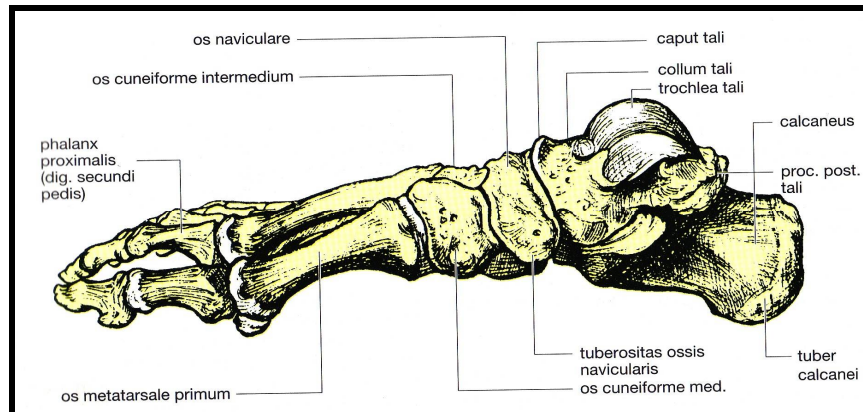
Funkční typologie nohy je založena na poznacích funkční anatomie a kineziologie, především vztahu subtalárního a Chopartova kloubu a vzájemného postavení přednoží a zánoží. Tyto charakteristiky významně ovlivňují posturální a lokomoční funkci nohy (Vařeka 2003).

1.1 Kostra nohy

Kostra tvoří klenbu příčnou a podélnou a vedle toho se připomíná i klenba laterálního okraje nohy, takže noha se opírá o zem v podobě trojnožky na patě, na

metatarsu palce a matatarzu malíku. Udržení klenby je závislé na třech činitelích: kostní architektonie, ligamentózním systému nohy, a na svalech nohy.

Četné artikulace mezi segmenty jsou zpevněny kloubními pouzdry a ligamentózním aparátem (Véle 2006). Funkčně důležité jsou vazivové pruhy, spojující navzájem hlavičky metatarzů i baze prstů, které se podílejí na udržení příčné klenby.



Obrázek 1 Kostěné struktury nohy (převzato z <http://images.medicinenet.com>)

Kostra nohy má tři oddíly: zánártí - tarsus, nárt - metatarsus, a články prstů – phalanges (Dylevský 2009). Skelet nohy (na obrázku 1) tvoří 7 kostí zánártních, 5 kostí metatarsálních a 14 kostí phalangeálních. Tarsus tvoří talus a calcaneus, os naviculare, os cuboideum a 3 ossa cuneiformia. Mezi prvními dvěma a ostatními pěti kostmi tarzu vzniká Chopartova linie tvořící tzv. Chopartův kloub. Metatarsus tvoří ossa metatarsalia (I - V). Mezi metatarsem a phalangami je Lisfrankova linie tvořící tzv. Lisfrankův kloub. Phalangey tvoří ossa digitorum pedis. Všechny kosti nohy jsou spojeny mezi sebou klouby a jsou kloubně spojeny s kostrou bérce (Véle 2006).

Mechanické vlastnosti kostí, mezi nimiž vyniká obzvláště pevnost, jsou určeny převážně strukturou kostní tkáně a celým tvarem celé kosti (Dylevský 2007).

1.2 Klouby

Pohyblivost nohy je zajištěna převážně dvěma klouby, a to horním a dolním zánártním kloubem. Horní zánártní kloub je pohyblivější a umožňuje flexi a extenzi nohy. Dolní zánártní kloub dovoluje inverzi (= flexe, addukce, supinace) a everzi (=extenze, abdukce a pronace) nohy. Z hlediska kineziologie je v popředí zájmu otázka horního a dolního zánártního kloubu, problematika nožní klenby a chůze (Dylevský 2009).

1.2.1 Kloub horní hlezenní

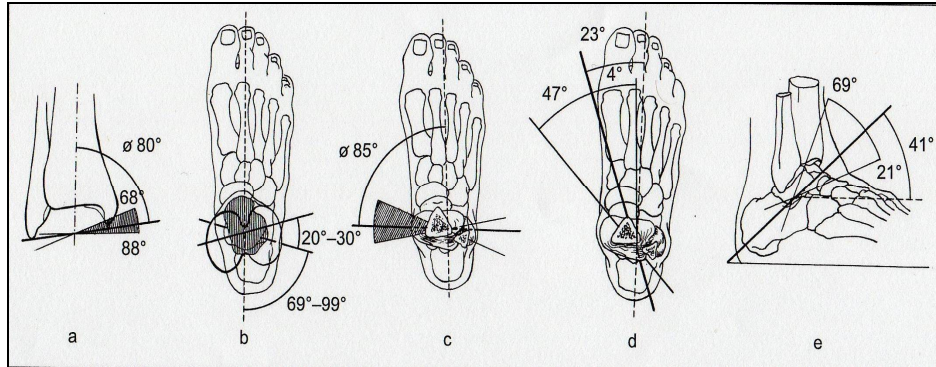
Articulatio talocruralis, horní kloub zánártní čili hlezenní je kloub složený, v němž se spojují tibia a fibula tvořící jamku kloubní s hlavicí reprezentovanou kladkou talu. Kloubní pouzdro se upíná po okrajích kloubních ploch. Kostní hmota obou kotníků, mimo kloubní plochy je vně kloubu. Vpředu a vzadu je pouzdro velmi slabé a volné tak, že stačí pohybům kloubu. Je zesíleno systémy postranních vazů (Čihák 2001).

Vzhledem k úpravě vidlice holenní a lýtkové kosti nasedající na kladku hlezenní kosti, bývá talokrurální kloub považovaný za kladkový kloub, s osou probíhající oběma kotníky. Kladka hlezenní kosti je vpředu asi o 5 mm širší, proto je kloub stabilnější v dorzální flexi nohy. Při plantární flexi je v uvolněné vidlici bérceových kostí i mírný pohyb do stran. Obecně platí, že talus je velmi vratkým článkem skeletu nohy a jeho pozice musí být proto stabilizována poměrně rozsáhlým systémem vazivových struktur (Dylevský 2009).

Rotace je nepatrná, pohyb v hlezenním kloubu souvisí s pohyby kloubu subtalárního. Osa pohybu hlezenního kloubu běží hrotem fibulárního a tibiálního kotníku, je rotována proti příčné ose kolenního kloubu zevně o 20- 30° v horizontální rovině (obázek 2 a-c). V rovině frontální svírá s dlouhou osou tibie úhel asi 80°. Dlouhá osa nohy svírá s příčnou osou hlezenního kloubu úhel asi 85°. U všech tří hodnot existuje poměrně široká fyziologická variační šíře (Dungl 1989). Tvarem kloubních ploch je dáno, že při plantární flexi dochází k inverzi nohy a při dorzální flexi dochází k everzi. Talus se díky šroubovitému tvaru kladky stáčí při flexi do supinace a při extenzi do pronace. Každý pohyb v hlezenním kloubu je provázen rotací bérceových kostí, zejména fibuly, ta je při flexi tažena vpřed a při extenzi se posunuje dozadu nahoru. Smyslem tohoto pohybu je stálá obnova zevního kotníku. Kloub je jistěn v relativně stabilní poloze. Rozsah pohybu v talocrurálním kloubu je poměrně značný a teoreticky dosahuje 90°. Při chůzi se tento rozsah nevyužívá, běžné exkurze se pohybují mezi 50-60°. Inverze = supinace a addukce. Everze = pronace a abdukce (Dylevský 2009a).

Horní hlezenní kloub má velmi specifické postavení mezi klouby dolní končetiny nejen vzhledem ke své stavbě a funkci při chůzi, ale i k lokalizaci patologických změn, které postihují kloubní chrupavky. Degenerativní změny běžně

postihují jak kyčelní tak kolenní kloub. Hlezenní kloub je postižen jen vzácně. Přitom kontaktní plochy kloubních chrupavek kyčelního a hlezenního kloubu jsou srovnatelné (cca 2000 resp. 1500 mm²) a především kompresivní zatížení je prakticky identické (cca 2 MN na 1 mm²) (Otáhal, J 2010)



Obrázek 2 Osa pohybu hlezenního a subtalárního kloubu (upraveno z Dungal, 1989)

a - v rovině frontální, b - vztah osy hlezenního a kolenního kl., c-vztah příčné osy hlezenního kloubu a dlouhé osy nohy, d, e-zjednodušení osy pohybů subtalárního kloubu, Dungal 1989

Talocrurální kloub tvoří funkční jednotku s kloubem subtalárním, ve které rozsah pohybu v obou kloubech dovoluje vzájemnou funkční kompenzaci (Dylevský 2009a).

1.2.2 Kloub dolní zánártní

Articulatio subtalaris je funkční jednotka na spodní straně hlezenní kosti a na horní ploše patní kosti. Kloubní plochy tvoří zadní kloubní plocha hlezenní a patní kosti. Jde o kulovitý kloub, ve kterém tvoří kloubní hlavici plocha na patní kosti. Pouzdro kloubu je krátké, poměrně tenké a kloubní štěrbina nekomunikuje s ostatními tarzálními klouby. Pouzdro a kloub zpevňují tři vazy – lig.talocalcaneum laterále et mediale a lig.talocalcaneum interosseum, které je uloženo v sinus tarsi (Dylevský 2009a).

Pohyby v subtalárním kloubu se dějí kolem šikmé osy, probíhající od laterální strany patní kosti k vnitřnímu okraji os naviculare. Jde o složené kombinované pohyby: plantární flexi s addukcí a inverzí a dorzální flexi s abdukací a everzí nohy (Dylevský 2009a). Osa pohybu subtalárního kloubu prochází dorsomediálním okrajem kosti loďkovité a lateroplantárním okrajem kosti patní (obrázek 2 d-e). Pohyby se označují jako inverze, rotace dovnitř, a everze, rotace patní kosti laterálně. Rozsah tohoto pohybu

je přibližně 6°. Vztah talocrurálního a subtalárního kloubu dovoluje vzájemnou kompenzaci, porušením tohoto kompenzačního mechanismu vede ke zvýšené zátěži v přilehlých kloubech (Dungl 1989).

Šikmý průběh osy subtalárního kloubu má za následek, že každá rotace tibie při fixované noze způsobuje i rotaci nohy kolem podélné osy. Vnitřní rotace tibie provádí pronaci nohy a zevní rotace tibie vede k supinaci nohy (Dungl, 1989).

1.2.3 Klouby nohy

V Chopartově kloubu jsou možné pohyby ve smyslu abdukce, addukce, plantární a dorsální flexe a pohyby rotační: pronace a supinace. Funkce Chopartova kloubu je pod kontrolou subtalárního kloubu Tato kontrola se uplatňuje především při chůzi, např. v okamžiku kontaktu nohy s podložkou je subtalární kloub v everzi, noha se uvolní v Chopartově kloubu a je tvarově lépe přizpůsobena povrchu terénu (Dungl 2005).

Střední tarzální kloub tvoří kloub Lisfrankův a naviculocuneiformní. V těchto kloubech se pro stabilní tvar kloubních ploch a pevné ligamentózní spojení, děje velmi malý pohyb. V metatarsofalangeálních kloubech je hlavním pohybem dorsální a plantární flexe. Funkčně jsou spojeny s plantární aponeurózou (Dylevský 2009b).

Pohyby v interfalangových kloubech jsou možné ve smyslu flexe a extenze. V proximálních kloubech je možná větší flexe než v distálních. Extenze je ve všech kloubech limitována (Dylevský, Druga, Mrázková 2000). Klouby prstů nemají takovou pohyblivost jako na ruce, ale jsou velmi důležité např. při udržování rovnováhy, stoupání na špičky, při chůzi, skoku apod. (Janda 2004).

1.3 Ligamentózní aparát

Společně se šlachami slouží vazy především k přenášení hnací svalové síly na kostní segmenty, ke zpevnování kloubních spojení nebo vymezení jejich pohyblivosti a to zejména v limitních pozicích. Vynikají pevnostními vlastnostmi (Karas, Otáhal 1991). V následující kapitole se pojednává převážně o ligamentech hlezna, jež je součástí tématu práce. Ostatní ligamentózní struktury nohy jsou dostupné v odborné literatuře (Čihák 2001, Dylevský 2009, Véle 1995).

1.3.1 Ligamenta hlezna

Důležitá jsou ligamenta zpevňující talokrurální kloub spojující tibií a fibulu s talem. I přesto, že jsou relativně silná, dochází k jejich poškození při sublucacích hlezna (Véle 2006).

Ligamenta collateralia, která se vějířovitě rozbíhají od kotníků na talus a kalkaneus, zesilují boky pouzdra (Čihák 2001). Hlezenní ligamenta, jež jsou uspořádána vějířovitě a v každé poloze kloubu je napjat po obou stranách alespoň jeden z pruhů postranního vazy, zajišťují optimální stabilitu hlezna a správné vedení pohybu (Kotrányiová 2007).

Ligamentum colaterale laterale

Tato ligamenta mají variabilní délku, šířku, tloušťku i průběh. Časté je dělení na tři pruhy ligamenta (Kotrányiová 2007):

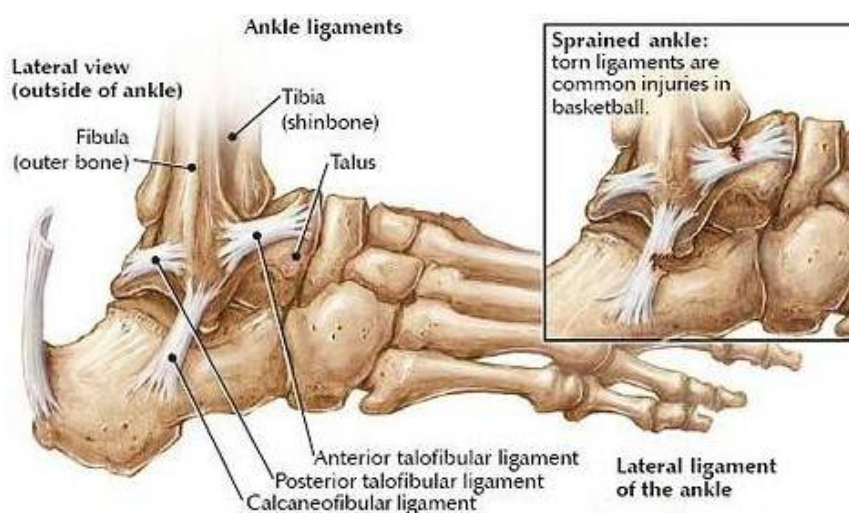
Ligamentum talofibulare anterius – ATFL. Svým umístěním posiluje anterolaterální plochu kloubního pouzdra hlezenního kloubu. Toto ligamentum běží téměř paralelně k ose nohy v neutrální pozici, ale pokud je noha v plantární flexi, pak se osa nohy i ATFL posune paralelně k ose dolní končetiny a funguje jako kolaterální postranní ligamentum. Je primární laterální stabilizátor hlezna ve všech pozicích, nejvíce se projevuje při plantární flexi.

Ligamentum calcaneofibulare – CFL. Formuje patro pouzdra peroneální šlachy (retinaculum musculorum fibularum superius). Tato souvztažnost je důležitá při diferenciální diagnostice ruptury CFL. Osa subtalárního kloubu v sagitální rovině probíhá paralelně k CFL, v transverzální rovině spolu svírají ostrý úhel. CFL zabraňuje

inverzi kalkanea vzhledem k fibule a je jedním z hlavních stabilizátorů hlezna v neutrální pozici až dorzální flexi.

Ligamentum talofibulare posterius – PTFL. Nejsilnější ligamentum laterálního komplexu, také jeho poranění je nejméně časté. Zabraňuje posunu nohy vůči bérce v dorzálním směru.

Laterální ligamenta mají funkci stabilizační, a to zejména horního hlezenního kloubu i subtalárního kloubu. Jejich napětí je závislé na pozici nohy – např. při plantární flexi dochází k napětí ATFL a uvolnění CFL. Při dorzální flexi je tomu naopak (Hrazdira a kol. 2008).



Obrázek 3 Ligamenta hlezenního kloubu vnější strany (upraveno z <http://kolena-kotniky.ic.cz>)

Ligamentum colaterale mediale

Toto ligamentum se pro svůj trojúhelníkovitý tvar nazývá též lig.deltoideum. Jeho pruhy se rozbíhají od vnitřního kotníku (Čihák, 2001). Hluboká ligamenta mají zásadní význam pro stabilitu kloubu ve smyslu posunu tibie vůči talu v sagitální i transverzální rovině. Tato ligamenta jsou kratší a drobnější, mezi ně patří lig.tibiotalare posterius a lig.tibiotalare anterius. Povrchová ligamenta jsou lig.tibionaviculare a lig.tibiocalcaneare.

Oblast talokalkaneonavikulárního kloubu je při diagnostice pronačních úrazů hlezna důležitá. Pod kloubním pouzdem navíc probíhá šlacha m.tibialis posteriori.

Ke zranění ligamentum colaterale mediale dochází převážně při pronaci a zevní rotaci, incidence je však jen kolem 10% všech ligamentózních zranění hlezna Stone 1996).



Obrázek 4 Ligamenta hlezenního kloubu vnitřní strany(upraveno z <http://kolena-kotniky.ic.cz>)

1.4 Svaly nohy

Kapitola poskytuje stručný přehled svalů nohy, bližší informace jsou dostupné v uvedených publikacích anatomie nebo kineziologie (Čihák 2002, Dungal 1989, Véle 1995, Dylevský 2007, 2009a) nebo stručný přehled v Příloze 3 (převzato z: <http://www.nan.upol.cz>)

1.4.1 Dorsální svaly

Musculus extensor digitorum brevis začíná na dorzální straně kosti patní a upíná se do dorzální aponeurozy druhého až pátého prstu a to až na konečnou falangu. Funkce je extenze prstů.

Musculus extensor hallucis brevis leží na mediální straně předchozího svalu a upíná se dorzální aponeurozou na konečný článek palce. Funkce je extenze palce.

1.4.2 Plantární svaly

Svaly palce - m.abductor hallucis (abdukce palce), m.flexor hallucis brevis (flexe palce), m.adductor hallucis (addukce palce).

Svaly malíku - m.abductor digiti minimi (abdukce malíku), m.flexor digiti minimi (flexe malíku), m.opponens digiti minimi (opozice malíčku)

Svaly středního plantárního prostoru – chodidlo je kryto vazivovou membránou – aponeurosis plantaris.

Musculus flexor digitorum brevis srůstá s membránou. Jde od hrbolku patní kosti a jeho bříško se rozpadá na čtyři šlachy pro druhý až pátý prst. Přes otvory rozštěpených šlach prostupují na povrch šlachy m. flexor digitorum longus – chiasma tendinum. Další svaly jsou m. quadratus plantae, muscoli lumbricales, muscoli interossei plantares et dorsales (Bartoníček, 2004, Elišková 2006).

1.5 Svaly bércevé

Začínají na kondylech femuru, na tibia a fibule a rozdělují se do následujících skupin (Dungl 1989). Kapitola poskytuje stručný přehled o funkci bércevé svalů.

1.5.1 Dorzální flexory nohy

M. tibialis anterior působí dorzální flexi a inverzi (supinaci) nohy.

M. extensor digitorum longus provádí extenzi prstů, dorzální flexi a everzi (pronaci) nohy. M. peroneus tertius podporuje dorzální flexi a everzi nohy.

M. extensor hallucis longus působí extenzi palce a spolupodílí se na dorziflexi a inverti nohy.

1.5.2 Plantární flexory nohy

M. gastrocnemius provádí plantární flexi nohy a pomáhá při flexi kolene. M. plantaris podporuje funkci m. gastrocnemius.

M. triceps surae zahrnuje m. soleus a obě hlavy m. gastrocnemius, společně tvoří Achillovu šlachu. Zapojují se při plantární flexi nohy při odvíjení planty od podložky.

1.5.3 Svaly působící everzi nohy

M. peroneus longus probíhá zevním kotníkem. Působí everzi nohy, spolupůsobí při plantární flexi nohy

M. peroneus brevis podporuje plantární flexi nohy.

1.5.4 Flexory prstů

M. flexor digitorum longus se zapojuje při plantární flexi a inverzi nohy.

M. flexor hallucis longus působí plantární flexi a inverzi nohy.

1.5.5 Svaly působící inverzi nohy

M. tibialis posterior se zapojuje při inverzi nohy a podporuje plantární flexi nohy. Spolu s m.peroneus longus tvoří smyčku, která se podílí na dynamickém udržení nožní klenby (Véle 1995).

2 Příčiny vzniku úrazů hlezenního kloubu

K úrazu dochází různými mechanismy způsobující překročení hranice pevnosti vazů, šlach, svalů a kostí. Nejčastější úrazy vznikají následkem pádu (způsobený terénem, nezvládnutím vlastního pohybu - nedostatečná nebo pomalá kontrakce příslušných svalových skupin) nebo úderem, nárazem, nesprávným doskokem apod.

Na vzniku úrazu se podílí řada faktorů. Některé z faktorů se dají preventivně ovlivnit (kvalitní obuv, dostatečné rozcvičení apod.), jiné nikoli. Ve sportu se velmi často jedná o nečekané a neočekávatelné náhody. Z dalších faktorů ovlivňující incidenci poranění řadíme následující faktory, které lze rozdělit dle Hrazdiry a kol. (2008):

Vnitřní faktory

- **Individuální dispozice** – jedná se o antropologické vlastnosti sportovce a to zejména stavbu kostí a svalů a kvalitu vazivového aparátu.
- **Věk** - má vliv na mechanickou odolnost tkání, protože od určitého věkového období jsou 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 šlachy na kost je kritickou oblastí. S přibývajícím věkem pevnost vazů a šlach klesá, maxima dosahuje po skončení puberty.
- **Pohlaví** - nerespektování zvláštností ženského organismu může vést k poškození z přetížení.
- **Onemocnění** - celkové infekční choroby mohou být provázeny známkami zánětu ve tkáních pohybového aparátu. Příliš brzký a nepřiměřený trénink v rekonvalescenci, při nedostatečně doléčeném onemocnění či úrazu může snadno vést k přetížení.
- **Nedoléčená zranění** - při utlumení bolesti analgetiky nebo obstríky anestetiky a kortikoidy sportovec necítí bolest v poškozených tkáních a dále zatěžuje

pohybový systém. Jelikož tkáně nejsou zhojené, dochází k jejich dalšímu poškození a zhoršení stavu.

- **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 dřívější a déletrvající únavě.
- **Nesprávně prováděný trénink a přetrénování** - rozhodující úlohu při vzniku stavů přetížení má nesprávně prováděný trénink. Chyby v tréninkovém procesu, zejména příliš častý a náročný trénink, mají za následek stav přetrénování, projevující se celkovými příznaky, "chronickou únavou".
- **Nedostatečná trénovanost** - nedostatečná příprava na výkon se může podílet na vzniku úrazů i poškození z přetížení.
- **Nedostatečné rozcvičení** - 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.
- **Narušení dynamického stereotypu** - 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** - nepozornost při sportovním výkonu a nedostatečné soustředění.
- **Porušení sportovních pravidel** - zásady správného a bezpečného provádění sportu mají primárně preventivní význam a jejich porušení bývá spojeno s úrazy.

Vnější faktory

- **Terén** - má závažný vliv na vznik poškození.
- **Povětrnostní vlivy a nadmořská výška** - nepříznivé počasí a extrémní teploty působí negativně na celkový stav organismu a jeho pohotovost k výkonu. Chlad má za následek ztuhlost svalů a poruchy koordinace pohybů. (Volejbal se nejčastěji hraje ve velkých halách, jejichž vytápění je problematické, a proto v nich zůstává chladno.
- **Oblečení, obuv, ochranné pomůcky** - opatření takového vybavení, které odpovídá dané sportovní specializaci.

- **Alkohol** - snižuje pozornost a kritičnost, zhoršuje koordinaci pohybů, zpomaluje reakce.
- **Jiná osoba jako příčina úrazu** (protihráč i spoluhráč).

Ochrannou funkci ligamenta ovlivňuje různé postavení nožních segmentů během jednotlivých fází chůze, ale také nesprávné postavení těchto segmentů. 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 funkci a může dojít ke vzniku nestability i z netraumatické příčiny, která však vyústí v úraz hlezna (Kalvasová 2009).

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 je nutný následek vertikální projekce reakční síly země (podložky). Pokud má noha posunutou COP mediálně k ose subtalárního kloubu, je supinace větší. 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). Souvislost charakteristiky a postavení jednotlivých segmentů nohy s laterálním poraněním hlezna potvrzuje i Morrison (2007). Poukazuje na fakt, že je třeba důkladně určit roli stavby nohy ve vztahu s akutní i chronickou distorzí. Funkční typologie nohy je založena především na poznacích funkční anatomie a kineziologie, významnou roli hraje vztah subtalárního a Chopartova kloubu a vzájemného postavení přednoží a zánoží. Tyto charakteristiky významně ovlivňují posturální a lokomoční funkci nohy (Vařeka, 2003). Mezi faktory zvyšující riziko úrazů patří zvýšený oblouk podélné klenby, varozní postavení paty, snížený rozsah pohybu do everze. Nicméně k potvrzení vztahu mezi stavbou nohy a incidencí laterálního zranění hlezna je potřeba dalších studií a výzkumů upozorňuje Morrison (2007). Hylton (2003) popsal, že oslabením peroneálních svalů a přítomnost hyperonu m.gastrocnemius dojde k omezení dorziflexe a zvýší se subtalární supinace. Toto může vést rovněž k vysokému riziku zranění hlezna. Je důležité, aby peroneální svaly byly schopny dostatečně rychle zareagovat na náhlou inverzi hlezna a ochránily tak laterální ligament.

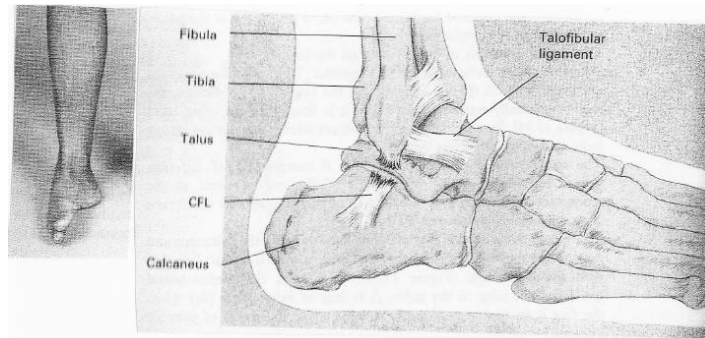
2.1 Poranění vazivového aparátu hlezna

Tento typ poranění je jedním z nejčastějších úrazů vůbec, ať už u sportovců či při běžných denních činnostech. Shaw et al.(2008) udávají, že téměř 85% všech hlezenních podvrtnutí je způsobeno při sportovních aktivitách, převážně v basketbale a volejbale, kde se vyskytují četné výskoky a doskoky s velkou reakční silou a laterální poškození hlezna se vyskytuje v poměru 79% basketbal a 87% volejbal. Ligamentózní struktury hlezenního kloubu jsou rozděleny do 3 samostatných systémů – vazy na tibiální a fibulární straně kloubu a vazy syndesmózy. Mohou být poraněny samostatně nebo jako součást zranění maleolárních struktur. Nejčastějším úrazovým mechanismem je distorze hlezna. Charakteristické pro tento úrazový proces je selhání adaptace tkání. Faktory podílející se na úrazovém ději jsou všeobecné (věk, pohlaví, obezita, případně vadné stereotypy motoriky), ale i místní dané anatomickou skladbou a funkční připraveností příslušné tkáně. Při úrazovém ději dojde na krátkou dobu k oddálení kloubních ploch od sebe a k jejich opětovnému návratu do původního místa, přičemž může dojít k poranění kloubního pouzdra, vazů, drobných cév a dalších struktur. Někdy se mnohou vazy vytrhnout i s kostním úponem a úraz přechází ve zlomeninu. Komplikací distorzí je hlavně vznik nestabilního kotníku s tendencí k recidivám distorzí (Dungl 1989).

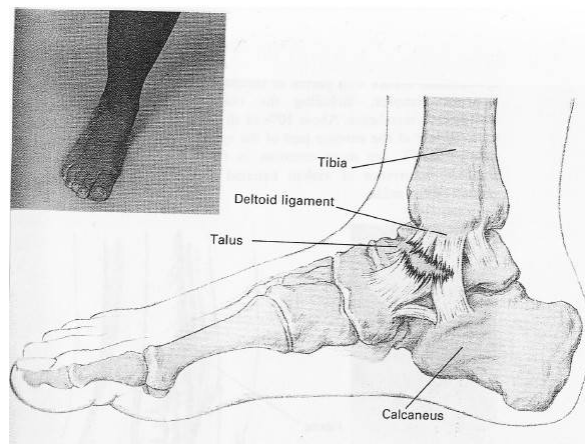
2.1.1 Mechanismus distorzí:

Poranění hlezenního kloubu vzniká nejčastěji:

1. addukcí + supinací + plantární flexí = inverzí, vzniká poranění CFL a ATFL, PTFL
2. abdukci + pronací + dorzální flexí = everzí, vzniká poranění lig. deltoidea pod vnitřním kotníkem (ad 1 na obr 5, ad 2 na obr. 6)
3. rotací – vznikají nejčastěji zlomeniny zevního kotníku, může však také dojít k poranění vazů pod mediálním kotníkem nebo jeho odlomení
4. flexí a extenzí – nejčastěji luxace talu
5. vertikálně působené násilí – vede k diastáze tibio-fibulární a k vrazení talu mezi tibií a fibulu (Hertel 2002, Nyska 2002).



Obrázek 5 Mechanismus poranění CFL dle Petersona a Renstorma



Obrázek 6 Mechanismus poranění deltového vazu dle Petersona a Renstorma

2.1.2 Stupně poranění:

Dělení do skupin, dle závažnosti poranění vazivového aparátu je nejednotné. Zásadní je však odlišení distenze nebo parciální ruptury vazů při zachované stabilitě kloubu od přerušení vazů spojených s instabilitou hlezna. Poranění laterálního aparátu hlezna jsou nejčastějšími úrazy pohybového aparátu. Různí autoři uvádějí odlišné dělení stupňů poranění:

Watson-Jones rozlišuje dvě základní skupiny poranění:

1. Distorze – dochází k distenzi či parciální ruptuře vazů, stabiliza kloubu zůstane zachována
2. Dislokace (luxace) talu z normální polohy v hlezenní vidlici – způsobeno vytržením přední a střední části fibulárního postranního vazů ze zevního kotníku.

Dungl (2005) rozděluje poranění do tří stupňů:

1. Distenze vazů s fibrilárními rupturami

2. Intraligamentózní disrupce výraznější, ale kontinuita vazů je zachována
3. Úplné přerušení vazů

Kotrányiová (2007) uvádí podle stupně poranění ligament:

1. Lehká distorze – natažení ligament bez hlubokého poranění kolageních vláken
2. Středně těžké poranění, kdy je přítomno částečné přetržení kolagenních vláken bez kompletní ruptury
3. Těžké poranění – kompletní ruptura ligamenta.

Liu a kol.(1999) dělí poranění také do tří stupňů na základě zvyšujícího se ligamentózního poškození:

1. Mikroskopické trhliny a distenze LFTA bez přímého porušení vazů
2. Kompletní ruptura LFTA a částečná ruptura LFC
3. Kompletní ruptura LFTA i LFC, pokud je doprovázeno rupturou LFTP, jedná se též o dislokaci hlezna (Hrazdira a kol 2008).

Poranění ligamentózního aparátu je obvykle pacienty subjektivně hodnoceno, což se bolesti týče hůře než zlomenina. Nejprve přichází velká bolest s omezením pohyblivosti v kloubu, následuje časový interval se zmírněním bolesti a narůstání otoku, další fází je krevní výron a vznik krevní sraženiny dráždící nervová zakončení kloubního pouzdra a synovialis, čímž přichází další vlna bolesti a spolu s omezením pohybu dosahuje větších kvalit než u zlomenin. Otok a krevní výron je zpočátku lokalizován kolem laterálního maleolu, později se však rozšiřuje kolem celého laterálního hlezna a nohy. Oblast výskytu tohoto otoku a hematomu obvykle indikuje, které ligamentum bylo poraněno. Nejčastěji se vyskytuje na ATFL (obvykle na jeho spojení s fibulou). Otok a hematoma na CFL jsou obvykle lokalizované na spojení s kalkaneem. Pokud je oblast otoku a hematomu širší, může se jednat o mnohočetná zranění. U kompletních ruptur ligament může být palpovatelný defekt v průběhu ATFL či CFL. Někdy je však velmi složité určit rozsah zranění, zejména pokud pacient přijde až po delší době od úrazu, kdy dochází ke generalizaci otoků i všech ostatních příznaků (Kotrányiová 2007).

Distorze hlezenního kloubu s hematodem a otokem vede organicky k podmíněné nocicepci. Změněný pohybový program má za cíl chránit nociceptivně

aktivní místo. Nějaký čas po úraze už není nocicepce, mnoho lidí si však zafixuje vlastní neekonomické pohybové zvyky, které už nemusí chránit topické poruchy, přesto jsou nevědomky vysílané z CNS. Tento neměnný průběh pohybu vede ke zdroji nové, tentokrát funkčně podmíněné nocicepci, která vzniká v přetěžovaných měkkých tkáních, např. při izometrickém napětí či asymetrickém zatěžováním. Při dysfunkci posturálních řídicích mechanismů dochází ke špatné souhře segmentální svaloviny, tzv. segmentální dysfunkci (Kolář 2001).

2.2 Hojení ligament

Hojení vaziva probíhá ve třech fázích a celý tento proces je ukončen vytvořením pevné vazivové struktury. Jsou to fáze zánětlivá, proliferační a maturace. Bezprostředně po poranění nastává zánětlivá fáze. 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 přibližně 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 a vzniku koagula.

Následuje fáze proliferační, kdy fibroblasty je tvořena síť kolagenních vláken, do níž prorůstají cévy. Fáze vlastní tvorby vaziva trvá cca 3 týdny. Obvykle nastupuje tato fáze 4-12 dnů po vzniku poranění a právě v této fázi dochází k počátečnímu formování jizvy. Fibroblasty se přemísťují do oblasti poranění. Tvoří kolagen a obnovují extracelulární matrix, zničené při poranění

Remodulační fáze hojení rány začíná již během proliferativní fáze a v závěru vede ke vzniku jizvy. Kontrakce a remodelace jizvy vrcholí v 6. týdnu. V poslední maturační fázi dozrává vazivo svrašťováním kolagenu, obnovuje se normální vaskularita i obsah vody ve tkáni. Tato fáze může trvat až rok.

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. Výskyt laxicity ligament je však mnohem častější v případech chybně vedené následné péče pohybové terapii. 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 ortéz. Toto kvalitativní omezení může trvat i 3 měsíce, než se původní pevnost vrátí (Nyska 2002). Proto je nutné věnovat pozornost kvalitě hojení ligament a jejich možné nestabilitě a odezvě poranění v celém organismu.

Po 6-8 týdnech po poranění nová kolagenní vlákna mohou odolat téměř normální zátěži a cílem rehabilitace je rychlý a plný návrat k aktivitám. Dle Stonea (1996) může dojít v rupturovaném ligament k poškození nervů s narušením proprioceptivního signálu. Proto je v nadcházející rehabilitační péči důležité, aby ligament získala zpět „nervovou“ projekci a tím zajistila jeho správné zahojení při funkci, jako prevence vzniku kloubních instabilit.

2.3 Prevence a léčba

Optimální terapeutické řešení instabilit hlezna vyžaduje globální přístup zajišťující aktivaci všech složek, podílejících se na udržování stability (Kalvasová 2009). Léčba chronické instability by měla vždy zahrnovat proprioceptivní trénink, zpevňování a posilování peroneálních svalů, trénink svalové koordinace a zevní pasivní podporu (Kotrányiová 2007, Wu, Leung 1997). Tato opatření jsou vhodná i k prevenci zranění a znovuzranění.

Poranění I. a II. stupně distorze je většinou doporučován konzervativní přístup - prospěšnost časně mobilizace a funkčního přístupu po úraze vedoucí k lepší obnově funkce hlezna. 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 chirurgickým přístupem, imobilizací v rigidním obvaze nebo časnou kontrolovanou mobilizací kloubu postižené končetiny. I v případě kompletní ruptury se v dnešní době přiklání ke konzervativní léčbě.

2.3.1 Doporučená léčba:

První pomocí u každého vymknutí kloubu se volí klid, dále nezatěžovat dolní končetinu. Ledování na postižené místo. Stažení, komprese obinadlem aj. a elevace končetiny (Hrazdira a kol. 2008).

I. stupeň poranění: zklidnění, ledování, kompresi obinadlem či moderní měkké fixace a vhodná je elevace končetiny. Kontrola případného zhoršení bolesti a otoku. Ordinují se nesteroidní antiflogistika. Doporučuje se nezatěžovat končetinu a použít berle.

II. stupeň poranění je charakterizován většími funkčními potížemi, které vyvolá hlavně větší bolest, otok a hematoma. Opět se doporučuje, klid, ledování, elevace, komprese a antiflogistika. Pro pevnější znehybnění hlezna se používají aircast fixace nebo pevnější tape a náplastové fixace. Od sádrových fixací se pomalu upouští pro jejich obsolentnost. Používají se fixace, využívajících termoplastických hmot, které jsou lehčí, čímž méně zatěžují pohybový aparát, a pro svou voděodolnost, lépe umožňují hygienu. Tento druh zranění a podcenění rehabilitace vede často k recidivám distorzí a vzniku instabilního hlezna. Výraznější funkční potíže vyplývají z již větších strukturálních poruch, jako je částečná ruptura ligamenta.

III. stupeň poranění s úplnou rupturou ligament se projevuje mohutnými vystupňovanými příznaky a hlavně okamžitou tvorbou hematoma ihned po úraze. Na léčbu III. st se názory různí. Ortopedi zastávají chirurgickou léčbu, kdy provádí anatomickou rekonstrukci ligamenta nebo provádějí plastiku vazů náhradou pomocí peroneálních šlach. Jiní tvrdí, že jen starší 40 ti let a výkonnostní sportovci s opakovanými distorzemi a s nestabilním hlezem, jsou indikováni k operaci, ostatním postačí konzervativní léčba v sádrové či jiné podobné rigidní fixaci 4-6 týdnů.

Během prvních 3 týdnů se doporučuje ochrana poraněných ligament pro narušenou invazi fibroblastů poraněné oblasti, vedoucí k nerušené proliferaci a produkci kolagenních vláken. 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 8 týdnech po poranění začínají být nová kolagenní vlákna odolnější vůči zvýšenému napětí. Pokud terapie probíhá dle zmíněných pravidel, za použití rehabilitace a zvyšování mobility, proběhne dokončení maturace a remodelace tkáně poraněných ligament zhruba za 12 měsíců.

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.

Při všech stupních poranění se používá doplňková léčba celkovými i lokálními alopaticky: heparinoidy, nesteroidní antiflogistika, venofarmaka, fytotherapie: koňský kaštan - podporuje žilní cirkulaci a ovlivňuje napětí žilních stěn, snižuje jejich křehkost, pomáhá odstraňovat modřiny a otoky. Kostival cizí - protizánětlivý, antiedematózní a hojivý účinek, je účinný perkutánně do hloubky. Výhodou lokální léčby je nepřítomnost celkových negativních vedlejších účinků. Z perorální léčby dále využíváme systémovou enzymoterapii (Bromelain).

Fyzikální léčba: využití především kryoterapie, klidové galvanizace, diadynamických proudů a magnetoterapie (Hrazdira a kol. 2008).

Léčebná rehabilitace: Freemanova metoda, jež vychází z faktu, že významnou roli hraje funkční instabilita, kdy při chronickém přetížení laterálních ligament reagují šlachové receptory na napínání opožděně, takže kompenzační svalové reakce jsou zpožděné. Metoda spočívá ve zlepšování propriocepce a zvyšování stability kloubu pomocí nestabilních ploch. Tato metoda byla zdokonalována a doplňována. U nás se užívá metoda senzomotorického učení dle Jandy a Vávrové. Senzomotorická stimulace je metoda založena na neurofyziologickém podkladě. Jedná se o aktivaci proprioceptorů a aktivaci podkorových mechanismů, které se podílejí na řízení motoriky (Valjent 2008). Hlavními indikacemi balančního cvičení jsou funkční instabilita hlezenních kloubů, poruchy statiky nohy, poúrazové a pooperační stavy hlezenních kloubů (Kučera, Dylevský 1999).

Proprioceptivní a svalově koordinační, silový trénink zdůrazňují i Willems et al. (2002), kteří zjistili výrazně nižší vnímání pohybcitu do inverze u lidí trpících instabilitou. Jedinci s nestabilním kotníkem měli také sníženou svalovou sílu peroneálních svalů. Kombinace snížené propriocepce a slabost peroneálních svalů je možnou příčinou chronické instability, proto je rehabilitační program určený pro „hlezenní instability“ velice důležitý (Willems, et al. 2002). Funkční instabilita vyžaduje léčbu tréninkem svalové koordinace a obnovu kvalitní propriocepce. U funkční mechanické instability se je trénink propriocepce v kombinaci s optimalizací svalových stereotypů nejlepší cestou k návratu rovnováhy a posturální kontroly celého těla. Taping a ortézy také mohou pomoci (Kotrányiová 2007).

3 Laterální instabilita hlezna

Chronická laterální instabilita hlezna vede k opakovaným distorzím, pocitu nejistoty, recidivujícím otokům a bolestem, nekontrolovatelnému podklesnutí končetiny apod. Obvyklé komplikace laterálních instabilit jsou přetrvávající synovitidy, tendinitidy, otoky, bolest, svalové oslabení, omezení rozsahu pohybu v kloubu, ale převážně již zmíněné nekontrolované podklesnutí kloubů a viklavost (tzv. giving way). K chronické laterální instabilitě hlezna dochází nejčastěji vlivem těžkého úrazu, s přetržením vazivových struktur, nebo nesprávně vedené léčby po předchozím úrazu či dokonce po opakovaných úrazech. Ruptury jednotlivých vazů se i při dlouhodobé imobilizaci hojí po retrakci přetržených konců jizvou v prodloužení a následkem je chronická laterální instabilita hlezna (Dungl 2005).

Incidence zranění hlezenního kloubu bez ohledu na závažnost úrazu se podle Wu a Leung, (1997) nejvíce vyskytuje u fotbalistů, volejbalistů a basketbalistů. Opakujícími se zraněními trpí až 73% sportovců a 22% z nich utrpěli distorzi 5 x a více. Olmsted et al (2002) také publikují, že po laterální distorzi se rozvíjí chronická laterální instabilita u více než 30% zraněných, Wikstrom (2006) zmiňuje až 70%. Po distorzi se vyskytuje nejen narušení strukturální integrity ligament, ale také mechanoreceptorů kloubního pouzdra a šlach v blízkosti hlezna. Souhrnně lze říci, že tyto receptory poskytují zpětnou vazbu ohledně kloubního tlaku a tahu, hlavně poskytují informace o pohybu a pozici kloubu (Olmsted et al 2002).

Poranění laterálního ligamentózního komplexu je nejčastěji zraněná oblast hlezenního kloubu (Demerit et al 2002).

Chronickou laterální instabilitu můžeme rozdělit na:

- Mechanickou
- Funkční

3.1 Mechanická laterální instabilita

Definována nedostatečností pasivních stabilizátorů hlezna, která se projeví při vyšetření klinickými testy (anterior drawer test pro ATFL a talar tilt test pro CFL). Pohyblivost kotníku je mimo fyziologický rozsah pohybu; někdy je tato instabilita také nazývána jako patologická ligamentózní laxicita. Aktivní stabilizátory hlezna, což

představují svaly a šlachy, jsou velice schopné kompenzovat nestabilitu pasivních stabilizátorů, nicméně pouze do určité míry (Kotrányiová 2007).

3.2 Funkční laterální instabilita

Stav vyskytující se po distorzi hlezna přibližně u 40% zraněných. Popisována jako subjektivní pocit podklesnutí končetiny („giving way“) nebo nestability při fyzické aktivitě, nebo i běžných denních činnostech (Buchanan 2008). Ross et al (2008) uvádí, že klinici posuzují FAI podle pozitivní historie a četnosti opakujících se distorzí a přítomností podklesnutí končetiny vyskytující se při sportovní aktivitě (Ross et al. 2008). Funkční instabilita nemá všeobecně uznávanou definici. Termín je používán k popisu opakovaných inverzních zranění, či s minulostí distorzí hlezna v anamnéze. Termín FAI neurčuje, kolikrát musí distorze opakovaně vzniknout. K této distorzi a zraněním je obvykle přidružena opakovaná bolest a otok. Signály, které mohou vést k diagnóze je vážnost počátečního zranění, mimovolní pohyby v kotníku, opakující se distorze atd. Funkční instabilita je komplexní syndrom, je to porucha na neuromotorickém podkladě a jsou postiženy neurologické elementy: propriocpce, reflexy, reakční čas svalů, svalové jako napětí, síla, odolnost-protažitelnost, mechanické - ligamentózní laxicita, jejichž souhrnem je poškození celé senzomotorické funkce. Další symptomy instability jsou zvýšená adheze měkkých tkání, jež vedou k omezení pohyblivosti hlezna, oslabení peroneálních svalů, talofibulární zranění a poškození kloubní chrupavky. Proto je důležité obnovení laterální stability, jež by potencionálně vedlo k zastavení progresu degenerativních změn. Trop zveřejnil studii, kdy použil stabilometrické techniky, podle které zranění hlezenního kloubu navíc zhorší i posturální kontrolu. Porucha posturální kontroly těla opět vede k většímu riziku zranění hlezna. (Kotrányiová 2007).

Toto rozdělení na mechanickou a funkční laterální instabilitu však není zcela striktní. Můžeme se setkat také s kombinací těchto dvou instabilit. Podstatné je to, že důležitost diagnózy spočívá v použití různé léčby. Samostatná mechanická instabilita bez příznaků obvykle není indikací k operativní léčbě. Pokud je instabilita kombinovaná, je chirurgické řešení velmi vhodné (Dungl 2005).

4 Posturální stabilita a její udržování

Véle (2006) uvádí, že posturální funkci, tj. zaujetí a udržování klidové polohy organismu v gravitačním poli, ze které může pohyb vycházet, realizuje především osový orgán (hlava, páteř, pánev) a využívá k tomu i funkci končetin, lokomoční funkci realizují především končetiny, ale používají i osového orgánu. Tuto velmi těsnou vazbu označuje jako posturálně-lokomoční systém, který tak spolu tvoří hrubou motoriku.

Dle Otáhala je stabilita schopností organismu a tkání návratu do původního stavu. Je řízena centrální nervovou soustavou z pomoci četných dopředných a zpětných vazeb mezi periferií a centrem (Kalvasová, 2009).

Ve stavu rovnováhy jsou všechny síly působící na těleso vyrovnány, těleso je v klidu. Pojem rovnováhy je možno aplikovat nejen na těleso jako celek, ale i na jeho segmenty. V lidském organismu se pojem rovnováhy týká i stavu, kdy je udržovaná určitá poloha segmentů svalovou činností. Dá se poté hovořit o dynamické rovnováze. Véle (1997) označuje stabilitu jako míru úsilí potřebného k porušení rovnováhy ležícího (podepřeného) tělesa v gravitačním poli. Stabilitu lze hodnotit kvantitativně. Poloha tělesa je stabilní tehdy, když těžiště je blízko oporné báze, jejíž plocha je veliká a hmotnost tělesa značná (typické pro člověka u polohy vleže). U stability lidského těla vysvětluje Janura (2007) následující pojmy: Posturální stabilita – je schopnost zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reagovat na změny sil, aby nedošlo k nezamýšlenému pádu nebo neřízenému pohybu. Rovnováhou je označován soubor statických a dynamických strategií k zajištění posturální stability. Tím je myšleno neustále přizpůsobování svalové aktivity a polohy kloubů funkčním požadavkům k udržení těla nad opornou bází.

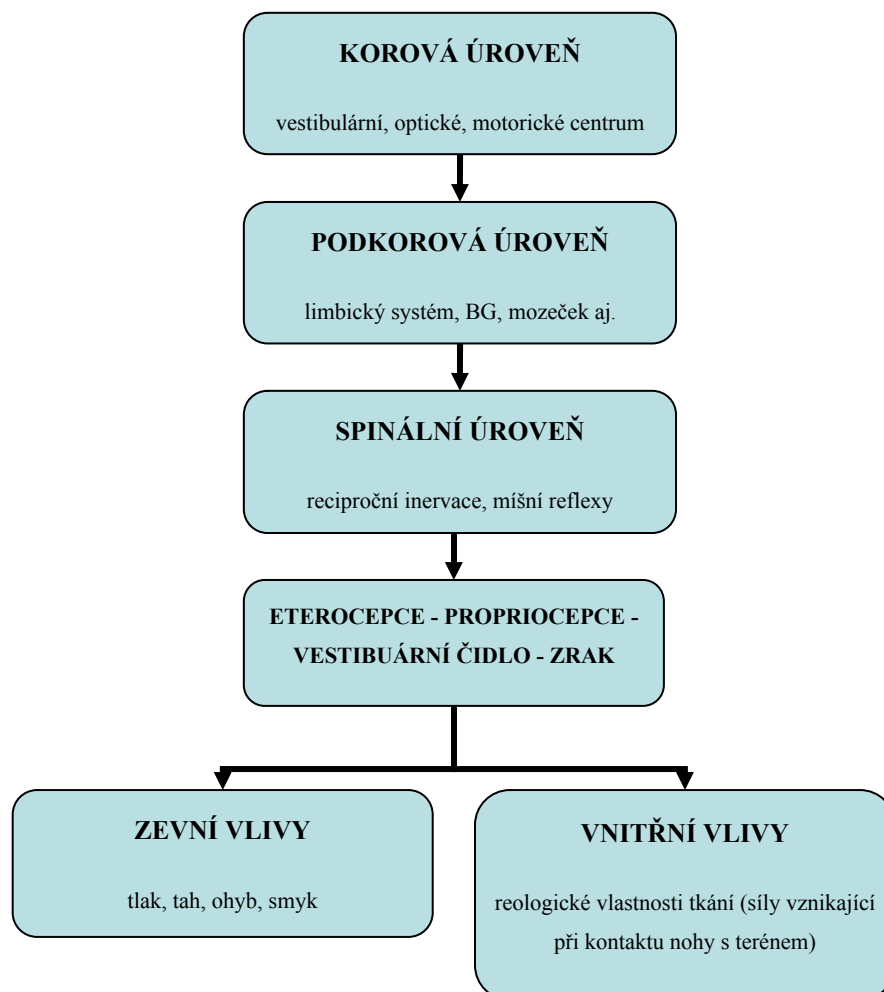
Stav nestabilní je ten, v němž je zapotřebí malé úsilí k porušení rovnováhy. Těžiště je vysoko nad opornou bází, jejíž plocha je malá (typické u člověka pro polohu ve stoje). Dále je stav stabilně neutrální, jež je takový, při němž k přesunu objektu není třeba zvednout těžiště, u člověka tento stav nepřichází v úvahu, ale přibližuje se mu v případě kutálení, tzv. válení sudů.

Schopnost udržovat rovnováhu v podmínkách nestability patří k základním pohybovým dovednostem, která se většinou vytváří podvědomě, ale lze ji zdokonalit i vědomým učením (Véle 1995). Termín stabilita se používá u popisu pevných těles na podložce vzhledem k působení zevních sil. Pokud musí člověk zaujmout pevnou

stabilní polohu, musí být stabilita polohy udržována činností svalů, které jsou řízeny z CNS (Véle, 2006). Schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny zevních a vnitřních sil tak, aby nedošlo k pádu zajišťuje posturální stabilita.

4.1 Stabilizace vertikální polohy

Stabilizace vertikální polohy je složitý dynamický proces, který vyžaduje součinnost subkortikálních struktur a cerebela. Tento proces je řízen nejen proprioceptivní aferentní z vestibulárního aparátu a z periferie pohybového systému, aferencí optomotorickou, i exteroceptivními kožními signály a také interoceptivními signály z vnitřních orgánů. Systém vzpřímeného držení má tedy tři hlavní složky: senzoričná (propriocepce, zrak, vestibulární aparát), řídicí (CNS a mícha) a výkonná (kosterní sval). Tento systém má velké kompenzační možnosti. Oslabení či výpadek funkce jedné z jeho částí se nemusí projevit ihned, ale například až při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci (Kalvasová, 2009). Schéma etáží řízení stability je na obr 7.



Obrázek 7 Řízení stability, (upraveno z Kalvasová 2009)

Klidný, uvolněný stoj na obou končetinách je dynamický stav. Noha spočívá na podložce, tělesná hmotnost je přenášena hlezenními klouby na talus, a odtud dále podle stavby skeletu nohy na kost patní a přednoží. 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, jež tvoří tlakové receptory v kůži, proprioceptory v kloubních strukturách a tahové receptory ve šlachách a svalech, přenášeny do vyšších etáží, odkud jsou automaticky řízeny malé korekční pohyby (Dungl 1989)

Vertikální poloha je výchozí polohou lokomoce a manipulace, a proto je její stabilizovaná a vyvažovaná labilita předpokladem dobré mobility člověka. Při pozorování procesu udržování rovnováhy ve vertikální poloze, se sledují pohyby těla vzhledem k oporné bázi, která je vymezena sustenčním polygonem. Posturografie ukazuje průmět těžiště, jež se při bipedálním stoji promítá do středu plochy oporné báze. Udržování středního průmětu těžiště a tím i stability stoji je zajišťováno aktivací posturálních svalů. Jsou to svaly nohy, lýtka, bérce, stehna a svaly osového orgánu. Při vyrovnaném stabilním stoji je korekce polohy zajišťována jenom neviditelnou aktivitou hlubokých vrstev krátkých svalů na páteři a m.iliopsoas, akrálními svaly dolní končetiny a m.soleus. Při horší stabilitě se aktivují svaly lýtka a bérce, jejichž činnost lze pozorovat jako hru šlach. Se stoupající instabilitou se zvyšuje podíl hmotnějších svalových skupin, protože ke korekci je zapotřebí většího silového momentu.

Při zúžení oporné báze, stoji na jedné dolní končetině se nárok na udržení stability zvyšuje. Schopnost krátkodobého stoji na jedné noze je nutnou podmínkou stabilní bipedální lokomoce (Véle 1997, 2006).

Vzpřímené držení je dynamický proces udržující tělo vertikálně. Dynamické udržování polohy způsobuje nepatrné kolísání, které je ovlivněno i dýchacími pohyby. Zhoršení stabilizace těla se projeví titubacemi (Véle 2006).

Stabilizační proces je limitován fyzickými možnostmi lidského těla. Při zkoumání stabilizačních dovedností musí být brány v úvahu jak otázky anatomické (tvar nohy, tvar těla a distribuce hmoty), tak fyziologické (svalová síla) nebo psychologické, např. kognitivní schopnosti nebo osobnostní typ (reakční doba, pozornost, strach z pádu). Další limity představuje prostředí (směr, velikost reakční síly země, koeficient tření apod.) (Grönqvist 2001, Gielo-Perczak 2001).

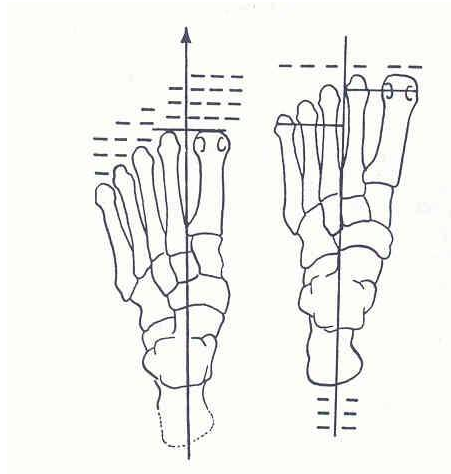
Stabilizační proces je determinován mnoha faktory, které jsou ve vzájemném vztahu a vzájemně se ovlivňují. Stabilita u člověka dle Gielo-Perczakové (2001) není statická, ale skládá se z dynamické souhry mezi dvěma doplňujícími se tendencemi, které činí tělo flexibilní a otevřené změnám.

4.1.1 Faktory ovlivňující stabilizaci

Faktory rozdělujeme na fyzikální a neurofyzilogické (Véle 1995, 2006).

Mezi faktory fyzikální se zařazují:

1. oporná plocha (stabilita je přímo úměrná velikosti oporné plochy a jejím vlastnostem jako přilnavost). Oporná plocha je dána lichoběžníkem ohraničeným čarami, které spojují paty, zevní okraje nohou a bříška metatarsů (sustentační polygon -obrazec vymezující oblast průmětu COP). Zátěž této plochy při symetrickém stoji je rozložena podle obrázku 8.



Obrázek 8 Zátěž nohy ve stoje

na jedné noze (vlevo), na obou (vpravo), (převzato z Véle 1995)

2. hmotnost a poloha těžiště (stabilita je nepřímo úměrná výšce těžiště, které je u lidí normální konfigurace přibližně ve výšce promontoria), proto se stabilita zvýší při pokrčení kolen. Osoby s vyšší hmotností mají větší stabilitu na základě zákona o setrvačnosti a lidé většího věku mají těžiště umístěno výše a proto je jejich stabilita o něco menší než u lidí nižšího věku. Při stabilizaci hraje velkou roli průmět těžiště, který by měl spadat do středu oporné plochy pro dosažení maximální stability stoje
3. charakter kontaktu těla s opornou plochou. Pro dobrou stabilitu musí noha mít schopnost adheze k terénu, aby byl zajištěn, přes klouby nohy, převod zátěže na

podložku. Nevhodná obuv zhoršuje adaptabilitu nohy ve styku s terénem a tak může zhoršovat podmínky stability.

4. postavení a vlastnosti hybných segmentů. Segmentové těleso je staticky stabilní, pokud těžnice prochází středy jednotlivých segmentů. Poloha jednotlivých segmentů určuje tvar těla a ovlivňuje držení těla a držení postavy je kritériem posturálních funkcí. Při harmonickém vyrovnání linie segmentů, je zátěž rozložena rovnoměrněji a nedochází k mikrotraumatizaci lokálním přetížením.

Faktory neurofyziologické se dělí na procesy:

1. psychické a vlivy vnitřního prostředí (empiricky známo, že postup souvisí s psychickým) Podobně je známo i ovlivnění vnitřním prostředím (chorobné stavy)
2. nastavující excitabilitu. Tyto stavy souvisejí se stavem připravenosti podle současného stavu organismu a stavu vnějšího prostředí.
3. spouštějící pohybové programy. Tyto procesy jsou závislé na výchozí poloze, kterou organismus zaujímá podle předpokládaného provedení pohybu.
4. Zpětnovazebné procesy udržují eventuálně mění průběžně posturu na základě údajů proprioceptivní signalizace, toto průběžné řízení polohy je v souladu s celkovým motorickým programem individua.

Závislost stability na výšce těžiště, hmotnosti a velikosti oporné báze má význam při hodnocení stability stoje a chůze, kde musíme brát v potaz jak hmotnost, tak výšku těla, ale i vlastnosti a sklon styčné plochy mezi tělem a terénem. Musíme hodnotit i průmět těžiště do podpůrné plochy dolních končetin. Bezpečné přilnutí nohy k povrchu terénu je garancí stability, jistoty stoje a chůze. Vhodná adaptace dolní končetiny k terénu je zaručena skloubením nohy s bércelem a nožní klenbou.

4.1.1.1 Význam propriocepce a exterocepce

Informace z vestibulárního aparátu, proprioceptivní čidla ve svalech, šlachách, kloubních pouzdrech a ligamentech slouží k průběžnému udržování a stabilizaci polohy (Véle 1995). Informace ze svalů, šlach a kloubů osového orgánu mají zpětnovazební povahu a stávají se tak podkladem pro řízení stabilizace polohy i korekce pohybu (Véle 2006).

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 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 (Kalvasová 2009).

5 Biomechanické vymezení pojmů

Kapitola shrnuje základní informace z biomechaniky biologických struktur, v souvislosti s tématem práce.

U pojmů uvedených v této kapitole dochází z pohledu definic užívaných v oboru fyzioterapie a biomechaniky ke konfliktům v jejich chápání. Účelem této kapitoly je tedy zmíněné pojmy vymežit především pro potřeby této práce.

5.1 Statika a dynamika

Dynamika je obor mechaniky, který pojednává o pohybu hmotných útvarů v prostoru a čase a akceptuje silové působení.

Statika je zvláštním případem dynamiky, kdy platí podmínka „nepohybu“, tzn. silově zatěžený útvar nemění v čase ani svoji polohu, ani svůj tvar (nedeformuje se). Tato podmínka „nepohybu“ předpokládá ve svém důsledku takovou „silovou vyváženost“ a „nekonečně“ velkou rezistenci (koncept totální tuhosti, tuhé těleso, soustava tuhých těles atd.), která nevyústí v žádný pohyb kterékoliv částice zatěžené soustavy. Princip silové rovnováhy umožňuje řešit otázku silové rozložení, tudíž i rozložení hmotnosti (těžiště) (Otáhal, S 2010).

Statická rovnováha – těžiště těla je umístěno nad opornou bází. Rovnováha dynamická – svislá těžnice neprochází opěrnou bází. Rovnováha je zajištěna působením soustavy jak vnitřních, tak vnějších sil (v tomto případě pracujeme se složkami výsledné síly v jednotlivých rovinách) (Janura 2007)

5.1.1 Newtonovy pohybové zákony

Newtonovy pohybové zákony popisují dynamiku pohybu těles, které vycházejí z konceptu silové rovnováhy:

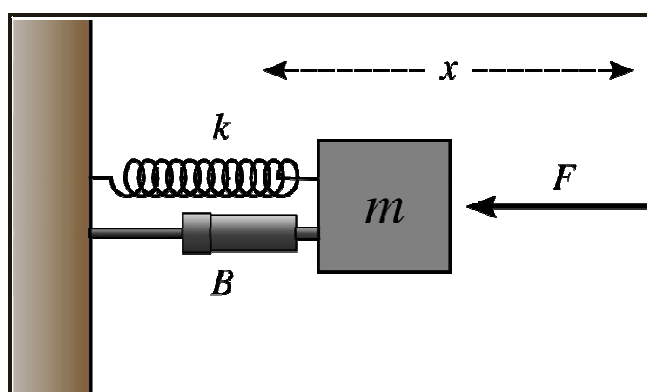
1. **zákon setrvačnosti:** každý hmotný útvar (těleso, soustava těles) setrvává v klidu nebo pohybu v přímočarém rovnoměrném pohybu, pokud není nuceno tento stav měnit vlivem účinku okolí.

2. **zákon síly:** změna pohybu je úměrná síle a děje se v tom směru, ve kterém síla působí. Základní rovnice váže sílu a pohyb (zobrazený prostřednictvím zrychlení) přes hmotnost.

3. **zákon akce a reakce:** při vzájemném působení hmotných útvarů, prostředí, vznikají vždy vzájemná silová působení, která jsou stejně velká, ale mají opačný smysl (působí proti sobě). Pozn.: protože síly působí na různá tělesa, vzájemně se neruší a nelze je skládat. Kterou označíme jako akci a kterou jako reakci je z hlediska 3. Newtonova zákona libovolné (Karas a kol 1990).

5.1.2 Tlumené kmitání - mechanický oscilátor

Pro popis sledovaného děje v rámci prováděného experimentu je použit model vycházející z tlumeného kmitání mechanického oscilátoru (obr.10). Odvození matematických vztahů a rovnic v této kapitole podle (Lopot, 2010).



Obrázek 9 Mechanický oscilátor – tlumené kmitání (převzato z www.wikipedia.org)

Pro účely práce předpokládáme, že odporovou sílu lze pokládat za úměrnou rychlosti pohybu dle následujícího vztahu:

$$F_0 = -B \frac{dx}{dt}, \quad (1)$$

kde B je konstanta úměrnosti mezi odporovou silou a okamžitou rychlostí kmitajícího tělesa.

Elastická složka silového působení je popsána vztahem:

$$F_E = -kx, \quad (2)$$

kde k je konstanta úměrnosti mezi elastickou silou a okamžitou výchylkou kmitajícího tělesa. Pro účely této práce opět předpokládáme, že veličina k je konstantní.

Pohybovou rovnicí kmitavého pohybu, která vyjadřuje silovou rovnováhu v každém okamžiku probíhajícího děje, lze zapsat následujícím vztahem:

$$ma = F_E + F_O, \quad (3)$$

kde m je hmotnost kmitajícího tělesa a a je jeho okamžité zrychlení. Po dosazení z rovnic 1 a 2 a definice zrychlení pomocí druhé derivace okamžité polohy v čase lze psát:

$$m \frac{d^2x}{dt^2} = -kx - B \frac{dx}{dt}. \quad (4)$$

Nahrazením B a k dle následujících vztahů:

$$B = 2bm, \quad (5)$$

$$k = \omega_0^2 m, \quad (6)$$

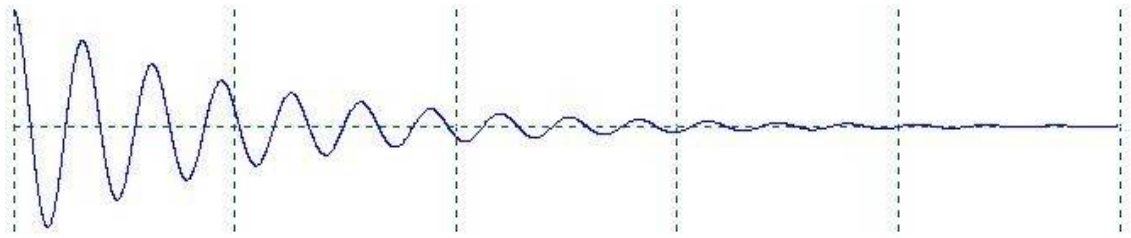
kde ω je úhlová rychlost vlastních kmitů a **b je koeficient útlumu**, a následujícími úpravami je získán vztah pro tlumené harmonické kmitání v konečné podobě:

$$\frac{d^2x}{dt^2} + 2b \frac{dx}{dt} + \omega_0^2 x = 0. \quad (7)$$

Řešením této rovnice pro případ slabého tlumení, kdy $b < \omega_0$, je následující rovnice:

$$x = X e^{-bt} \sin(\omega t + \varphi_0), \quad (8)$$

kde X je amplituda, ω je úhlová rychlost a φ_0 je počáteční fáze sledovaného pohybu. Průběh takového kmitání v čase znázorňuje obr 11



Obrázek 10 Průběh tlumeného harmonického kmitání (zdroj: www.wikipedia.org)

Z obr. 11 je patrné, že amplituda postupně klesá podle vztahu:

$$A = A_0 e^{-bt}, \quad (9)$$

kde A je okamžitá amplituda a A_0 je amplituda na počátku pohybu. Koeficient útlumu b je předmětem hodnocení dat v experimentální části práce (Kapitola 12 a Výsledky).

5.2 Mechanické vlastnosti

Jedná se především o tuhost, čili schopnost odolávat deformacím, reprezentovanou u lineárních materiálů konstantou. Pevnost (mez pevnosti) je mezní zatížení, které pokud je překročeno způsobí destrukci materiálu. Elasticita (pružnost) charakterizována schopností materiálu vrátit se do původního tvaru po odeznění vnější zátěže. Plasticita (tvárnost) je naopak schopnost materiálu uchovat deformace i po vymizení vnější zátěže.

Mez pružnosti je hraniční hodnota napětí tvořící přechod mezi deformacemi pružnými a plastickými. Odolnost proti vrypu nazýváme tvrdostí materiálu.

Biologická pevnost je hraniční napjatost, která působí-li po určitou dobu či opakovaně, způsobí spontánní snižování mechanických vlastností a resorpci biologického materiálu (Otáhal, S 2010).

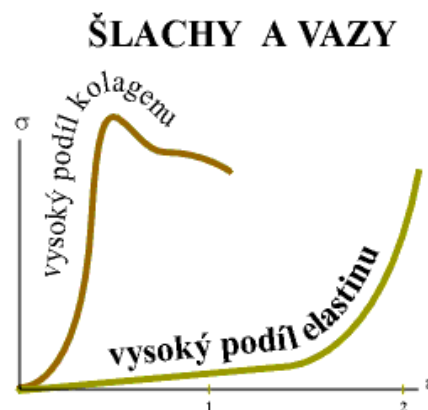
5.2.1 Mechanické vlastnosti biologických materiálů

Mechanické vlastnosti biomateriálů jsou do značné míry dány jak stavbou, tak uspořádáním tkáně. Základní stavební prvek tvoří vlákna elastinu a kolagenu. Elastin se vyznačuje značnou schopností pružných deformací (až 150%), kolagen naopak značnou tuhostí a pevností v tahu. Mechanické vlastnosti jsou určeny mírou zastoupení jednotlivých vláken a jejich prostorovým uspořádáním. Mechanické vlastnosti jsou navíc ovlivněny množstvím amorfni mezibuněčné hmoty – především tekutiny a např. u kosti přítomností minerálních látek (Otáhal, S 2010).

Reologie je obor mechaniky zabývající se obecnými mechanickými vlastnostmi látek, vztahy mezi napětím, deformacemi a rychlostí deformace. Zabývá se deformací a tokem látek vlivem napětí, která na něj působí. Biologické tkáně považujeme za viskoelastické materiály, což se projevuje závislostí tuhosti na rychlosti deformace. Viskoelastická je typickou vlastností, která modifikuje poddajnost biologických struktur (Otáhal, S 2010).

5.2.2 Mechanické vlastnosti vazů

Vazy i šlachy jsou uzpůsobeny přenášení zatížení v tahu a vzhledem k viskoelastickým vlastnostem se projevuje jak tečení, tak zpevnění podle způsobu aplikace vnějšího zatížení. Reologické vlastnosti závisí na podílu kolagenu a elastinu. podle obr. 9 (Otáhal S 2010)



Obrázek 11 Reologické vlastnosti v závislosti na podílu kolagenu a elastinu (převzto z www.biomech.ftvs.cuni.cz)

Vazivo patří k pojivové tkáni. Ligamenta patří do hustého vaziva, kde převažuje vláknitá složka. Funkce vazů je především podpůrná, můžeme si vazy představit jako struny, které drží pohromadě struktury, vymezují stupně volnosti jejich pohybu a současně pohyb omezují (Valenta 1985). Kolaterální ligamenta hlezna mají typickou morfologii a strukturu, která vysvětluje jejich reakci na případné poranění během akutního přetížení. Ligamenta jsou složena z kolagenních vláken, která jsou ohebná a pevná na tah, mají však menší pružnost. Tyto kolagenní vlákna se prodlužují jen o 8-10% své délky, ale unesou zatížení až 50 N na 1 mm². Obnova kolagenu probíhá velice pomalu. Enzym kolagenáza je produkován vazivovými buňkami a je nezbytný pro odbourávání poškozených vláken. Pevnost a pružnost kolagenních vláken závisí i na

periodickém pruhování, které je tvořeno střídáním molekul tropokolagenu a mikro fibril. Mezi jednotlivými molekulami jsou mezery umožňující jejich posun. Typické žíhání kolagenních fibril se při poškození vaziva mění a mění se i charakter průběhu křivky závislosti napětí v tahu a deformace kolagenních vláken. Mez pevnosti v tahu se snižuje a klesají i hodnoty maximálního protažení. K těmto změnám dochází i během přirozeného procesu stárnutí organismu (Nyska, 2002).

Mechanické vlastnosti ligament mohou být měněny vlivem různých faktorů. Starší, porušená, imobilizovaná ligamenta vykazují zvýšení lineární tuhosti a snížení schopnosti maximálního zatížení a napětí (Nyska 2002).

Zranění ligament je vztažené ke schopnosti přijímat deformační zátěž, ta působí ve třech fázích. Počáteční, iniciální fáze zvyšování napětí v normálním fyziologickém rozsahu (4-6%) vede jen k plnému natažení jednotlivých vláken bez ireverzibilního poškození tkáně. Druhá fáze deformačního zatížení zaznamenává již vznikající ireverzibilní prodloužení ligament vedoucí nakonec k parciálním rupturám intermolekulárních zkřížených vláken. S dalším zvýšením působících sil dochází i klinicky k evidentnímu selhání. Ve třetí fázi překračuje napětí o 10-20% fyziologické napětí závislé na organizaci svazku ligamentových vláken. Dochází ke kompletní ruptuře ligament (Nyska 2002).

Veškeré vlastnosti biologických materiálů jsou výrazně interindividuální a závislé na okamžitém stavu osoby i na její komplexní historii (pohlaví, genetické předpoklady, věk, výživa, životní styl, pracovní zatížení aj.). Při řešení celé řady úloh si musíme uvědomit celé spektrum odlišností živých biologických materiálů a jejich vlastností oproti materiálům umělým (technickým). Obecně je řadíme mezi materiály viskoelastické, anizotropní a nehomogenní. Změny mechanických vlastností nastávají i v důsledku imobilizace tkání.

Jakékoliv poškození vazů způsobuje nestabilitu kloubu (Valenta a kol. 1985). Vazy, ať jsou umístěny uvnitř nebo vně kloubního pouzdra, mají především úlohu mechanických zážek omezujících pohyblivost nad určitou hranici, nebo vodicích prvků, stabilizujících vzájemný styk artikulujících kondylů nebo celkově zpevňujících kloubní spojení.

Chování kloubu v dynamických podmínkách je především dáno konstitučními vlastnostmi jednotlivých komponent kloubního systému. Jejich elastické a viskózně

elastické vlastnosti vytvářejí potom v souhrnu podmínky poddajnosti v kloubu, které jsou rovněž závislé na stavbě a mohutnosti obsluhujícího svalového systému. Dynamická stránka intraartikulární a extraartikulární složky poddajnosti má značný význam pro správnou funkci kloubu, a to zejména pro charakter přenosu mechanické energie ze svalového systému do okolí a naopak (Valenta a kol. 1985).

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 (Kalvasová 2009).

6 Laboratorní experimenty

Faktory ovlivňující stabilizační proces jsou zkoumány prostřednictvím nejčastěji laboratorních experimentů na tlakových deskách. Faktory ovlivňující stabilizační proces, dělí Grönqvist a kol. (2001) podle vzniku na zevní (faktory prostředí), vnitřní (lidský faktor) a kombinované (systémové faktory). Zároveň je dělí na primární, což je dle něj špatný kontakt chodidla s podložkou nebo nízké tření mezi nohou nebo botou a povrchem země a na sekundární, což jsou všechny ostatní faktory od poruch vestibulárního ústrojí až po nedostatečné osvětlení (Grönqvist a kol. 2001).

Jak jsme zmínili v kapitole 3.2 funkční instabilita je komplexní syndrom. Jedná se o poruchu na neuromotorickém podkladě, kdy je porušena propiocepce, reflexy, reakční čas svalů, svalové napětí, síla, odolnost-protažitelnost. Přítomna je ligamentózní laxicita. Souhrnem těchto atributů je poškození celé senzomotorické funkce. Četnými výzkumy bylo dokázáno, že v důsledku poranění dochází k poškození neurální tkáně, které vede k narušení propiocepce a tedy narušení schopnosti jakéhosi biofeedbacku poraněné tkáně (Freeman 1965, Hertel 2000, Janda 1992).

U jedinců s laterálním poraněním ligament je porušena schopnost stabilizace hlezna kvůli propioceptivnímu deficitu a následné poruše neuromuskulární kontroly. Tyto poruchy vedou k neadekvátním dynamickým obranným mechanismům proti přílišnému napětí měkkých struktur kloubu. (Kalvasová 2009). Willems et al. (2002) zjistili výrazně nižší vnímání pohybovosti do inverze u lidí trpících instabilitou. Jedinci s nestabilním kotníkem měli také sníženou svalovou sílu peroneálních svalů.

Kombinace snížené propriocepce a slabost peroneálních svalů je možnou příčinou chronické instability.

Během zpracovávání diplomové práce s ohledem na vlastní experiment, jsem se soustředila především na experimenty posuzující vliv ortéz u sportovců či nesportovců, jak zdravých jedinců, tak osob s funkční, chronickou instabilitou hlezenního kloubu se zjišťují např. změny reakčního času svalů pomocí EMG. Dále jsem studovala experimenty zabývající se porovnáváním hodnotících metod k určení instability kloubu.

Ve vztahu s určováním a zjišťováním měřitelných deficitů způsobených laterální instabilitou je mnoho otázek a tendence k jejich zodpovězení. Jedním ze způsobů jsou tzv. funkční výkonnostní testy. Další způsob řešení je vytváření dotazníků a vhodných hodnotících metod k určení FAI či CAI. K průkaznosti zhoršené stability se užívají různé indexy stability ve spojitosti s dynamickou zkouškou.

6.1 Hodnocení FAI a CAI

FUNKČNÍ TESTY

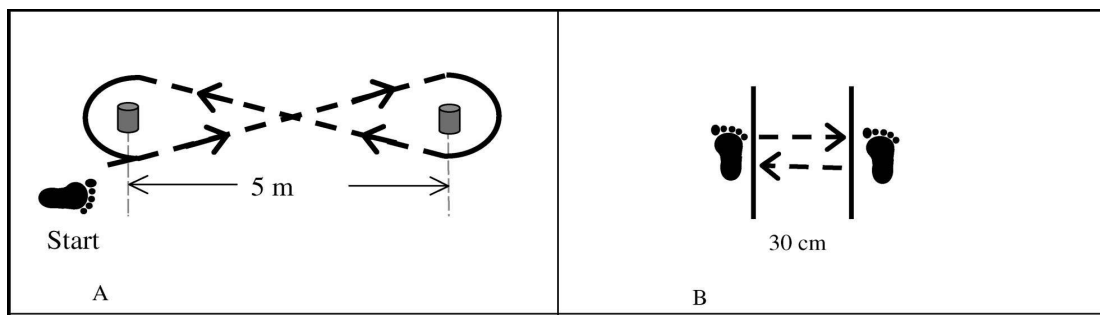
Určení funkčních nedostatků u lidí s nestabilním hlezenním kloubem závisí především na zvoleném souboru jednotlivců a použitím funkčního testu (přeloženo z angličtiny functional performance test). Autoři volí různé druhy funkčních testů jak v sagitální, tak ve frontální rovině. Testy zahrnující laterální pohyb, jsou citlivé na odhalení funkčních deficitů u lidí s instabilitou hlezna, zatímco testy prováděné pouze v sagitální rovině neprokazují nedostatky v provedení. Z toho vyplývá důležitost laterálního pohybu při hodnocení testů pro kotník (Buchanan 2008). Využití testu skákání na jedné dolní končetině po nerovných deskách (Single-Limb hopping test, obr. 12), se ukázalo, jako dostatečně citlivé pro odlišení zraněných a nezraněných jedinců ($P < .01$).



Obrázek 12 Single limb hopping test (převzato z Buchanan, 2008)

Výsledky tohoto měření také naznačují, že ne všichni jedinci s funkční instabilitou hlezna mají stejné funkční omezení a odrážejí rozsah stupňů závažnosti poranění. Klinicky může být jednoduchý test skákání na 1DK použit jako přídatná metoda k určení přítomnosti FAI (Buchanan, 2008).

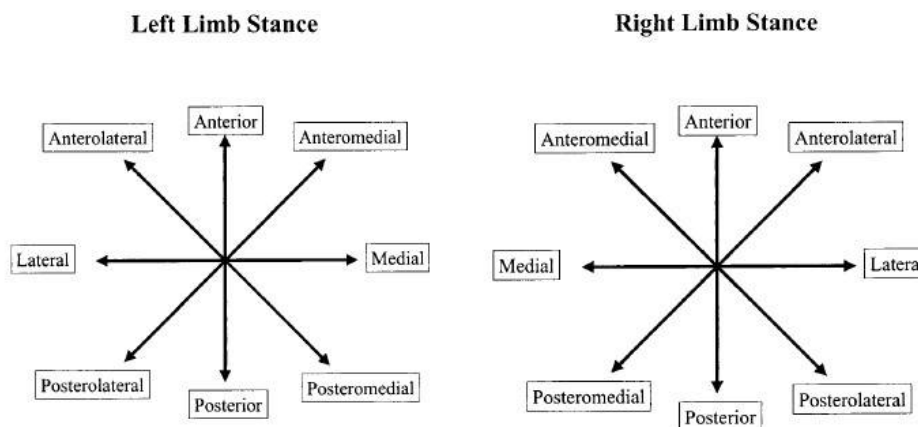
Dalšími testy, jež byly prováděny Docherty (2005) prokazující funkční nedostatky u lidí s funkční instabilitou je tzv. side hop a figure-of-8 hop, které jsou znázorněny na obr. 13.



Obrázek 13 Funkční testy, Figure-8- hop, Side hop,(převzato z Docherty, 2005)

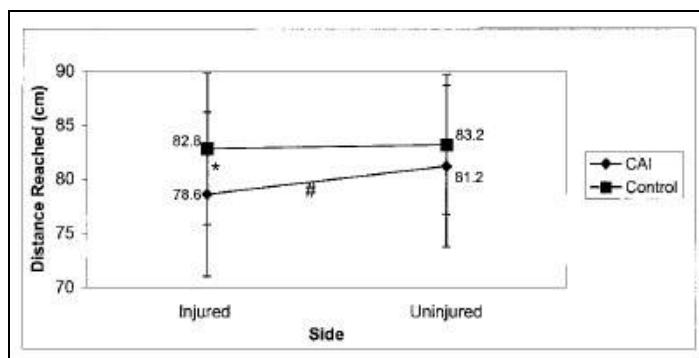
Předmětem studie bylo určit, zda existuje vztah mezi měřením funkční instability a deficitem funkčního výkonu při provádění testu. Měření indexu funkční instability (viz. Příloha 4) probíhalo na základě 6-ti otázek a vyhodnocením podle kladných odpovědí. Odlišnost kladných odpovědí opět poukazovalo na rozdílnost závažnosti zranění hlezenního kloubu. Kladný vztah existuje mezi indexem funkční instability a provedením těchto dvou testů. Klinicky, typickým mechanismem úrazu při vymknutí kotníku je laterální pohyb způsobený hypersupinací, proto tato zjištění nasvědčují, že funkční testy, které akcentují laterální nebo rotační tlak na oblast kotníku odhalují výkonové nedostatky u jedinců s FAI (Docherty 2005).

Start excursion balance test (SEBTs) je dalším námětem k hodnocení chronické instability. SEBTs je funkčním testem zahrnující stoj na jedné noze, kdy se jedinec snaží dosáhnout maximální vzdálenosti ve vyznačených směrech opačnou nohou (viz obr. 14). Test je náročný na udržení rovnováhy při provádění daného úkolu.



Obrázek 14: SEBT funkční test (převzato z Olmsted et al., 2005)

SEBT je schopen odhalit nedostatky u osob s chronickým postižením hlezna, podle obr. 15. Jedinci s CAI dosáhli významně kratší vzdálenosti, když stáli na své zraněné noze oproti stojí na nezraněné a oproti zdravým jedincům (Olmsted et al. 2002).



Obrázek 15 Zhodnocení dosahu nohou u SEBT (převzato z Olmsted et al, 2002)

Podle Demeritt a kol. (2002) je chronická instabilita subjektivně vnímaný fenomén, definovaný jako tendence ke „giving way“. Na základě jejich studie, kdy hodnotili čas provedení funkčních testů, které simulovaly normální atletické zatížení na hlezenní kloub. Výsledky jejich studie nenaznačili negativní vliv na výkon sportovců s CAI ve vztahu ke zdravým jedincům.

INDEXY STABILITY

V dostupných publikovaných textech a výzkumech se dynamická posturální stabilita hodnotí dle různých tzv. indexů stability při určitých dynamických testech, jež autoři vytvořili nebo převzali od předchozích experimentů či studií. Jako indexy stability jsou pojmenovány i různé dotazníkové formy zjišťování závažnosti FAI a CAI.

Dynamická posturální stabilita může být definována a měřena hodnocením individuální schopnosti udržet rovnováhu během změny z dynamického do statického stavu. Obě stability jsou výsledkem komplexní koordinace centrálního zpracování z vizuálních, vestibulárních a somatosenzorických drah, právě tak jako výsledná eferentní odpověď. Nicméně, posturální stabilita, která je často hodnocena během fázi klidného stoje, může selhat v hodnocení a zjišťování nedostatků posturální stability z důvodu relativně jednoduché testovací procedury (Wikstrom 2005).

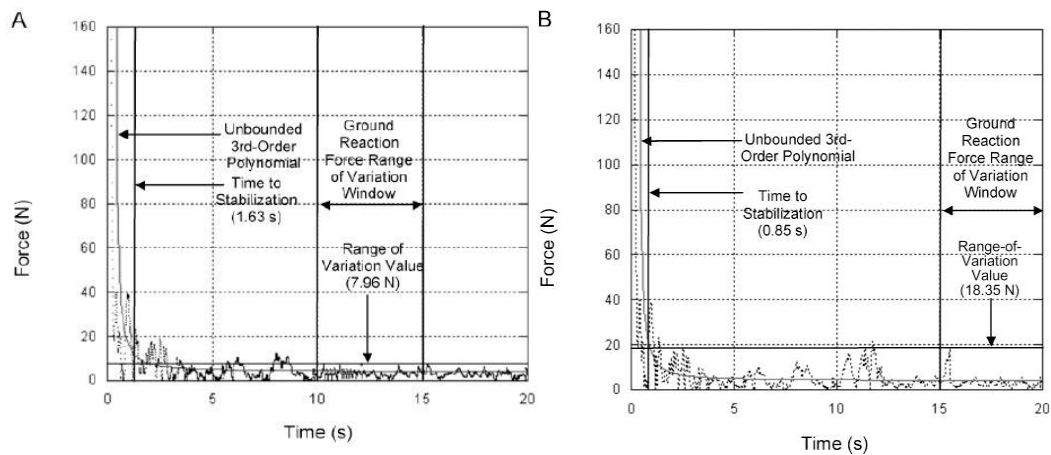
Během přistávací fáze výskoku (imitace volejbalového skoku na smeč), svaly dolní končetiny zodpovídají za zpomalení a stabilizaci celkového těžiště a produkují extenční sílu k ochraně podklesnutí dolní končetiny a tlumí vertikální reakční síly. Osoby s funkční instabilitou hlezenního kloubu déle stabilizují kotník a jejich centrum tělesné hmoty, těžiště kolísá po vychýleních a po doskoku. Tyto zhoršení mohou být způsobeny zvýšenou laxicitou vazů či deficitem propioceptorů v kotníku (Wikstrom 2006).

K posuzování posturální stability se užívá tzv. čas stabilizace (z angl. Time to stabilization = TTS), kdy je Shawem (2008) charakterizován jako měření neuromuskulární kontroly, jež užívá měření sil na tenzometrické desce k hodnocení dynamické posturální stability po doskoku v předozadním a mediolaterálním směru. Čas stabilizace byl původně použit Rossem a Guskiewiczem v roce 2003. Delší TTS hodnoty byly zaznamenány u jednotlivců s funkční instabilitou hlezenního kloubu oproti jedincům se stabilním kloubem (Ross, Guskiewicz 2005).

Čas stabilizace je příkladem objektivního měření posturální kontroly (Wikstrom 2005), jež je užíváno ve spojitosti s funkčním protokolem skoku v rovině sagitální. TTS je definován jako čas potřebný k minimalizování výsledných reakčních sil (GRFs) doskoku uvnitř rozsahu základní linie (statické) GRF. Z hlediska motorické kontroly dolních končetin. TTS závisí na propioceptivní zpětné vazbě a naprogramovaných svalových vzorcích a také na reflexní a volní svalové odpovědi.

Ross et al (2005) popisují počítání TTS, kdy prvním krokem je určit variační rozpětí reakčních sil. Hodnoty variačního rozpětí získané z komponent GRF jsou definovány jako nejmenší absolutní rozmezí hodnot reakčních sil GRF (reprezentováno horizontální linií) během posledních 10s stoje na 1DK po doskoku, jak znázorňuje obrázek 13 (Ross 2005). Horizontální linie variačního rozpětí je navrstvena nad data.

Křivka 3. řádu je uzpůsobena datům. TTS (čas stabilizace) je tedy bod, kdy křivka protne horizontální linii. Nedostatek ve výpočtech TTS je, že není normalizována míra variability a tudíž, jedinci s FAI, jež mají vyšší hodnotu variačního rozpětí, dosáhnou rychlejšího času stabilizace v porovnání se zdravými jedinci, protože mají deficit posturální kontroly při stoji na jedné noze. Ross et al (2005) analyzovali stabilní stoj na 1 DK u zdravých a matematickým modelováním určili normalizovanou hodnotu variačního rozpětí pro A/P a M/L reakční síly zvláště pro doskokový protokol, aby dosáhli spolehlivých výsledků.



Obrázek 16. Vypočítání času stabilizace (TTS), A – zdravý jedinci, B – jedinci s FAI (převzato z Ross et al 2005)

TTS se prodlužuje u lidí s FAI. Instabilita hlezna může zhoršovat schopnost stabilizovat po doskoku na jedné noze (Ross et al 2005). Brown et al. (2007) potvrzují výrazně delší čas stabilizace u lidí s CAI oproti zdravým jedincům. Skupině s CAI trvá delší dobu vrátit se do stabilního rozpětí reakčních sil v antero-posteriorním směru.

Relativně novým používaným hodnocením dynamické posturální stability je Index dynamické posturální stability (DPSI = Dynamic Postural Stability Index). Index určuje, jak dobře je udržována rovnováha při změně z dynamického do statického stavu (Wikstrom et al 2005). DPSI je funkční míra neuromuskulární kontroly, protože je počítán během stabilizace doskoku na jedné noze. DPSI je definován jako měření k hodnocení individuální schopnosti udržet rovnováhu během přechodu z dynamického do statického stavu. Index DPSI je počítán ze tří ukazatelů v medio-laterálním směru, antero-posteriorním směru a vertikálním směru. Tyto dílčí indexy jsou střední kvadratické odchylky hodnotící kolísání okolo nulového bodu v jednotlivých rovinách.

Bližší popis výpočtu indexu DPSI uvádí Wikstrom et al (2005) a také Wikstrom et al (2006), kteří upravili základní vzorec.

$$\text{DPSI} = \sqrt{[\sum(0 - x)^2 + \sum(0 - y)^2 + \sum(\text{body weight} - z)^2 / \text{number of data points}]}$$

Obrázek 17 Vypočítání DPSI (převzato z Wikstrom 2005)

DPSI hodnotí Wikstrom (2005) jako komplexní ukazatel reakčních sil ve všech třech rovinách (M/L, A/P, V) oproti TTS.

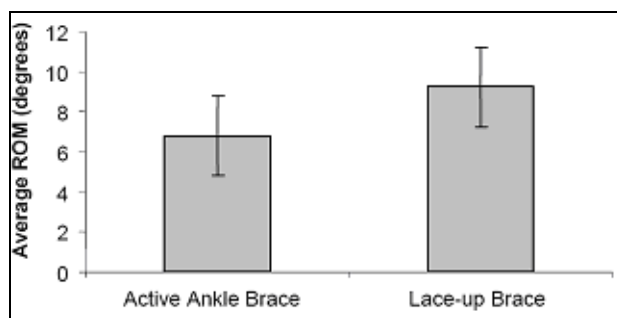
Index funkční instability popsal Docherty a kol. (2005). Prostřednictvím 6-ti otázek, na něž byla odpověď ano/ne, hodnotili závažnost funkční instability (viz Příloha 4).

Určením nejpřesnějšího hodnotícího prostředku mezi zdravými jedinci a jedinci s FAI se zabýval Ross et al. (2008). Pomocí 12 otázek tzv. AJFAT (ankle joint functional assessment tool) a vypočtením výsledného vektoru při doskoku na 1DK. Vynikajících výsledků bylo dosaženo prostřednictvím AJFAT, zatímco výsledný vektor byl hodnocen pouze jako uspokojivý v rozlišení mezi skupinami. AJFAT obsahuje 12 otázek s možností 4 předdefinovaných odpovědí, které porovnávají stav kotníku po výronu s kotníkem stabilním a celkově je možné dosáhnout 48 bodů. Podle dosaženého skóre se usuzuje na závažnost FAI. RV (výsledný vektor) je vázaný na funkční zkoušku doskoku na jednu dolní končetinu počítaný jako odmocnina součtů reakčních sil v antero-posteriorním a medio-laterálním směru na druhou.

6.2 Vliv ortéz

Podle Feuerbach a kol. (1994) profylaktické pasivní pomůcky (ortézy) zlepšují propriocepci, zvyšují mechanickou podporu a snižují riziko znovu zranění a tím se podílejí na zlepšení dynamické stability kotníku.

Studie Rezens (2006) potvrzuje, že ortéza omezuje celkový rozsah pohybu v hlezenním kloubu. Měřený rozsah inverze – everze, kdy Active ankle ortéza omezuje rozsah pohybu méně než Lace – up ortéza.(viz. obr. 18) Jednotlivé typy ortéz nebyly bohužel v textu k nahlédnutí.



Obrázek 18 Průměr omezení rozsahu pohybu (převzato z Rezens, 2006)

Při otázce, kterou ortézu jedinci preferují, 93% si vybralo Lace – up ortézu, která jim připadala více bezpečná.

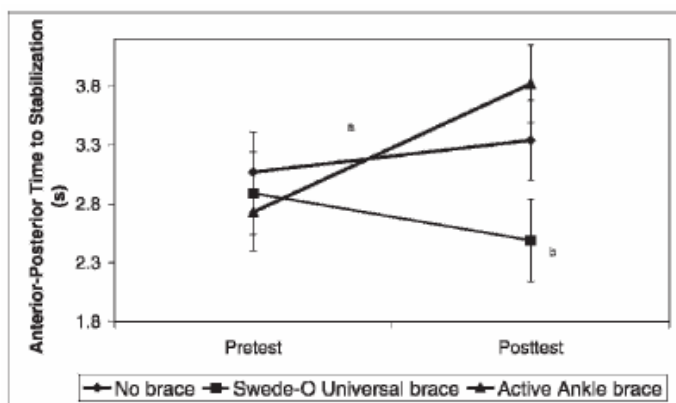
Tlak a utažení ortézy podle výzkumu Papadopoulos a kol. (2007) nemá signifikantní vliv na strategii CNS kontroly rovnováhy.

FUNKČNÍ TESTY

Použití ortéz na zdravé jedince nemá prostřednictvím SEBT žádný vliv. V daném případě profylaktické užití ortéz nenarušuje udržení dynamické rovnováhy dolní končetiny během provádění SEBT (Hardy et al. 2008).

INDEXY

Při použití ortéz u zdravých volejbalistek v předúnavovém a únnavovém stavu použitím TTS (viz kap. 6.1) byl zjištěn rozdíl. TTS počítán ve směru medio-laterálním a antero-posteriorním. S únavou se zvyšuje čas stabilizace pro antero-posteriorní směr. Podle obrázku 19 šněrovací ortéza (lace-up) se zdá být jako nejlepší možnost pro zajištění dynamické posturální stability směrem antero-posteriorním (Shaw et al. 2008).



Obrázek 19 Antero-posteriorní čas stabilizace za různých podmínek (Shaw et al. 2008)

Ortély nezlepšují dynamickou posturální stabilitu měřenou pomocí DPSI. Polotuhá (se skořepou) a lehká (šněrovací) ortéza ale významně zlepšuje VSI výsledky a podílejí se na snížení vertikálních komponent a mohou pomáhat s tlumením vertikálních sil u jedinců s FAI (Wikstrom et al. 2006).

Vliv ortéz zjišťoval Papadopoulos et al. (2007) u zdravých jedinců, kteří nenosili žádné ortély ani jinou pasivní podporu pro hlezenní kloub. Testoval změny výchylek COP a rychlost výchylek COP s a bez ortéz při stoji na jedné noze. Zjišťoval změny COP při různě silně utažených ortézách. Celkový parametr stability nebyl významně ovlivněn, zatímco antero-posteriorní směr i rychlost výchylek COP byli významně zvýšeny (zhoršeny) při použití ortéz.

EMG

Papadopoulos (2007) při svém výzkumu zdravých jedinců nezaznamenal žádné změny s použitím ortéz. Pomocí povrchové EMG zaznamenával reakční čas svalů gastrocnemius, peroneus longus, rectus femoris a biceps femoris.

Cardoso et al. (2005) nezjistili vliv ortéz u zdravých volejbalistek. Pomocí povrchové EMG na m.peroneus longus, m.tibialis anterior a mm.gasrtocnemii nezaznamenali statisticky významnou změnu v elektrické aktivitě svalů během fázi výskoku a stranového přemístění.

7 Hlezenní ortézy

Ortéza je zevně aplikovatelná pomůcka, kterou obecně využíváme k ovlivnění morfologických nebo funkčních poruch nervového, svalového nebo skeletálního systému. Ortotika je specializovaný obor, zabývající se léčbou pacientů pomocí ortéz. Materiály využívané ke stavbě ortopedického vybavení pacienta jsou přírodní i syntetické (Dungl 2005). Ortéza je zdravotní pomůcka udržující vzájemně pohyblivé části těla v pevné poloze. Je odvozena z předpony orto-, což znamená rovný nebo také přímý. Ortézy mohou končetinu, nebo v našem případě kloub, buď znehybnit úplně anebo pouze fixovat bez omezení pohybu, které je potřeba. Tím ortéza slouží nejen k zabránění nechtěného pohybu, ale také chrání před namožením svalů a kloubů.

Ortézy využívají také termoplastu, a pevných fixačních pásků nebo šněrování. Jsou vhodné zejména pro vazové poranění hlezna, pro chronické instability, po akutních stavech i jako prevence. Obvykle jsou konstruovány tak, aby zabraňovaly inverzi a everzi, příp. přílišné plantární flexi.

Hlezenní ortézy jsou převážně užívány za účelem snížení výskytu a snížení závažnosti distorze hlezenního kloubu. Všeobecně se indikují po úrazových stavech ke stabilizaci kloubu, po vymknutí, natažení či přetržení vazů, Shaw (2008) zmiňuje také důležitost užití hlezenních ortéz a senzomotorického tréninku, jako efektivní program prevence zranění.

Vlastnosti a účinky ortéz se využívají hlavně při sportu. Zajišťují především stabilizaci a podporu hlezenního kloubu, kompresí pomáhají redukovat otoky a bolest a dle typu omezují určitý pohyb v kloubu.

Přiblížení ortéz použitých během našeho výzkumu. Bližší identifikace jejich vlastností a možnosti jejich využití:

PUSH ORTHO ortéza



Obrázek 20 Push ortho ortéza
(zdroj: www.google.com)

Push ortho hlezenní ortéza je účinný typ ortézy, který vytváří rovnováhu mezi účinnou mechanickou podporou postiženého kotníku a dobrým komfortem. Tuhý podklad leží výhradně na mediální straně kotníku a je vytvarovaný pro vnitřní kotník (obr. 20). Laterální strana je vyrobena z formované pěny (molitanu), která se snadno přizpůsobí anatomii jednotlivce. Ortéza je připevněna pomocí diagonálního pásu. Elastické popruhy se přetáčí kolem kotníku. Inverze / everze kotníku je omezena, zatímco plantární / dorzální flexe má dostatečnou volnost (www.push-brace.com). To znamená, že inhibice se neprojevuje při běžné chůzi a běhu. Push Aequi se nosí přes ponožku a optimální stabilizace lze dosáhnout pouze tehdy, pokud se nosí v uzavřené botě. Tato ortéza je indikována převážně pro závažné instability kloubu, u akutních lézí postranních vazů, po zlomeninách či operacích hlezna. Dále se používá u stavů artrotických a jako možnost sekundární prevence ligamentózních zranění.

LACE - UP ortéza - šněrovací typ ortézy s páskem na suchý zip, jež lze obtočit kolem hlezenního kloubu a tím zajistí větší stabilitu (obr. 21). Zabraňuje převážně inverzi a abnormální plantární flexi. Indikační skupinou jsou ligamentózní poranění, akutní stavy a preventivní opatření. Šněrovací ortéza, která poskytuje zdvojenou podporu a ochranu hlezenního kloubu svým šněrováním a páskem. Tento typ ortézy dobře chrání před inverzním a everzním zraněním, které vedou k podvrtnutí



Obrázek 21 Lace up ortéza (zdroj: www.google.com)

hlezna. Lehký nylon je šitý tak, aby nezpůsobil třecí body na kůži a má dlouhou životnost. Šněrovací ortéza je vhodná do jakékoli sportovní obuvi a svým osmičkovým pruhem důkladně uzamyká kloub v plně chráněné pozici. Doporučuje se nosit po mírném až středně těžkém zranění a při chronické instabilitě hlezenního kloubu (www.shopdme.com).

DOUBLE STRAP ANKLE SUPPORT



Je nejlehčí typ ortézy použitý v naší práci (obr. 22). Kombinace bandáže a stahovacích osmičkových pásků zabraňuje inverzi a everzi, celkově zpevňuje hlezenní kloub a podporuje podélnou nožní klenbu. Poskytuje kloubu kompresivní podporu bez výrazného omezení pohybu. Je doporučována na lehká poranění hlezenního kloubu (www.zdravotnicke-potreby.net)

Obrázek 22 Double strap ortéza (zdroj: www.google.com)

Pro racionální ortézování a volbu typu ortototických pomůcek by měla být brána funkční typologie nohy (Vařeka 2003). U sportovců se používá speciální ortézování jež je kombinací podpěrného, korekčního a kompenzačního ortézování. Cílem speciálního ortézování je jadtak ulehčit svalům a nosným strukturám nohy a dalším kloubům dolních končetin přetěžovanými opakovanými nárazy. Cílem kompenzačního ortézování je zabránit vlastním kompenzačním mechanismům organismu a jejich nepříznivému vlivu na ostatní klouby a další segmenty pohybového systému, který se zjevuje jako tzv. řetězení poruch (Vařeka, 2005).

Pozn.: Pod pojmem bandáž rozumíme pomůcku spíše s pružného materiálu, často například z neoprenu, bez omezení jakéhokoliv pohybu. Bandáže spíše svou kompresí poskytují hřejivý efekt a zvyšují prokrvení v oblasti kloubu.

Cíle práce

Hlavním cílem diplomové práce je zjištění vlivu hlezenní ortézy na proces stabilizace. V rámci plnění tohoto cíle, byla práce prováděna po dílčích úkolech. Práci lze rozdělit na dvě části:

1. Teoretická část:

Úkolem této části bylo poskytnout stručný přehled o problematice úrazů a následných instabilit hlezenního kloubu, včetně nastínění možnosti prevence úrazů a znázornění komponent podílejících se na procesu stabilizace a přinést rešerši současných znalostí vědy, která se této problematice věnuje.

2. Praktická část:

Tato část je věnována experimentu s cílem zjistit změny v procesu stabilizace pomocí tenzometrické desky Kistler. Doplněna o změření aktivního rozsahu pohybu v hlezenním kloubu s a bez použití ortéz.

Úkolem praktické části bylo ověřit hypotézy stanovené na základě teoretického rozboru tématu. Za tímto účelem byl navržen a proveden experiment a vypracována metodika pro hodnocení naměřených dat.

Návrh experimentu - zvolit vhodný soubor jedinců, který bude splňovat kritéria pro vypracování úkolu.

Provedení experimentu - měření stabilizace po změně polohy (přeskoku). Výzkum útlumových charakteristik sledovaného procesu za různých podmínek.

Analýza dat - naměřená data byla ukládána obslužným softwarem dynamometrických desek, dále byla exportována do formátu txt, který je použitelný v MC Excelu, kde proběhlo konečné zpracování.

Zpracování výsledků – na základě zpracovaných dat vytvoření grafů a vyslovení předběžných závěrů. Pro zajištění jejich objektivity a správnosti bylo provedeno ověření statistickým hodnocením.

Cíle práce byly stanoveny s ohledem na dostupnou techniku a předpokládaný rozsah diplomové práce.

Hypotézy

Hypotézy vychází z praktického pozorování sledovaného jevu a opírají se o očekávání založeném na studiu dané problematiky.

Hypotéza 1: Ortézy ovlivní proces stabilizace

Na základě svých mechanických vlastností ovlivní ortézy dynamickou stabilitu jedince. Tuhé materiály ortéz doplněné o pásky pro utažení k zajištění stability hlezenního kloubu a zabránění pohybu hlezna změni průběh stabilizace systému.

Hypotéza 2: ortéza 1 změni rychlost stabilizace nejvíce.

Z důvodu indikačního použití u akutních distorzí a závažných poranění ligament, má poskytovat účinnou mechanickou podporou postiženého kotníku.

Hypotéza 3: Na proces stabilizace bude mít značný vliv subjektivní pocit probanda z ortézy.

Nelze zanedbat možnost, že ortéza nesejde jedinci ideálně. Ortézy jsou vyráběny sériově a rozlišují se jen dle konfekční velikosti. V tomto případě nelze dosáhnout dobrých výsledků, protože ortéza bude působit na daný proces spíš iritačně.

Práce předpokládá, že změny v rychlosti stabilizace daného pohybu budou měřitelné dostupnou technikou.

Metodika práce

Následující kapitola seznamuje s metodickým postupem práce a způsoby zpracování dat.

Při zpracování teoretického přehledu byly použity dostupné literární zdroje a poznatky z publikací různých autorů. V experimentální části práce byly využity výsledky vlastního měření.

8 Experiment

Experiment probíhal v biomechanické laboratoři extrémní zátěže na UK FTVS (BEZ) a v učebně katedry fyzioterapie pro orientační vyšetření a zjištění goniometrických parametrů hlezenního kloubu při aktivním pohybu dle Jandy a Pavlů (1993).

Při realizaci experimentu byly využity následující zařízení a pomůcky:

1. Tenzometrická deska Kistler.

Tento přístroj poskytuje údaje o vektorech reakčních sil nohy s podložkou, které jsou zprostředkovány piezoelektrickými senzory síly. Tyto trojosé senzory jsou umístěny v rozích měřicí desky a výsledný vektor reakční síly je z nich softwarově dopočítáván. Záznam dat je pak veden v čase pro tuto výslednou sílu ve složkách do směrů os souřadného systému a pro souřadnice jejího působíště. Pro naše měření bylo nastavení systému následující:

1. souřadný systém: osa x - předo-zadní směr
osa y - latero-laterální směr
osa z - vertikální složka
2. vzorkovací frekvence: 1000 Hz
3. doba záznamu: 20 s
4. trigger (spouštění): manuální
5. kalibrace: na hmotnost probanda

Centrum tlaku (COP) představuje vážený průměr všech tlaků nad povrchem oblasti, která je v kontaktu s podložkou a je tedy místem působení vektoru vertikální reakční síly.

2. Goniometr

Pomůcka, která se používá k měření rozsahu pohyblivosti v kloubu a patří k základním vyšetřovacím metodám. Použili jsme mechanický dvouramenný, kapesní goniometr ke zjištění úhlu, kterého lze v kloubu dosáhnout při aktivním pohybu. Byla dodržena pravidla a postup měření dle Jandy a Pavlů (1993). Měření probíhalo s přesností na 2°.

3. Měřicí pásmo

Využito k určení maximální doskokové vzdálenosti s přesností na centimetr.

Vlastní experiment se uskutečnil v období květen - červen 2010. Každý účastník dorazil na domluvený termín v 1 den. Před samostatným testováním byl každý účastník seznámen s úplným průběhem experimentu a podepsal informovaný souhlas (k nahlédnutí v Příloze 2).

Měření se konalo v klidné, přiměřeně vyhřáté a osvětlené místnosti, během experimentu nebyl žádný z účastníků vyrušován.

9 Charakteristika měřeného souboru

Experimentu se zúčastnilo celkem 6 dobrovolníků. Dle tabulky 1. 5 jednotlivců s opakovanou distorzi pravého hlezenního kloubu, po posledním úrazu v rozmezí 3 – 5 měsíců ve věku 24 – 28 let, výkonnostní sportovci ve volejbale a basketbalu v zastoupení 4 muži a 1 žena (BMI 21,5 – 26,9), tělesná výška 184 – 201 cm. Všichni utrpěli opakované distorze pravého hlezenního kloubu. Žádný z nich netrpěl neurologickým nebo vestibulárním deficitem ani neprodělal vážný úraz nebo operaci na trupu a dolních končetinách. Jeden proband bez jakéhokoli zranění na dolních končetinách a trupu. Všem jedincům velikostně vyhovovaly zvolené ortézy.

Tabulka 1 Stručná charakteristika probandů

subjekt	M.M.	M.L.	M.M.	J.H.	M.B.	T.P.
pohlaví	muž	muž	žena	muž	muž	muž
věk	28	24	28	27	24	24
výška	186	189	188	190	201	184
hmotnost	86	96	84	88,5	87	75
BMI	24,9	26,9	23,8	24,5	21,5	22,2
velikost nohy	43	44	43	48	46	43
sport	basketbal	volejbal	volejbal	basketbal	volejbal	volejbal
dominantní DK	levá	pravá	pravá	pravá	levá	levá
pokles příčné klenby	Ne	ne	ne	ne	ano	ne
pokles podélné klenby	ano	ne	ano	ne	ano	ne
anterior drawer test	negativní	negativní	pozitivní	negativní	negativní	negativní
talar tilt test	pozitivní	pozitivní	pozitivní	pozitivní	pozitivní	negativní
poranění pravého hl.kl.	ano	ano	ano	ano	ano	ne
počet poranění za 5let (PDK)	3	5	4	8	4	0
počet měsíců od posledního úrazu	2	4	5	5	3	0

10 Ortézy

Pro experiment byly vybrány 3 funkční hlezenní ortézy aplikovatelné na pravý hlezenní kloub. Dané ortézy se liší svou konstrukcí a svým materiálem, podle nichž se aplikují v různých situacích a poúrazových stavech. Svou konstitucí a mechanismem upevnění pásků, typu šněrování apod. na oblast hlezenního kloubu omezují rozsah pohybu v kloubu. Jednotlivé typy ortéz jsou blíže uvedeny v teoretické části (kap. 7).

Ortéza 1 je indikovaná převážně pro závažné instability kloubu, u akutních lézí postranních vazů, po zlomeninách či operacích hlezna. Vytváří mechanickou podporu a omezuje především pohyb do inverze a everze.

Ortéma 2 Doporučuje se nosit po mírném až středně těžkém zranění a při chronické instabilitě hlezenního kloubu. Zabraňuje převážně inverzi a abnormální plantární flexi.

Ortéma 3 je doporučována na lehká poranění hlezenního kloubu. Kombinace bandáže a stahovacích osmičkových pásků zabraňuje inverzi a everzi. Poskytuje kloubu kompresivní podporu bez výrazného omezení pohybu.

11 Organizace experimentu

Na katedře fyzioterapie byla u vyšetřovaných odebrána anamnéza a provedeno orientační funkční vyšetření pohybového aparátu včetně orientačního neurologického vyšetření. Dále měření goniometrických parametrů bez ortéz dle Jandy a Pavlů (1993).

Následovalo přemístění do prostor biomechanické laboratoře, kde probíhalo vlastní měření. Před samotným testováním se jedinec převlékl do sportovního oblečení (triko, kraťasy, sálová obuv) a rozcvičil se.

Rozcvička byla pro všechny jedince shodná. V rámci komplexnosti proběhlo rozběhání střední intenzity 200 m, následoval stretching svalů dolních končetin (lýtkových svalů a svalů bérce, hamstringů, čtyřhlavého stehenního svalu, flexorů kyč. kloubu, adduktorů i abduktorů a hýžďových svalů). Poté následovalo provedení částečné atletické abecedy: lifting, skipping a zakopávání.

V BEZ probíhalo testování doskokové vzdálenosti a určování 50% max. vzdálenosti k provedení samotného pokusu. Jedinec se pokusil ze stoje na levé dolní končetině o maximální přeskok na pravou dolní končetinu ve frontální rovině podél atletického pásma. Směr pohybu ve frontální rovině akcentuje možnost zranění ligamentózního aparátu kloubu bez zapříčinění cizího působení, jako je tomu převážně při skocích v rovině sagitální. Pohyby ve frontální rovině jsou neodmyslitelnou složkou, ne-li dominantní součástí ve sportech jako je volejbal, basketbal a popřípadě fotbal (přenášení váhy, přesun za míčem apod.). Jedinec prováděl přeskok 3x, z nichž byl vybrán nejdelší. Z nejdelšího pokusu jsme stanovili 50% vzdálenost, která byla podkladem pro vlastní měření. Určení vzdálenosti bylo měřeno měřicím pásmem s přesností na centimetr.

Jedinec měl možnost si osvojit funkční zkoušku – přeskok ve frontální rovině minimálně ve vzdálenosti 50 % svého maxima (z důvodu snížení stresové situace,

doskočit přímo na vymezenou vzdálenost), dokud necítil, že si je jistý v provedení. Poté následovalo samotné měření naboso, kdy každý z probandů přeskakoval 14-16x za každé z podmínek a následně se snažil, co nejrychleji zastabilizovat polohu po dobu měření 20s. Během jednotlivých měření byla pauza 10s a mezi jednotlivými podmínkami 2-5min, kdy proběhlo goniometrické měření aktivního rozsahu pohybu, výměna ortéz a odpočinek. Z uvedených naměřených hodnot bylo vybráno 12 měření, jež byly využity pro další zpracování. Zdařený pokus: jedinec doskočil na pravou dolní končetinu s rukama v bok, stojná končetina v mírném semiflečním postavení a levá dolní končetina s flexí kolenního kloubu, tak aby se špička nedotýkala země, jedinec hleděl před sebe, jak znázorňuje obr. 23.



Obrázek 23 Znázornění dynamické stabilizace

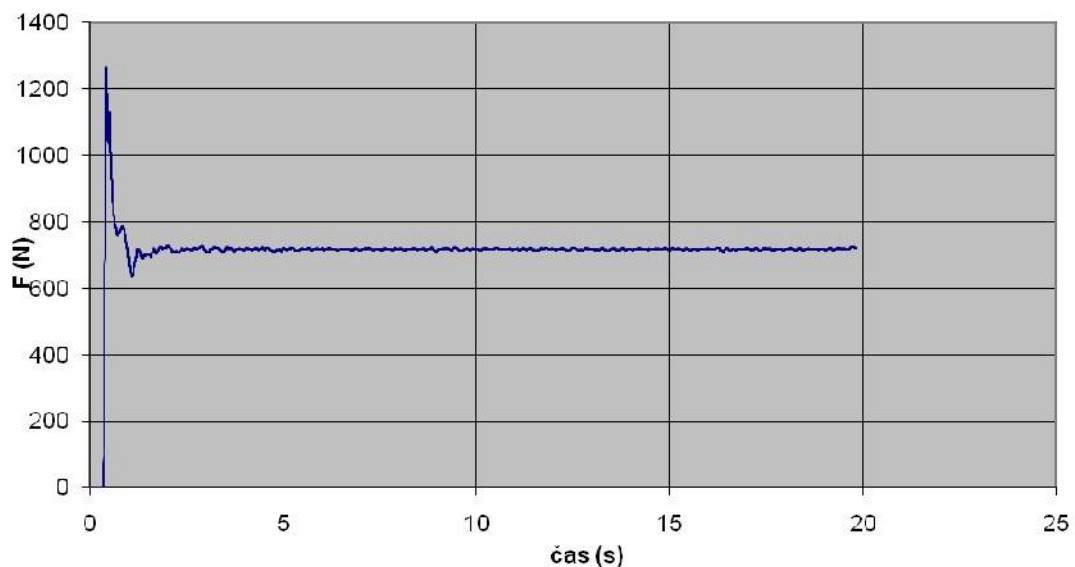
Byly vyloučeny pokusy, jež se nezdařily. Za nezdařený pokus se považoval ten, kdy proband nedodržel instrukce, že má mít ruce v bok, dolní končetiny se od sebe výrazně oddálili, přeskakování na pravé dolní končetině po doskoku, vychýlení trupu, upadnutí, či přešlápnutí na levou končetinu. Vše zřetelně ovlivňuje změnu polohy

těžiště těla s výraznou aktivitou proximálnějších segmentů podílejících se na procesu stabilizace, což by výrazně ovlivnilo sledovaná data.

12 Analýza dat

Naměřená data byla ukládána obslužným softwarem dynamometrických desek Bioware. V jeho prostředí byla exportována do formátu txt, který je použitelný v MC Excelu, kde proběhlo konečné zpracování.

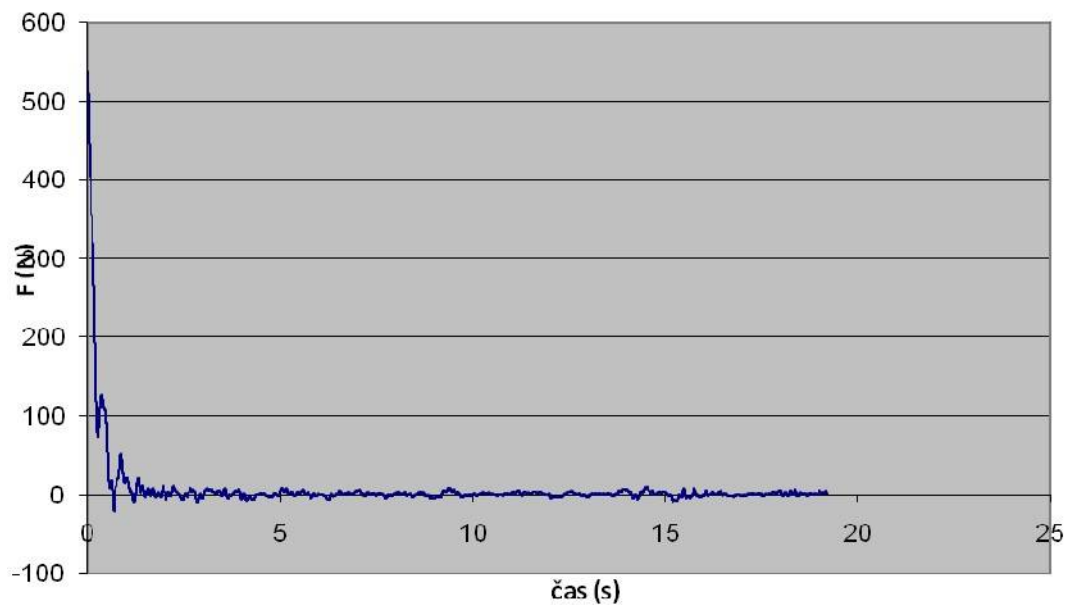
Zpracování bylo založeno na předpokladu (viz. Kapitola 5.1.2), že člověk bude doskok stabilizovat v podstatě jako tlumený oscilátor bez cizího buzení. Tento předpoklad potvrdily i změřené průběhy reakčních sil: Příklad: graf 1 ve srovnání s teoretickým průběhem (obr 11, kapitola 5.1.2).



Graf 1 Průběh reakčních sil

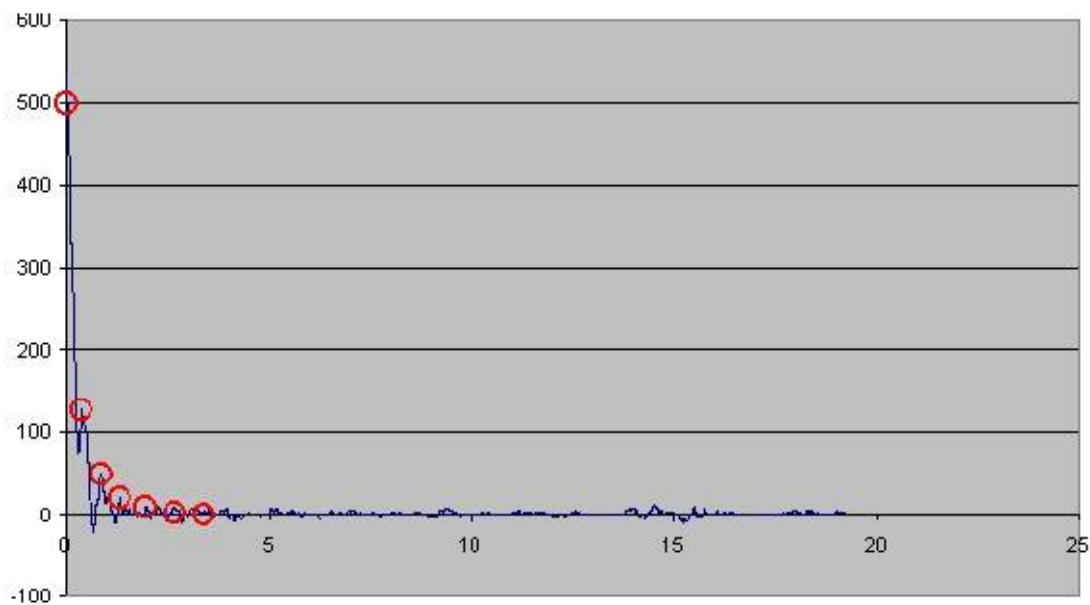
Vlastní práce spočívala v nalezení a definování parametru, který bude informovat o změnách nastavení tlumení sledované soustavy (kapitola 5.1.2) S ohledem na možnosti dostupné funkce MS Excelu „Řešitel“ byl zvolen následující postup:

1. bylo zavedeno „normování“ časové osy – počátek byl posunut vždy do okamžiku doskoku: Příklad: graf 2



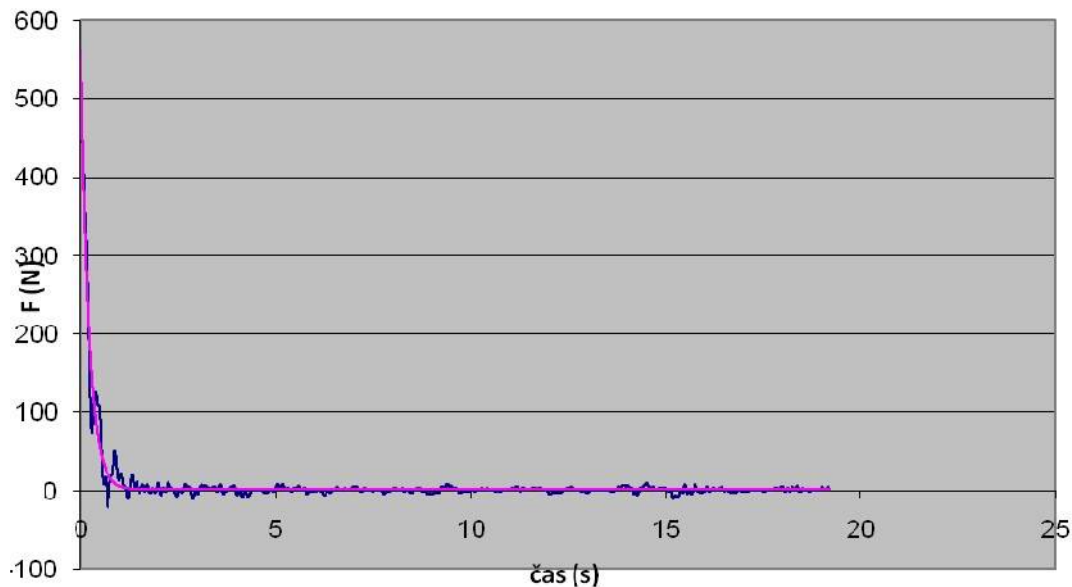
Graf 2 Normování časové osy – posunutí počátku vždy do okamžiku doskoku

2. v měřeném průběhu byla nalezena lokální maxima: Příklad na grafu 3



Graf 3 Lokální maxima u průběhu reakčních sil

3. lokálními maximy byla s pomocí funkce Řešitel prokládána exponenciála dle vztahu (9) z kap. 5.1.2. Příklad je uveden na grafu 4



Graf 4 Proložení exponenciály pomocí funkce „Řešitel“

Kritériem pro úspěšné proložení byla podmínka maximální shody s prokládaným průběhem zaručená minimální hodnotou součtu druhých mocnin rozdílů dopočítaných hodnot od změřených.

4. Hodnoty koeficientu b byly uspořádány do tabulek s ohledem na typ měření (bez ortézy, ortéza 1, ortéza 2, ortéza 3) v pořadí pokusů pro každého probanda zvlášť a byly spočítány průměrné hodnoty a rozptyly pro dané typy měření. (Příklad Tabulka 2, 3)

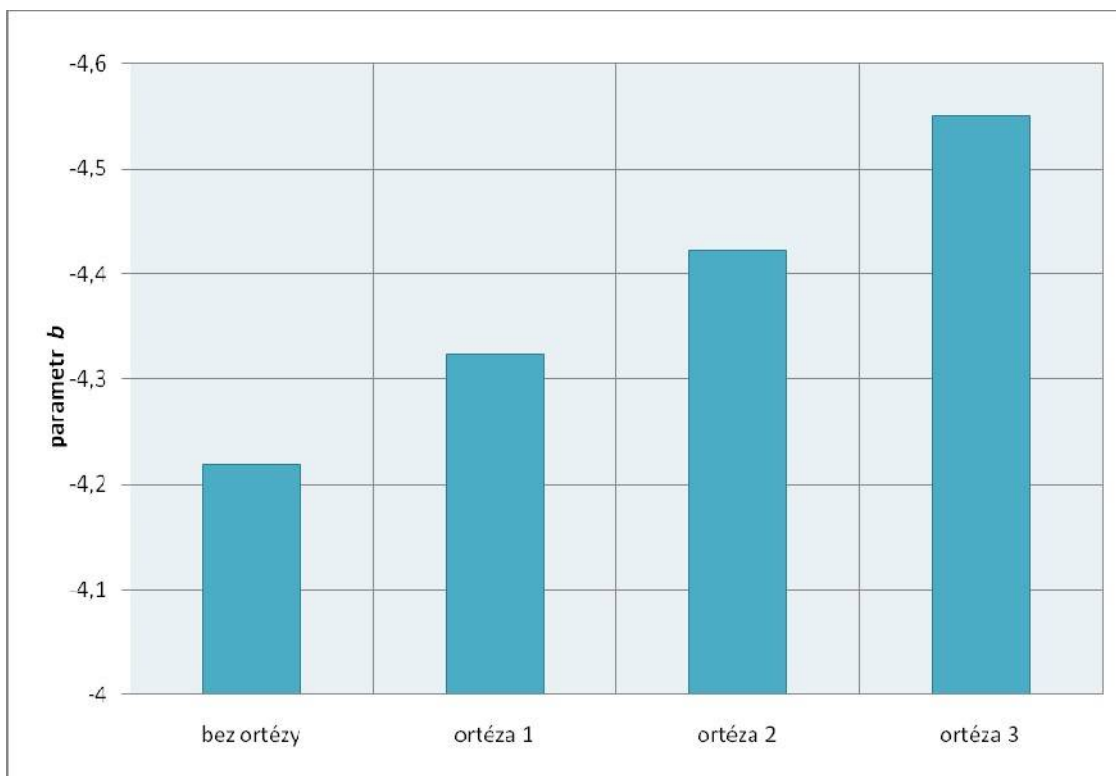
Tabulka 2 Hodnoty koeficientu b

Bez ortézy	Ortéza 1	Ortéza 2	Ortéza 3
-4,93314		-5,93639	-4,72487
-4,89434	-3,49031	-3,8285	-4,54249
	-4,52417	-4,00099	-3,798
-4,34209	-3,89668	-4,08792	-4,35571
-4,36043	-4,01357		-3,73655
-4,54563	-4,09343	-4,59095	-4,60505
-3,86634		-4,54269	
	-5,77523	-4,60129	-5,50791
-4,02238	-3,66392	-3,927	-3,68419
-3,66609	-4,87983	-3,9831	-5,42581
-3,99888	-4,94222	-3,7971	-5,03274
-3,99476	-3,41356		-5,50791
-4,34209		-5,93639	-3,68419
-3,66609	-5,77523	-3,8285	
	-3,41356		

Tabulka 3 Hodnoty aritmetického průměru a rozptylu pro každou z podmínek měření

Průměr	-4,21935614	-4,32347	-4,42174	-4,55045
Rozptyl	0,166353	0,672004	0,540293	0,46943

5. Tyto průměrné hodnoty byly uspořádány do grafů podle typu měření, které byly hodnoceny vzájemným porovnáním dosažených výsledků, jak znázorňuje graf 5. Na základě tohoto zhodnocení byly vysloveny předběžné závěry práce.



Graf 5 Průměrné hodnoty parametru stabilizace z jednotlivých měření

6. Pro zajištění objektivity a správnosti vyslovených závěrů bylo provedeno jejich ověření statistickým hodnocením párovým T-testem. Schéma hodnocení bylo následující:
- I. porovnání výsledků všech měření s měřením bez ortézy
 - II. porovnání výsledků ostatních měření s měřením s prvním typem ortézy
 - III. porovnání výsledků ostatních měření s měřením s druhým typem ortézy
 - IV. porovnání výsledků ostatních měření s měřením s třetím typem ortézy

Tabulka 4 Statistické hodnocení párovým t-testem

t-test	0,727556	0,334717	0,179133	ortézy vs. bez ortézy
		0,742061	0,435005	ortézy vs. ortéza 1
			0,595551	ortéza 3 vs. ortéza 2

Provedení je patrné z Tabulky 4. Tímto způsobem bylo možné ověřit, zda se analyzované výběry vzájemně liší či nikoli a potvrdit nebo vyvrátit závěry vyslovené na základě porovnání výsledků dle bodu 5).

S ohledem na poměrně malý počet pokusů byla zvolena nižší hladina pravděpodobnosti reprezentovaná hodnotou Studentova koeficientu 0.25 pro potvrzení, že se sledované průměrné hodnoty koeficientu b liší. Jinými slovy – při překročení zmíněné hodnoty byly analyzované výběry považovány za shodné.

Po provedení této analýzy byly modifikovány výstupy bodu 5) a vysloveny finální závěry práce.

Z goniometrického měření jsme hodnotily ROM = celkový rozsah pohybu dle Randi-lee Rezents (2006). Určení ROM pomocí základních matematických operací. Př.: odečtení hodnoty aktivní plantární flexe s ortézou od hodnoty aktivní plantární flexe bez ortézy. Tento postup se opakoval u všech směrů pohybu. Výsledné hodnoty z jednotlivých směrů pohybu se sečetly. Tento součet výsledných hodnot vyznačuje celkový ROM hlezenního kloubu při nošení dané ortézy, viz. Tabulka 5.

Tabulka 5 Vypočítání ROM u ortézy 1

	AP	OR1	ROM - OR1
DF	26	24	2
PF	60	50	10
IN	50	40	10
EV	26	24	2
CELKOVÝ ROM			24

Výsledky

Proband 1

M. M., muž , St.p. distorzi pravého hlezenního kloubu 2 měsíce

Věk: 28 let Váha: 86 kg Výška: 186 cm BMI: 24,9

Sport: basketbal intenzita: 2x / týdně

Doplňkové aktivity: judo, fotbal

Dominantní DK: levá

„Úrazová anamnéza“:

Mechanismus úrazu: „při tréninku, rychlý pohyb do strany s následným výronem“

Poslední poranění hlezna: duben 2010

První pomoc: ledování pod studenou tekoucí vodou

Následná péče PDK: doba klidu: 3 dny
 délka cvičení a rehabilitace: asi 7 dní, cvičení doma na
 theraband pěnové podložce (modrá), 3 bodová opora,
 postupné zatěžování

Využívaná preventivní opatření: ortéza 2. typu použita v naší práci při sportu

Návrat k plné tréninkové zátěži: po měsíci

Nynější obtíže hlezenního kloubu: otok při zvýšené zátěži po tréninku, pocit ztuhlosti kloubu

Počet poranění hlezna za 5let: 3 x s minulostí parciální ruptury ligament

Poranění levého hlezenního kloubu: ano

Orientační vyšetření pohybového aparátu:

TRUP a DKK: podélné plochonoží bilat., zkrácení m.soleus s TrP PDK, zkrácení hamstringů st. 1, anterior drawer test negativní a talar tilt test pozitivní. Svalová síla mm.peronei a m.tibialis posterior st. 5 dle Jandy, bez oslabení. Zvýšená adheze fascia

cruris v distální části lýtka rotačně, a fascia plantaris antero-posteriorně na PDK, čítí: polohocit, pohybovit – fyziologické (prováděno v horním a dolním zánártním kloubu)

Goniometrie aktivního pohybu v hlezenním kloubu dle Jandy a Pavlů:

S 10 - 0 - 44

R 24 – 0 – 52

Ve fyziologickém rozmezí.

Pánev v rovině, Thomayerova zkouška + 5 cm, Aktivní pohyb Cp, Thp a Lp bez omezení všemi směry, SIK bez blokády, oslabení HSS (testováno dle Koláře: test břišního lisu) Trendelenburgova zkouška negativní, Hautantova zkouška negativní.

Maximální vzdálenost přeskočů: 192cm

50% vzdálenost přeskočů z maxima: 96cm

Subjektivní hodnocení ortéz:

Ortéza 1 – 2.

Ortéza 2 – 1.

Ortéza 3 – 3.

Legenda:	hodnocení
1...	nejvíce vyhovující ortéza
2...	vyhovující ortéza
3...	nevyhovující ortéza

Výsledky goniometrického měření:

Tabulka 6 M.M., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu bez a s použitím ortéz ve stupních

	AP	OR1	OR2	OR3
DF	10	10	6	8
PF	44	22	26	44
IN	52	34	34	42
EV	24	18	16	20

Tabulka 7 M.M., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu za použití ortéz

	OR1	OR2	OR3
DF	0	4	2
PF	22	18	0
IN	18	18	10
EV	6	8	4
CELKOVÝ ROM	46	48	16

Jak ukazují hodnoty ROM, rozsah pohybu nejvíce omezuje Ortéza 2 s Ortézou 1 do plantární flexe a inverze.

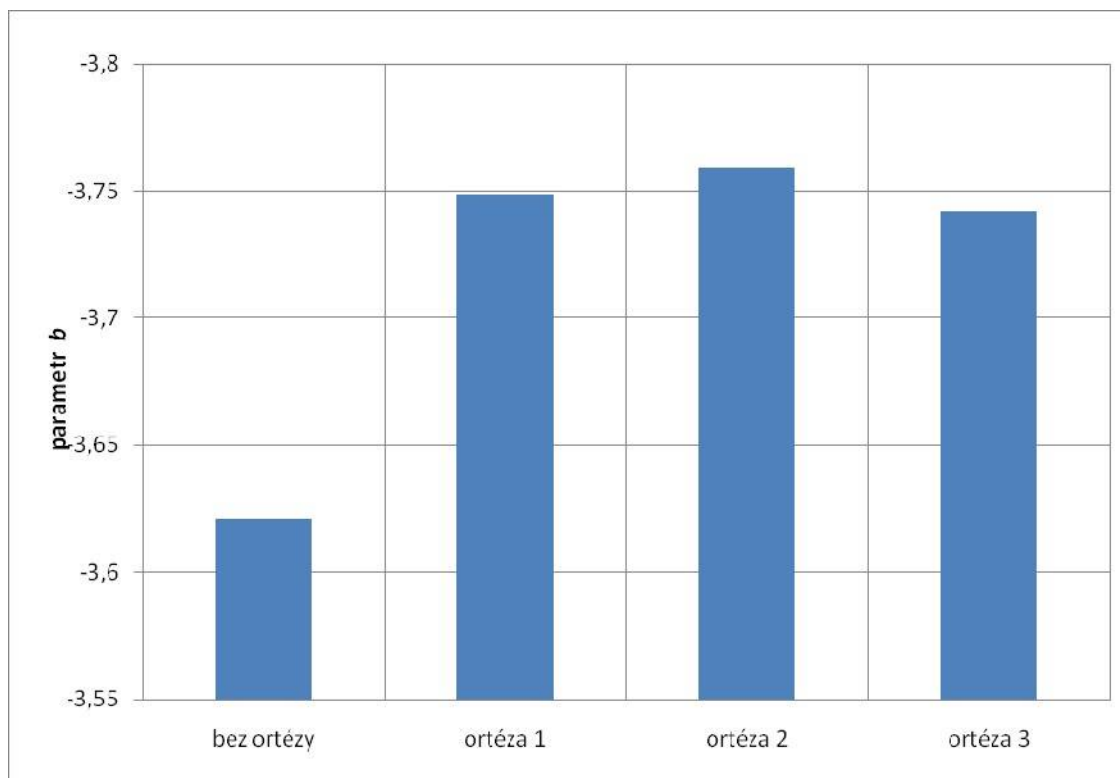
Výsledky měření na Kistleru:

Tabulka 8 Proband 1: Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření

Bez ortézy	Ortéza 1	Ortéza 2	Ortéza 3
	-4,12185	-4,37599	-3,87466
-3,82927	-3,84639		
-3,13891	-3,63149	-3,94489	-2,7779
-3,52943	-3,90104	-3,73719	
-4,01073	-4,09579	-4,30345	-4,02055
-3,84407	-3,63908		-4,30684
-3,5299	-3,87987	-3,82977	-3,70366
-3,89011	-4,00148	-2,90237	
-4,00336	-3,34586	-3,09502	
-3,36985		-3,80163	-3,76989
-3,32034	-4,03648	-3,63655	-3,50152
-3,04765	-3,339	-4,17895	-3,77671
-3,8648	-3,51978	-3,30848	-3,41437
-3,6969	-3,37611	-4,12255	
		-3,63232	-3,95088
			-4,17518
			-3,82579
			-3,54895

Tabulka 9 Proband 1: Aritmetický průměr hodnot měření

Průměry:			
-3,62117846	-3,74879	-3,75917	-3,74207
Rozptyly:			
0,09693402	0,07719	0,18739	0,13753



Graf 6 Proband 1 Průměrné hodnoty parametru stabilizace

Znázornění, že se hlezenní ortézy podílejí na urychlení procesu stabilizace a nejlepší stabilizační účinek má Ortéza 2, která současně danému jedinci přišla subjektivně nejlepší.

Proband 2

M. L., muž , St.p. distorzi pravého hlezenního kloubu 4 měsíce

Věk: 24 let Váha: 96 kg Výška: 189 cm BMI: 26,9

Sport: volejbal intenzita: 3x / týdně

Doplňkové aktivity: beachvolejbal, badminton, jízda na kole

Dominantní DK: pravá

„Úrazová anamnéza“:

Mechanismus úrazu: „při volejbale, dopad na protihráče pod sakem“

Poslední poranění hlezna: únor 2010

První pomoc: ledování a stažení elastickým obinadlem,

Následná péče PDK: doba klidu: 4 dny
 délka cvičení a rehabilitace: asi 10 dní, cvičení doma na
 posilování svalů lýtky bérce, senzomotorika

Využívaná preventivní opatření: elastické obinadlo vždy při sportu

Návrat k plné tréninkové zátěži: po 14 dnech

Nynější obtíže hlezenního kloubu: žádné

Počet poranění hlezna za 5let: 5 x, uvádí bez poranění ligament

Poranění levého hlezenního kloubu: ne

Orientační vyšetření pohybového aparátu:

TRUP a DKK: mírné podélné plochonoží bilat., zkrácení hamstringů st. 1, anterior drawer test negativní, talar tilt test pozitivní, svalová síla mm.peroneí a m.tibialis posterior st. 5 dle Jandy, bez oslabení, čítí: polohocit, pohybovit – fyziologické (prováděno v horním a dolním zánártním kloubu)

Goniometrie aktivního pohybu v hlezenním kloubu dle Jandy a Pavlů:

S 12 - 0 - 50

R 10 - 0 – 32

Omezení do everze.

Pánev mírně zešikmena doleva, Thomayerova zkouška 0 cm, aktivní pohyb Cp – omezena rotace bilat. o $\frac{1}{4}$, Thp a Lp pohyb v normě všemi směry, SIK bez blokády, oslabení HSS (testováno dle Koláře: test břišního lisu) Trendelenburgova zkouška negativní, Hautantova zkouška negativní.

Maximální vzdálenost přeskoků: 198cm

50% vzdálenost přeskoků z maxima: 94cm

Subjektivní hodnocení ortéz:

Ortéza 1 – 3.

Ortéza 2 – 1.

Ortéza 3 – 2.

Legenda: **hodnocení**

1... nejvíce vyhovující ortéza

2... vyhovující ortéza

3... nevhovující ortéza

Výsledky goniometrického měření:

Tabulka 10 M.L., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu a s použitím ortéz ve stupních

	AP	OR1	OR2	OR3
DF	12	10	8	10
PF	50	28	34	48
IN	32	20	24	28
EV	10	8	8	10

Tabulka 11 M.L., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu za použití ortéz

	OR1	OR2	OR3
DF	2	4	2
PF	22	16	2
IN	12	8	4
EV	2	2	0
CELKOVÝ ROM	38	30	8

Z výsledků celkového ROM nejvíce omezuje rozsah pohybu Ortéza 1 a to plantárně a do inverze.

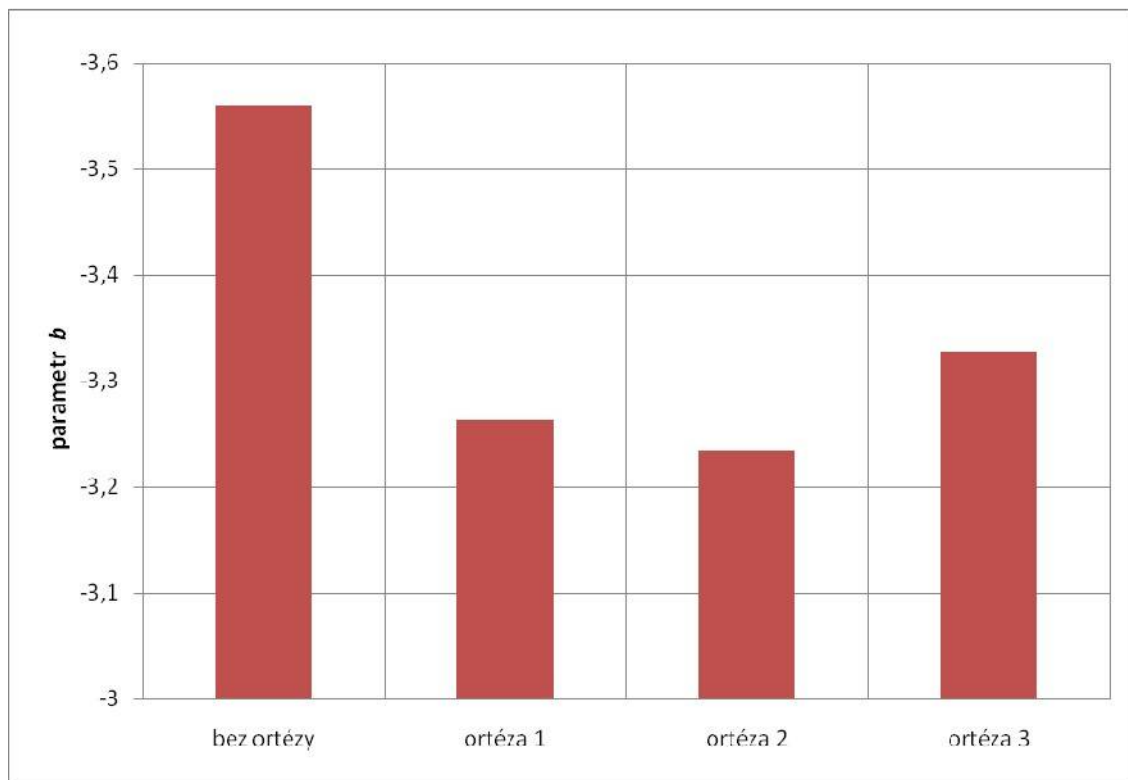
Výsledky měření na Kistleru:

Tabulka 12 Proband 2 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření

Bez ortézy	Ortéza 1	Ortéza 2	Ortéza 3
-4,1442	-3,53137	-3,65393	-3,88083
-4,01964	-3,1304		-2,52235
-4,10724	-2,94962	-2,85166	-2,71109
-3,86076	-3,81135	-2,69437	-2,9359
-3,57144	-3,03509	-3,13377	-2,84216
-4,24211		-3,24751	-3,72383
-3,33142	-3,36208	-3,49949	-3,43428
-3,04996	-3,43039	-3,35786	-3,39712
-3,30276	-3,46606	-2,98304	-3,28525
-3,48979	-2,85481	-3,20743	-3,9401
-3,21057	-3,22655	-3,63447	
	-3,52537	-2,7329	-4,02881
-3,36714	-3,13559	-3,88188	-3,54738
	-2,88639	-3,40367	-3,38061
-2,72034	-3,22978	-3,03901	-3,116
-3,36576	-3,37158	-3,19314	-3,16829
-3,62435			

Tabulka 13 Proband 2 Aritmetický průměr hodnot měření

Průměry:			
-3,56049867	-3,2631	-3,23428	-3,3276
Rozptyly:			
0,179838	0,06848	0,11154	0,19245



Graf 7 Proband 2 Průměrné hodnoty parametru stabilizace

Graf znázorňuje snížení hodnot parametru stabilizace. Výsledky poukazují na zhoršení parametru procesu stabilizace při použití ortéz. Při nošení ortézy 3 se oproti ostatním ortézám proces stabilizace zrychluje a přibližuje se stavu bez ortézy.

Goniometrie aktivního pohybu v hlezenním kloubu dle Jandy a Pavlů:

S 10 - 0 - 58

R 32 - 0 - 28

Omezená inverze.

Pánev v anteverzi, prohloubená Lordosa posunuta kraniálně do Th/Lpřechodu, Thomayerova zkouška + 15 cm, pohyblivost páteře vážne rozvíjení Thp do flexe, SIK blokáda vpravo, Cp volná, oslabení HSS (testováno dle Koláře: test břišního lisu), oslabení břišních svalů m.rectus abdominis i obliqui, sval.síla dle Jandy 3+, Trendelenburgova zkouška negativní, Hautantova zkouška negativní.

Maximální vzdálenost přeskočků: 156cm

50% vzdálenost přeskočků z maxima: 78cm

Subjektivní hodnocení ortéz:

Ortéza 1 – 3.

Ortéza 2 – 2.

Ortéza 3 – 1.

Legenda: hodnocení

1... nejvíce vyhovující ortéza

2... vyhovující ortéza

3... nevhovující ortéza

Výsledky goniometrického měření:

Tabulka 14 Ma.M., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu a s použitím ortéz ve stupních

	AP	OR1	OR2	OR3
DF	10	8	8	8
PF	58	28	22	40
IN	28	20	26	28
EV	32	18	8	16

Tabulka 15 Ma. M., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu za použití ortéz

	OR1	OR2	OR3
DF	2	2	2
PF	30	36	18
IN	8	2	0
EV	14	24	16
CELKOVÝ ROM	54	64	36

V daném případě omezuje nejvíce rozsah pohybu Ortéza 2 a to do plantární flexe a everze.

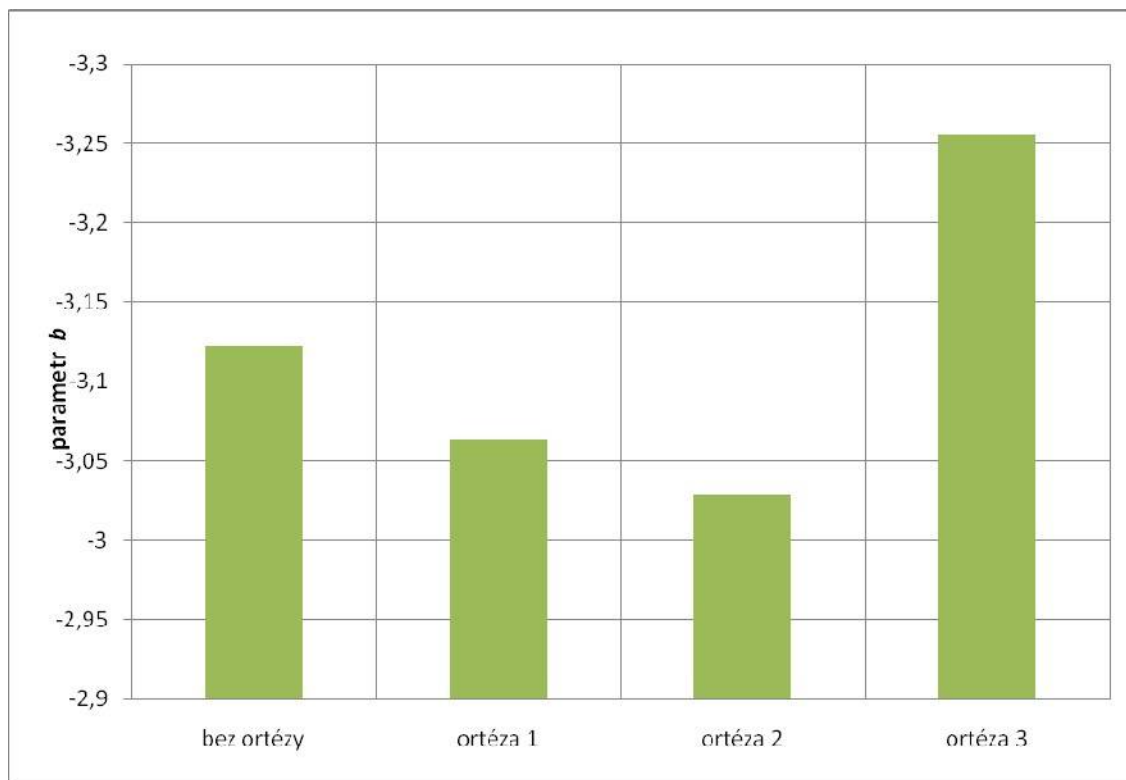
Výsledky měření na Kistleru:

Tabulka 16 Proband 3 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření

Bez ortézy	Ortéza 1	Ortéza 2	Ortéza 3
	-3,27836	-3,3054	-3,23001
	-3,23038		-3,25203
	-2,83466	-3,21016	
-3,54936		-2,6175	-3,19491
-4,11034	-3,28795	-2,87227	-3,08323
	-3,07885	-2,86725	-3,32303
-3,64212	-2,73847	-2,96956	-3,5488
-2,96736	-3,06781	-3,13405	-3,49388
-3,49281	-2,70276	-2,86106	-3,07113
-2,97804		-2,84369	-2,93403
	-3,39634	-3,53154	-3,20268
-0,62395	-3,65557	-2,91815	-3,38359
-2,61047	-2,8462	-3,21738	
-3,3524	-2,64288		-3,35422
-3,27313			
-3,69691			
-3,17273			

Tabulka 17 Proband 3 Aritmetický průměr hodnot měření

Průměry:			
-3,12246833	-3,06335	-3,029	-3,25596
Rozptyly:			
0,710254	0,091522	0,058892	0,028975



Graf 8 Proband 3 Průměrné hodnoty parametru stabilizace

V tomto grafu jsou tendence parametru b klesající, s výjimkou ortézy 3, kterou hodnotil proband subjektivně jako nejlepší.

Proband 4

J.H., muž, St.p. distorzi pravého hlezenního kloubu 5 měsíců

Mechanismus úrazu: při tréninku, při stejném pohybu, který budeme testovat

Věk: 27 let Váha: 88,5 kg Výška: 190 cm BMI: 24,5

Sport: basketbal intenzita: 2x / týdně

Doplňkové aktivity: posilovna denně

Dominantní DK: pravá

„Úrazová anamnéza“:

Mechanismus úrazu: „při přeskoku do strany zvrtnutí nohy“

Poslední poranění hlezna: leden 2010

První pomoc: ledování, aplikace tapu

Následná péče PDK: doba klidu: 14 dnů

 délka cvičení a rehabilitace: následně, posilování svalů
 lýtka a bérce, senzomotorika

Využívaná preventivní opatření: ortézy s laterálním zpevněním a upevňovacími pásky na obě DKK při zápase či v hlavní části tréninku. Po akutní fázi aplikace Voltarenu mast

Návrat k plné tréninkové zátěži: zhruba za měsíc

Nynější obtíže hlezenního kloubu: mírná bolest při inverzním postavení, praskání, lupání v kloubu, občas pocit nejistoty, vše při sportu

Počet poranění hlezna za 5let: 8 x, neví, zda s rupturou ligament, ale nevylučuje tento stupeň poranění

Poranění levého hlezenního kloubu: ano

Orientační vyšetření pohybového aparátu:

TRUP a DKK: zkrácení m. soleus dx, anterior drawer test negativní a talar tilt test pozitivní, svalová síla mm. peronei a m. tibialis posterior st. 5 dle Jandy, čítí: polohocit, pohybovit – fyziologické (prováděno v horním a dolním zánártním kloubu)

Goniometrie aktivního pohybu v hlezenním kloubu dle Jandy a Pavlů:

S 20 - 0 - 46

R 20 - 0 – 36

Fyziologické rozsahy.

Pánev v rovině, Thomayerova zkouška – na dlaně, pohyblivost páteře v normě všemi směry, SIK bez blokad, bez insuficience HSS (testováno dle Koláře: test břišního lisu), Trendelenburgova zkouška negativní, Hautantova zkouška negativní.

Testy hypermobility: zkouška šály, založených paží, zkouška předklonu (viz. Thomayer) pozitivní

Maximální vzdálenost přeskočku: 222cm

50% vzdálenost přeskočku z maxima: 111cm

Subjektivní hodnocení ortéz:

Ortéza 1 – 3.

Ortéza 2 – 1.

Ortéza 3 – 2.

Legenda: hodnocení

1... nejvíce vyhovující ortéza

2... vyhovující ortéza

3... nevhovující ortéza

Výsledky goniometrického měření:

Tabulka 18 J.H., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu a s použitím ortéz ve stupních

	AP	OR1	OR2	OR3
DF	20	14	10	18
PF	46	20	28	44
IN	36	26	30	34
EV	20	14	14	18

Tabulka 19 J.H., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu za použití ortéz

	OR1	OR2	OR3
DF	6	10	2
PF	26	18	2
IN	10	6	2
EV	6	6	2
CELKOVÝ ROM	48	40	8

Ortéza 1 ovlivňuje nejvíce rozsah pohybu ve smyslu omezení do plantární flexe a inverze.

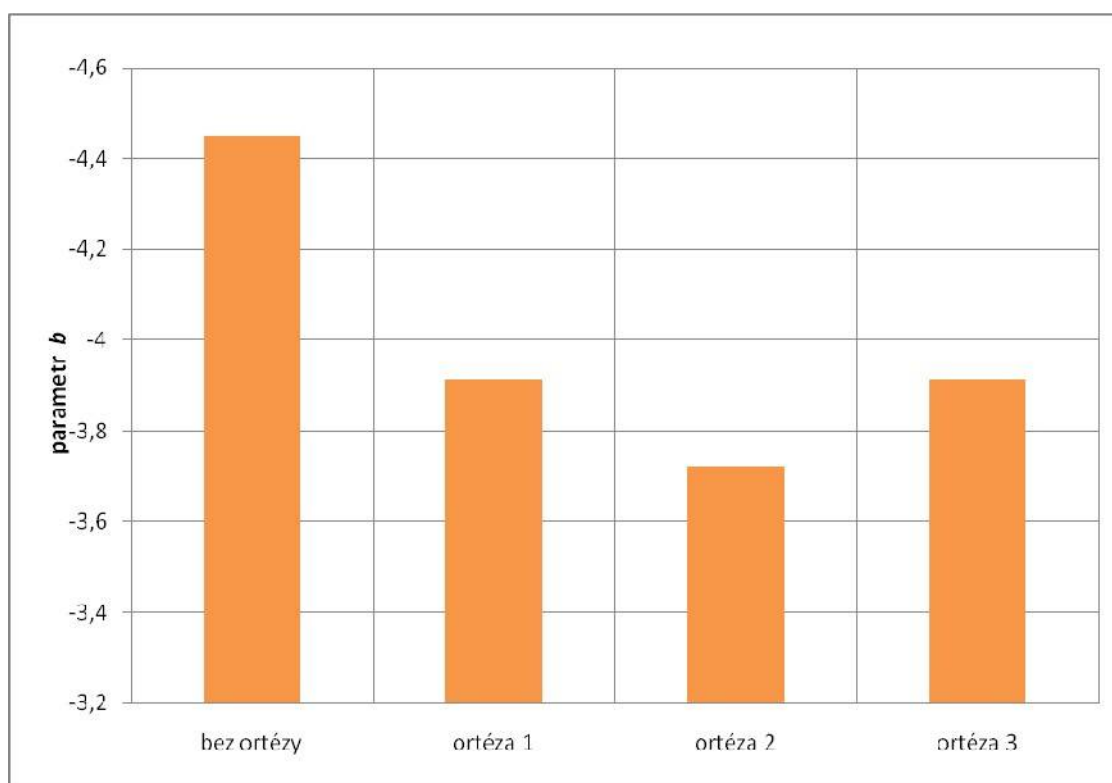
Výsledky měření na Kistleru:

Tabulka 20 Proband 4 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření

Bez ortézy	Ortéza 1	Ortéza 2	Ortéza 3
	-5,02564	-3,90652	-4,18454
	-4,08864	-3,6454	-3,47358
-5,94786	-4,10146	-3,12406	-4,383
-4,5599	-3,83509		-3,61899
-4,85738	-4,05289	-3,15278	
	-4,8431	-4,09275	-3,90193
-4,49027	-3,75147	-4,0485	-3,59386
-4,26072	-3,85152	-3,77384	
-4,84485	-3,13299	-3,67801	-4,06379
	-3,62221	-3,62906	-4,51683
-4,51612	-3,42009	-4,17992	-3,79095
-3,86152		-3,44474	-3,39281
-4,49179		-3,98675	-4,54921
-4,4906	-3,23235		-3,48563
-3,74448			
-3,35353			

Tabulka 21 Proband 4 Aritmetický průměr hodnot měření

Průměry:			
-4,451585	-3,91312	-3,72186	-3,91293
Rozptyly:			
0,389086	0,302013	0,111286	0,161366



Graf 9 Proband 4 Průměrné hodnoty parametru stabilizace

Z následujícího grafu je viditelné, že parametr procesu stabilizace klesá s použitím ortéz. Výsledky ukazují na zhoršení parametru procesu stabilizace při použití všech druhů ortéz.

Proband 5

M.B., muž , St.p. distorzi pravého hlezenního kloubu 3 měsíce

Věk: 24 let Váha: 87 kg Výška: 201 cm BMI: 21,5

Sport: volejbal intenzita: 3x / týdně

Doplňkové aktivity: tenis, squash

Dominantní DK: levá

„Úrazová anamnéza“:

Mechanismus úrazu: „při hře, volejbale, doskočení na protihráče pod sítí“

Poslední poranění hlezna: březen 2010

První pomoc: dohrál s pohmožděním, výrazný otok, následně ledování a polohování ve zvýšené poloze

Následná péče PDK: doba klidu: 1 den

délka cvičení a rehabilitace: 0 dnů

Využívaná preventivní opatření: ortéza s laterálním zpevněním a upevňovacími pásky vždy při sportu

Návrat k plné tréninkové zátěži: po 3 týdnech

Nynější obtíže hlezenního kloubu: mírná ztuhlost, pocit nejistoty vždy při sportu a na nerovném terénu, občasný pocit nejistoty při chůzi ze schodů

Počet poranění hlezna za 5let: 4 x, s natržením vazů

Poranění levého hlezenního kloubu: ano

Orientační vyšetření pohybového aparátu:

TRUP a DKK: mírné podélné a příčné plochonoží bilat., zkrácení m.soleus bilat., zkrácení hamstringů st. 1, anterior drawer test negativní, talar tilt test pozitivní, TrP's na flexorech nohy, svalová síla mm.peronei a m.tibialis posterior st. 5 dle Jandy, cítí: polohocit, pohybovit – fyziologické (prováděno v horním a dolním zánártním kloubu)

Goniometrie aktivního pohybu v hlezenním kloubu dle Jandy a Pavlů:

S 10 - 0 - 36

R 20 - 0 - 36

Pánev v rovině, Thomayerova zkouška 0 cm, pohyblivost páteře v normě všemi směry, lateroflexe se zalomením v Th/L přechodu bilat., SIK bez blokády, Thp napřímená kyfóza, Cp volná, oslabení HSS (testováno dle Koláře: test břišního lisu) Trendelenburgova zkouška negativní, Hautantova zkouška negativní.

Maximální vzdálenost přeskočků: 184cm

50% vzdálenost přeskočků z maxima: 92cm

Subjektivní hodnocení ortéz:

Ortéza 1 – 2.

Ortéza 2 – 1.

Ortéza 3 – 3.

Legenda: hodnocení

1... nejvíce vyhovující ortéza

2... vyhovující ortéza

3... nevhovující ortéza

Výsledky goniometrického měření:

Tabulka 22 M.B., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu a s použitím ortéz ve stupních

	AP	OR1	OR2	OR3
DF	10	10	6	8
PF	36	20	24	36
IN	36	20	26	28
EV	20	18	18	16

Tabulka 23 M.B., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu za použití ortéz

	OR1	OR2	OR3
DF	0	4	2
PF	16	12	0
IN	16	10	8
EV	2	2	4
CELKOVÝ ROM	34	28	14

Nejvíce ovlivňuje rozsah pohybu Ortéza 1 a to plantárně a do inverze ve stejném rozsahu omezení.

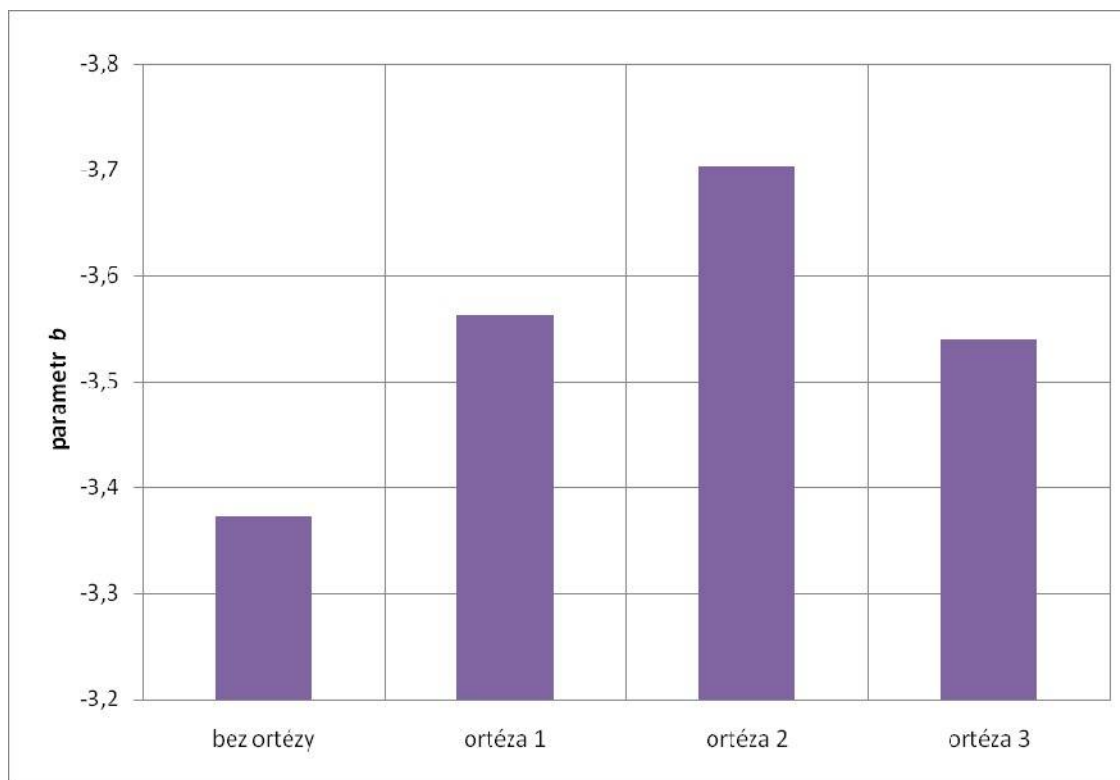
Výsledky měření na Kistleru:

Tabulka 24 Proband 5 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření

Bez ortézy	Ortéza 1	Ortéza 2	Ortéza 3
-3,70469474	-3,61046	-3,2289	-3,05694
		-3,69613	
-3,27223729		-3,79032	-3,5804
-3,04196228	-3,45873	-3,47958	-3,33435
-2,74407245	-3,20867	-3,60153	-3,54296
	-4,61353	-3,65232	-3,62156
-3,49773285	-2,98496		-3,73878
-2,97419277	-3,82763	-4,11644	
-3,26594687	-3,45556	-3,49843	
-3,77427306	-2,98645	-3,66553	-3,29755
-3,5123198	-3,20696	-3,96501	
-3,00803025	-3,9167	-3,8133	-3,3418
-3,5715583	-3,87048	-3,93234	-3,70769
-4,10218697	-3,60406		-3,77961
			-3,98009
			-3,48882

Tabulka 25 Proband 5 Aritmetický průměr hodnot měření

Průměry:			
-3,37243397	-3,56202	-3,70332	-3,53921
Rozptyly:			
0,141345	0,194873	0,053568	0,058611



Graf 10 Proband 5 Průměrné hodnoty parametru stabilizace

Tento graf značí zlepšení parametru procesu stabilizace při použití všech typů ortéz oproti stavu bez ortézy. Hodnoty parametru b se za použití ortézy 3 přibližují k hodnotám parametru za stavu bez ortézy. Shoda nejrychlejšího procesu stabilizace se subjektivním hodnocením ortéz.

Proband 6

T.P., muž , St.p. bez zranění

Věk: 24 let

Váha: 75 kg

Výška: 184 cm

BMI: 22,2

Sport: beachvolejbal intenzita: 5x / týdně

Doplňkové aktivity: posilovna, plavání

Dominantní DK: levá

Orientační vyšetření pohybového aparátu:

TRUP a DKK: DKK bez patolog.nálezů, svalová síla viz. Příloha, zvýšená adheze fascia cruris proximálně na bérci rotačně, čítí: polohocit, pohybecit – fyziologické (prováděno v horním a dolním zánártním kloubu)

Goniometrie aktivního pohybu v hlezenním kloubu dle Jandy a Pavlů:

S 26 - 0 - 60

R 26 - 0 - 50

Pánev v mírné antevertzi, Thomayerova zkouška – na dlaně, pohyblivost páteře v normě všemi směry, zvýšená Lp lordóza, blokáda Lp do rotace L3-L4, bez insuficience HSS (testováno dle Koláře: test břišního lisu), Trendelenburgova zkouška negativní, Hautantova zkouška negativní.

Maximální vzdálenost přeskočů: 200cm

50% vzdálenost přeskočů z maxima: 100cm

Subjektivní hodnocení ortéz:

Ortéza 1 – 3.

Ortéza 2 – 2.

Ortéza 3 – 1.

Legenda:	hodnocení
1...	nejvíce vyhovující ortéza
2...	vyhovující ortéza
3...	nevyhovující ortéza

Výsledky goniometrického měření:

Tabulka 26 T.P., Rozsahy aktivního pohybu pravého hlezenního kloubu a s použitím ortéz ve stupních

	AP	OR1	OR2	OR3
DF	26	24	20	24
PF	60	50	48	54
IN	50	40	44	50
EV	26	24	20	20

Tabulka 27 T.P., Výpočet rozsahu pohybu pravého hlezenního kloubu za použití ortéz

	OR1	OR2	OR3
DF	2	6	2
PF	10	12	6
IN	10	6	0
EV	2	6	6
CELKOVÝ ROM	24	30	14

Ortéza 2 omezuje rozsah pohybu nejméně do plantární flexe.

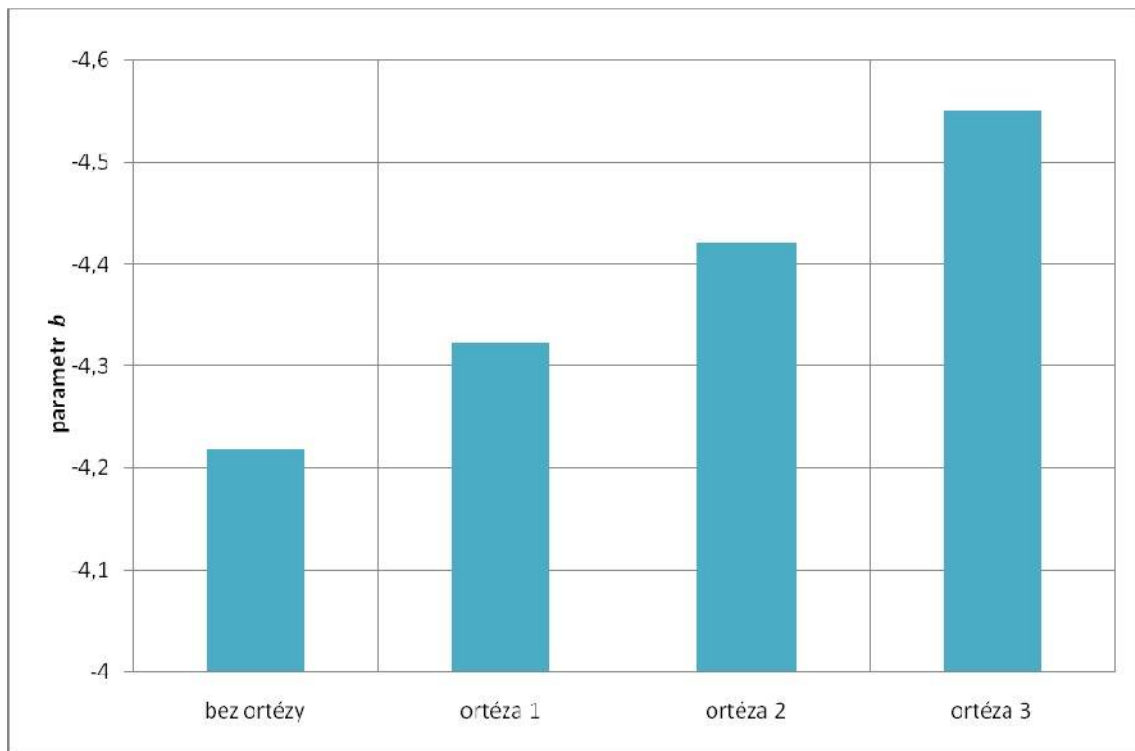
Výsledky měření na Kistleru:

Tabulka 28 Proband 6 Hodnoty koeficientu b s ohledem na typ měření

Bez ortézy	Ortéza 1	Ortéza 2	Ortéza 3
-4,93314		-5,93639	-4,72487
-4,89434	-3,49031	-3,8285	-4,54249
	-4,52417	-4,00099	-3,798
-4,34209	-3,89668	-4,08792	-4,35571
-4,36043	-4,01357		-3,73655
-4,54563	-4,09343	-4,59095	-4,60505
-3,86634		-4,54269	
	-5,77523	-4,60129	-5,50791
-4,02238	-3,66392	-3,927	-3,68419
-3,66609	-4,87983	-3,9831	-5,42581
-3,99888	-4,94222	-3,7971	-5,03274
-3,99476	-3,41356		-5,50791
-4,34209		-5,93639	-3,68419
-3,66609	-5,77523	-3,8285	
	-3,41356		

Tabulka 29 Proband 6 Aritmetický průměr hodnot měření

Průměry:			
-4,21935614	-4,32347	-4,42174	-4,55045
Rozptyly:			
0,166353	0,672004	0,540293	0,46943



Graf 11 Proband 6 Průměrné hodnoty parametru stabilizace

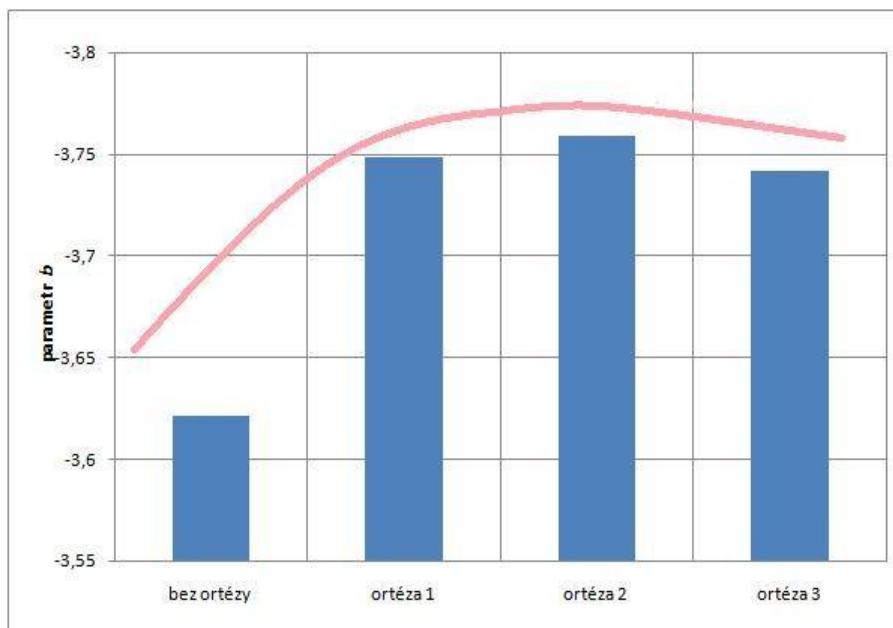
Na pohled vykazuje graf lineární tendenci zrychlení procesu stabilizace za použití ortéz. Hlezenní ortézy nezhoršují dynamickou rovnováhu zdravého jedince. Shoda nejlepší hodnoty parametru se subjektivním hodnocením ortézy.

Shrnutí výsledků

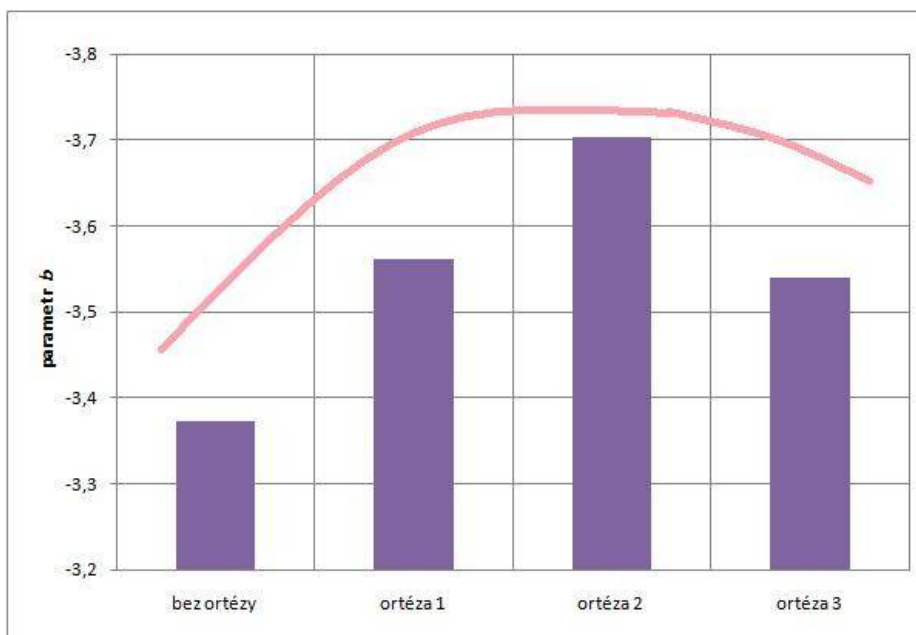
Z hlediska charakteru sledovaných grafů lze probandy rozdělit do tří následujících skupin:

1. skupina: POZITIVNÍ

Grafy (M.M., muž, M.B., muž)



Graf 12 M.M., Zrychlení procesu stabilizace



Graf 13 M.B., Zrychlení procesu stabilizace

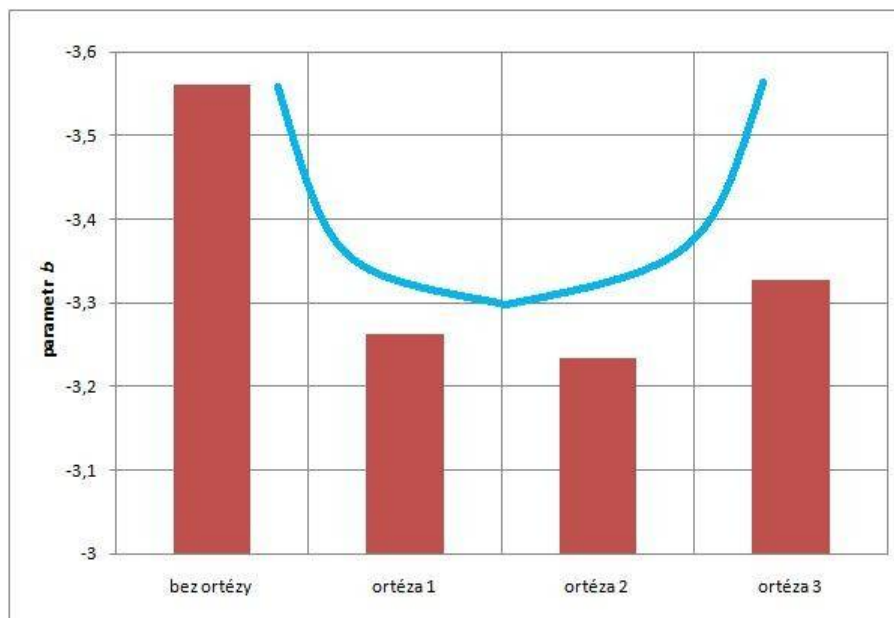
Z výsledků plyne vzestupující tendence zrychlení procesu stabilizace. Následně se hodnoty koeficientu u elastické ortézy přibližují zpět k hodnotám bez ortézy. V této skupině se hlezenní ortézy podílejí na urychlení procesu stabilizace.

V těchto případech použití pasivní podpory hlezenního kloubu má význam.

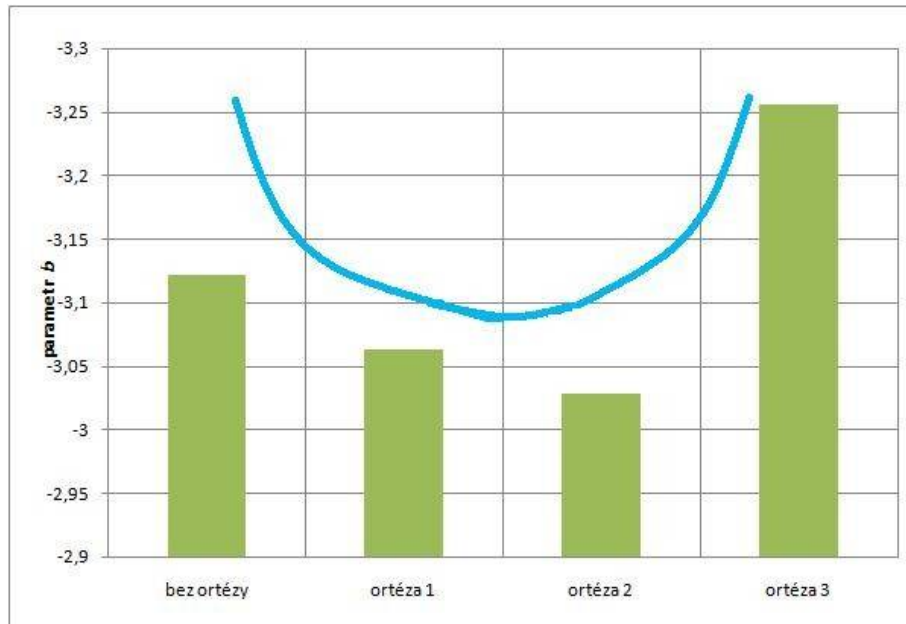
Tito dva jedinci mají společnou dominantní levou končetinu, na pravé probíhalo testování. Jedinci jsou z vybraných dobrovolníků nejkratší dobu po zranění, a to 2 a 3 měsíce po distorzi.

2. skupina: NEGATIVNÍ

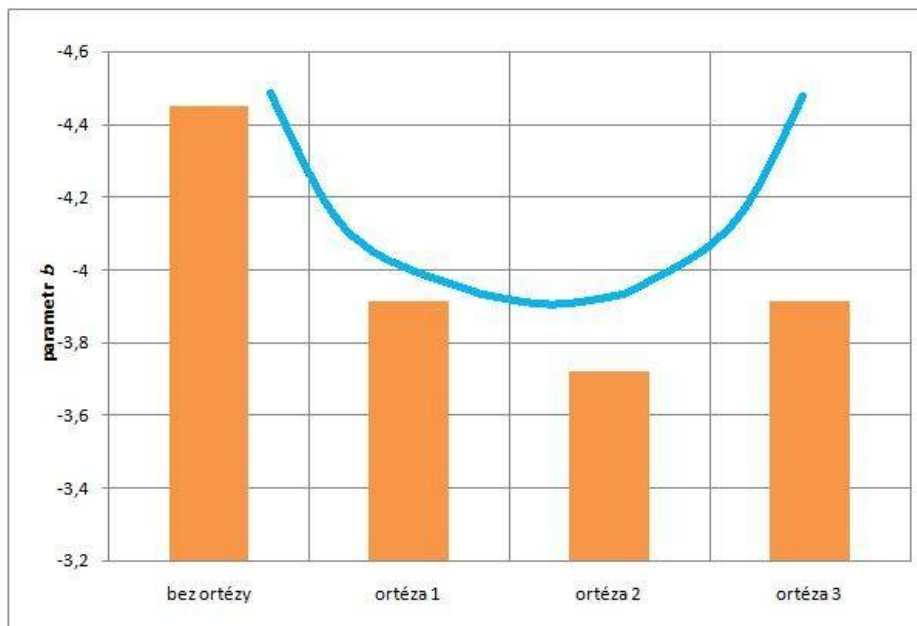
grafy M.L., muž, M.M., žena, J.H., muž



Graf 14: M.L., Zpomalení procesu stabilizace



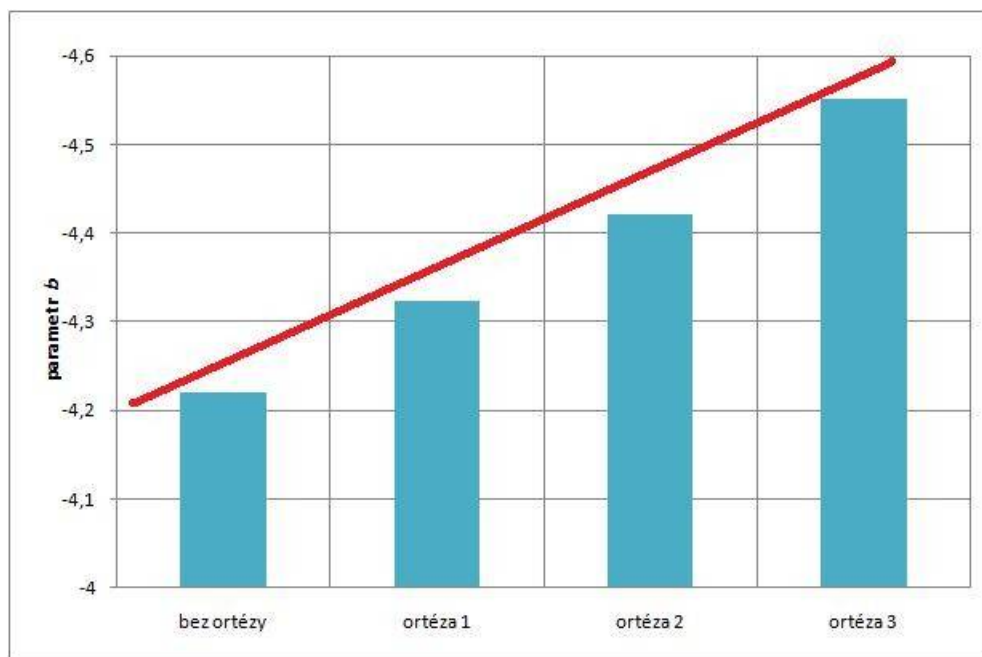
Graf 15 Ma.M., Zpomalení procesu stabilizace



Graf 16 J.H., Zpomalení procesu stabilizace

V této skupině jsou patrné tendence snižování hodnot koeficientu b s konečným přiblížením výchozí hodnotě = podmínce bez ortézy. Grafy znázorňují podobný průběh hodnot koeficientu. Jejich výsledky znázorňují zpomalení procesu stabilizace při použití ortéz s výjimkou zeleného grafu, kdy při použití elastické ortézy jsou hodnoty koeficientu nejvyšší.

3. skupina: „SROVNÁVACÍ“ graf (T.P., muž), zdravý jedinec



Graf 17 T.P., Zrychlování procesu stabilizace

Zdravý proband tvoří atypickou samostatnou skupinu s lineárním charakterem grafu. Zrychlování procesu stabilizace v úměrné závislosti na počtu prováděných pokusů. Nejlepších hodnot koeficientu b je dosaženo za 4. podmínky – ortéza 3, kdy je proces stabilizace nejrychlejší.

Shrnutí goniometrického měření, hodnocené celkovým rozsahem pohybu.

Ortéza 3, která se používá k závažným poúrazovým stavům, by měla striktně omezovat rozsah pohybu v kloubu, což se potvrdilo u probandů 2, 4, a 5. U ostatních probandů, 1, 3 a 6 nejvíce omezovala aktivní rozsah pohybu Ortéza 2.

Subjektivní hodnocení ortéz.

Jedinci posuzovali ortézy na základě svých pocitů, jak jim ortéza seděla na noze a kolem kloubu, jak jim byla příjemná, dle manipulovatelnosti a možnosti upevnění. Čtyři probandi označili jako nejkomfortnější ortézu 2 a ostatní dva hodnotili jako nejlepší ortézu 3. Subjektivní hodnocení nejlepší ortézy se ve všech případech shoduje s grafickým znázorněním hodnot koeficientu b , který se nejvíce liší od stavu bez ortézy.

Statistická analýza

Pro zajištění objektivit a správnosti vyslovených závěrů jsme provedli jejich ověření statistickým hodnocením párovým T-testem, na jehož základě jsme vyslovili, zda se analyzované výběry liší či nikoliv. S ohledem na poměrně malý počet pokusů (12 pokusů za každé z podmínek) byla zvolena nižší hladina pravděpodobnosti reprezentovaná hodnotou Studentova koeficientu 0.25 pro potvrzení, že se sledované průměrné hodnoty koeficientu b liší (barevně odlišeno v jednotlivých tabulkách). Jinými slovy – při překročení zmíněné hodnoty byly analyzované výběry považovány za shodné.

Proband 1

Tabulka 30 Proband 1 statistické hodnocení

t-test párový	0,52492	0,528263	0,348758	ortézy vs. bez ortézy
		0,91988	0,540385	ortézy vs. ortéza 1
			0,120582	ortéza 3 vs. ortéza 2

S ohledem na statistické zhodnocení nemají ortézy vliv na proces stabilizace v porovnání se stavem bez ortézy. Rozdílnost se nalézá mezi podmínkami 3 a 4, kdy koeficient nepřesáhl námi stanovenou hladinu významnosti. Ortéza 2 zrychluje významně proces stabilizace oproti Ortéze 3.

Proband 2

Tabulka 31 Proband 2 statistické hodnocení

t-test párový	0,120707	0,145097	0,1124	ortézy vs. bez ortézy
		0,776279	0,806179	ortézy vs. ortéza 1
			0,143936	Ortéza 3 vs. ortéza 2

Účinky ortéz se zde projeví jako statisticky významné v případě v porovnání se stavem bez ortézy během procesu stabilizace, kdy hladina významnosti nepřesahuje 0.15. Jedná se o změnu zpomalení procesu stabilizace. Ortéza 3 zrychluje proces stabilizace oproti stavu použití Ortézy 2. Jednotlivé ortézy se od sebe ve vztahu s ortézou 1 už tolik neliší.

Proband 3

Tabulka 32 Proband 3 statistické hodnocení

t-test párový	0,970765	0,870102	0,687554	ortézy vs. bez ortézy
		0,999897	0,1623	ortézy vs. ortéza 1
			0,023473	ortéza 3 vs. ortéza 2

Porovnání stavů ortéz a bez ortézy se statisticky neliší. Výjimku tvoří změna procesu stabilizace za podmínek s ortézou 2 a 3, kdy ortéza 3 má za účinek zrychlení procesu stabilizace a nepřesahuje významnou hladinu významnosti 0.05. I v porovnání se stavem ortéza 1, ortéza 3 zrychluje proces stabilizace, to znamená, že za použití Ortézy 3 jedinec stabilizoval nejrychleji.

Proband 4

Tabulka 33 Proband 4 statistické hodnocení

t-test párový	0,000536	0,015965	0,001921	ortézy vs. bez ortézy
		0,241	0,985281	Ortézy vs. ortéza 1
			0,26857	ortéza 3 vs. ortéza 2

Všechny ortézy se podílejí na zpomalení procesu stabilizace. Prokazatelné ovlivnění procesu stabilizace použitím ortéz oproti stavu bez ortézy, kdy hladina významnosti nepřesahuje 0.01 u porovnání Ortéza 1 a 3 se stavem bez ortézy. Vzájemně se ortézy už tolik neliší. Tedy velice statisticky významné hodnoty vlivu ortéz na proces stabilizace v porovnání bez ortézy. Jedná o negativní účinek ortéz.

Proband 5

Tabulka 34 Proband 5 statistické hodnocení

t-test párový	0,630724	0,019493	0,645147	ortézy vs. bez ortézy
		0,62925	0,625483	ortézy vs. ortéza 1
			0,005173	Ortéza 3 vs. ortéza 2

Statistický rozdíl mezi ortézou 3 a 2, kdy se ortéza 2 výrazně podílí na zrychlení procesu stabilizace, a to ve velmi vysoké statistické významnosti. I ve vzájemném vztahu bez použití ortéz zrychluje Ortéza 2 proces stabilizace.

Proband 6

Tabulka 35 Proband 6 statistické hodnocení

t-test párový	0,727556	0,334717	0,179133	ortézy vs. bez ortézy
		0,742061	0,435005	ortézy vs. ortéza 1
			0,595551	ortéza 3 vs. ortéza 2

V tomto případě se jedná o postupné zrychlování procesu stabilizace, kdy za námi stanovených podmínek významnosti lze prokázat účinek Ortézy 3 od stavu bez ortézy. Tvoří tak světlou výjimku v porovnání se stavem bez ortézy, že má kladný vliv na zrychlení procesu stabilizace. Statisticky jinak nelze prokázat účinky ortéz na proces stabilizace.

Za našich vyslovených podmínek, lze statisticky potvrdit změnu, čili odlišnost průměrné hodnoty koeficientu b u všech probandů. Výsledky statisticky naznačují, že ortézy mají vliv na proces stabilizace. Ať už se jedná o zrychlení či zpomalení procesu stabilizace mezi jednotlivými ortézami či v porovnání se stavem bez ortézy. Je vhodné zmínit, že některé výsledky nepřekračují obecně stavitelnou hladinu významnosti 0.05, jako proband 3, 4 a 5. Dokonce některé výsledky nepřesahují ani velice významnou hladinu spolehlivosti 0.01. Je tomu tak u probandů 4 a 5, i když s opačným vlivem ortéz na proces stabilizace.

Probandi 2, 3 a 4 spadají do „negativní“ skupiny, kde ortézy svými účinky zpomalují proces stabilizace. Proband 2 a 4 mají shodné tendence. Proces stabilizace se liší za použití všech tří ortéz oproti stavu bez ortézy, kdy je proces stabilizace nejrychlejší. Proband 3 má také nižší průměrnou hodnotu koeficientu b . Prokázáno statisticky, významně se liší proces stabilizace za stavu Ortéza 3 od stavu Ortéza 2 a to jeho zrychlením.

Probandi 1 a 5 jsou ve skupině „pozitivní“. Ortézy mají vliv na proces stabilizace ve smyslu jeho zrychlení. Prokazatelné výsledky rozdílnosti procesu stabilizace mezi podmínkami 4 versus 3. (Ortéza 3 vs. Ortéza 2).

Diskuse

Goniometrické měření, jež striktně a přesně určuje rozsah pohybu, je měření dobře prokazatelné. Je vhodné zmínit, že měření probíhalo s aktivní účastí jedince bez zatížení dolní končetiny, které se jen málo podobá aktivní činnosti při sportu. Zvlášt

volejbal a basketbal, kde se provádí dynamické přemísťování, rychlá orientace na míč a přenášení těžiště těla. Vyskytují se zde důležité mechanické vlastnosti použitých pomůcek a působení fyzikálních reakčních sil. Očekávání největšího omezení rozsahu pohybu s použitím Ortézy 1, která se užívá u nejtěžších poúrazových stavů není tak jednoznačné. V porovnání s Ortézou 2, jež je subjektivně pozitivně hodnocena u čtyř probandů. Možnost přesného, těsného zašněrování přímo v oblasti hlezenního kloubu a pevného utažení pásků, hraje nejspíše zásadní roli v ovlivnění rozsahu pohybu. Na výsledcích se mohly projevit případné chyby při měření, jako rychlost či chybná fixace.

Metodu měření procesu stabilizace a detekci dat na dynamometrické desce Kistler, jež poskytuje údaje o vektorech reakčních sil nohy s podložkou, jsme volili pro doplňující informace. Dynamometrická deska umožňuje snadné snímání dat a přístupné ovládání. Nevýhodou tohoto zařízení je zaznamenávání centra tlaku (COP), jež představuje vážený průměr všech tlaků nad povrchem oblasti, která je v kontaktu s podložkou (nelze tedy konkrétně zacílit na hlezenní kloub a nohu). COP je místem působení vektoru vertikální reakční síly (chodidlo, chodidlo+ortéza stojné DK). Výsledky naměřených dat mohly být ovlivněny nepatrným pohybem, záměrem, potřebou organismu, které jsme nemuseli aspekčně postřehnout (a daný pokus nezhodnotíme jako nezdařený). Posturografie se využívá jako klinická metoda kvantifikace nestability a umožňuje objektivní hodnocení stability postoje. COP patří k nejčastěji používaným charakteristikám při studii posturální stability. COP a rychlost vyrovnání výchylek patří mezi nejčastěji uváděné parametry, kterými je stabilita hodnocena (Vařeka 2002, Nováková a kol. 2001, Kotrányiová 2004).

Dynamickou zkoušku jsme volili s ohledem na zdatnost jedinců, jež jsou výkonnostní sportovci a klidný stoj by mohl být u nich neprůkazný v důsledku „snadnosti“ udržení této polohy, kdy noha spočívá „klidně“ na podložce (Wikstrom 2005). S ohledem na jednoznačnější údaje ze studií, kdy se při testování eliminují vizuální, propioceptivní informace nebo se mění oporná báze chodidel (Nováková a kol. 2001) jsme volili dynamičtější proces. Při změně polohy jsou kladeny větší nároky i na svaly, které do určité míry kompenzují nestabilitu ligament a klidný stoj by tedy nemusel prokázat jejich případnou nedostatečnost. Zvolili jsme proto dynamickou zkoušku ve frontální rovině. Pohyb tak klade větší nároky na laterální segmenty a prvky pohybového aparátu (svaly, šlachy). Předpokládali jsme větší nároky převážně na hlezenní kloub. I jiné studie prokazují deficitu u lidí s instabilitou hlezenního kloubu u

skákání na jedné dolní končetině (Buchanan a kol. 2008) a potvrzují, že jedinci s funkční instabilitou hlezenního kloubu dosahují horšího výkonu u prováděných testů, jako je např. side hop test a figure of 8 hop (Docherty a kol. 2005).

Možnosti zkoumání funkční a mechanické instability hlezna, hledání hranic funkční instability od stability apod., jsou určitě podnětem k tvořivosti. V našem experimentu jsme volili 50% maxima přeskočků z důvodu bezpečnosti a snížení reakční síly a bočního impulsu při pohybu, abychom neohrozili jedince znovuzraněním.

V našem experimentu lze probandy rozdělit do několika skupin na základě povahy výsledků. Výsledky mohly být ovlivněny i některými dalšími faktory, které nebyly s ohledem na rozsah práce brány v úvahu. Jsou to např.:

1. Vliv dominantní končetiny

I když dominance na dolních končetinách je méně patrná než na horních končetinách, mohla dominance a preference jedné dolní končetiny mít vliv na povahu výsledků. Dominantní strana má kvalitnější motorické dráhy, což může hrát důležitou roli při nacvičování nových prvků, cviků (Švajgl, 2010). Během experimentu jsme nacvičovali přeskok na PDK z důvodu výronové strany. Nácvičování přeskočků probíhalo u všech jedinců bez použití ortéz za jejich „přirozeného“ stavu, čímž jsme u nedominantní skupiny mohli zafixovat špatnou techniku provedení se zhoršeným učením u dané dovednosti.

POZITIVNÍ skupina a SROVNÁVACÍ skupina. Výsledky znázorňují zrychlení procesu stabilizace za použití ortéz. Nedominantní končetina nejspíše přijala ortézu jako „pomocnou berličku“ ke své nedokonalé technice provedení přeskočků a došlo poté ke zrychlení procesu stabilizace.

Jedinci z NEGATIVNÍ skupiny s ohledem na dominanci dolní končetiny, dosahovali za použití ortéz pomalejšího procesu stabilizace. Dominantní strana má kvalitnější motorické dráhy. Proto, při přeskočcích, kdy nepracují obě končetiny současně, vytváří rychleji a zejména kvalitněji paměťové stopy. Stopy mají zásadní význam pro kvalitní techniku provedení a rychlost učení. Následné použití ortéz na ně proto mohlo působit rušivě.

I když testování na končetině nedominantní, by mělo vyžadovat větší soustředěnost a koncentrovanost jedince, naproti tomu stále je zhoršené učení dané dovednosti.

2. Délka testování od zranění

Skupina „pozitivní“ zahrnuje probandy, jež měli úraz hlezenního kloubu před 2 a 3 měsíci od měření, což bylo z vybraných jedinců nejkratší dobu. Kloubní stabilita je dána jak uspořádáním a tvarem kloubních ploch, pevností kloubního pouzdra, tak ligamenty, a funkcí svalů. Výsledky s nejpomalejším procesem stabilizace bez použití ortézy mohou být zapříčiněny neúplným zhojením ligament. V poslední maturační fázi dozrává vazivo a tato fáze může trvat i rok. Ortézy tedy z tohoto hlediska mohou nahrazovat mechanické vlastnosti nyní neúplně zhojených ligament. Na základě případného termického účinku ortéz může být zrychlena zpětná vazba zprostředkovaná proprioceptory ve svaly. Propriocepce se podílí na vzniku reflexní svalové činnosti a přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly požadované k udržování rovnováhy.

Skupinu „negativní“ tvoří jedinci, kteří prodělali poslední zranění minimálně 4 měsíce od měření a je tedy možné předpokládat úplné zhojení ligament, tak funkci svalů. Svaly provádějí aktivní pohyb a aktivní stabilitu kloubu v klidu. Aplikace ortézy může tedy narušovat stávající kloubní stabilitu. V tomto období po zranění je vnější pasivní podpora soustavě zřejmě nadbytečná a působí na proces stabilizace spíše rušivě.

Srovnávací skupina - zdravý jedinec. Graf má lineární průběh změny koeficientu b , zlepšování procesu stabilizace. Zrychlování procesu stabilizace u zdravého jedince je úměrné s počtem prováděných pokusů. Schopnost udržovat rovnováhu v podmínkách nestability patří k základním pohybovým dovednostem, která se většinou vytváří podvědomě, ale lze ji zdokonalit i vědomým učením (Véle 1995). Může se projevit zpomalené učení na základě argumentů nedominantní dolní končetiny (viz výše). Daný jev může zaznamenávat průběh adaptace na nepřírozenost nošení ortézy či jiné pasivní pomůcky v oblasti hlezenního kloubu. Jedinec se může více soustředit, protože očekává změnu stavu oproti svému „přirozenému“ stavu. Zdravý jedinec, dříve před tímto pokusem, nežíval žádnou pomůcku oproti probandům s chronickou instabilitou. Všichni zranění jedinci stále nosí na sport buď ortézu, bandáž nebo stahovací obinadlo a jsou tedy zvyklí na pasivní podporu kloubu.

3. Působení vnějšího prostředí – ortéza

Z biomechanického hlediska je kloubní stabilita dána jak uspořádáním a tvarem kloubních součástí, tak uspořádáním kloubního pouzdra a vazů. Je v každém okamžiku zajištěna souhrou vazivového a svalového aparátu, tedy kooperací pasivních a aktivních složek. Na celkovou stabilitu působí síly vnějšího prostředí. Pokud tyto síly jsou nižší či stejné se silami pasivních a aktivních stabilizátorů systému, jde o funkční stabilitu kloubu. Jsou li vyšší, jedná se o instabilitu.

Důležitou roli rovnováhy mezi svalovými (aktivní složky postury) a pasivními složkami (ligamenta) můžeme v těchto případech sledovat při použití elastické ortézy, jako vnějšího pasivního stabilizátoru - nejzřetelněji prokazatelné u probanda 3. Tato tendence se však objevuje většinou (viz. Shrnutí výsledků).

Ortéza 3

Stav za použití Ortézy 3 se nejvíce přibližuje stavu bez ortézy u všech zraněných jedinců. Jedinci nejspíše nejsou podmíněně drženi v „nepřirozeně“ nucené pozici, ale hlezenní kloub se nachází v pozici sobě „přirozené“ a proto se data jednotlivých podmínek přibližují.

U POZITIVNÍ skupiny je zrychlení stabilizace způsobeno nejspíše rovnováhou mezi svalovou – aktivní složkou a pasivní složkou – ligamenty, kterou podporuje elasticita ortézy a organismus akceptuje její vlastnosti.

Skupina NEGATIVNÍ reaguje na tuto ortézu nejméně výraznými změnami v rychlosti stabilizace, dalo by se konstatovat, že systém pasivní podporu toleruje.

U zdravého jedince se zdá Ortéza 3 nejvhodnější. Rychlost stabilizace je nejrychlejší, nejspíše z důvodu, že se jedinec nemusí podřizovat tvaru ortézy, ale ortéza zefektivňuje souhru svalů a vazů a poskytuje tak nadstandardní rychlost procesu stabilizace.

Ortéza 2

Všimněme si jak soustava reaguje na pasivní pomůcku Ortézu 2, která je již dostatečně pevná, dobře přizpůsobivá k tvaru kloubu a nohy prostřednictvím pásků a šňorování.

Na skupinu POZITIVNÍ, která je nejkratší dobu od úrazu, má nejlepší vliv Ortéza 2. Proces stabilizace je nejrychlejší. Organismus reaguje na Ortézu 2 kladně, jako by ve smyslu zlepšení a podpory funkce pasivních stabilizátorů (ligament, která mohou mít narušenou strukturu, nejsou li zcela zhojená). Můžeme hovořit o vhodnosti pevnosti segmentu zajištěnou ortézou.

Skupina NEGATIVNÍ reaguje na Ortézu 2 výrazným zhoršením rychlosti procesu stabilizace. Svou vlastností utažením pásků a omezením rozsahu pohybu zasahuje jak do posturální složky pasivní, tak aktivní a organismus zcela „rozhodí“ od stavu bez ortézy, který je vnímán jako ten „ideální“. Je pravděpodobné, že narušením dynamického stereotypu a pohybové strategie jedinec pociťuje omezení pohyblivosti v hlezenním kloubu a reaguje na danou změnu zhoršením stabilizace. Z hlediska kinematiky omezení vzájemné pohyblivosti artikulujících segmentů způsobeno „nepřirozeným“ omezením rozsahu pohybu v hlezenním kloubu nemůže mít kladný vliv.

U zdravého jedince je tendence zřejmá, souhra mezi aktivními a pasivními složkami posturální stabilizace prostřednictvím vlastností ortézy zlepšuje rychlost stabilizace, ale už ne tak efektivně jako elastická Ortéza 3, nejspíše z důvodu pevnosti ortézy.

Ortéza 1

Ortéza 1 zrychluje proces stabilizace orpoti stavu bez ortézy v POZITIVNÍ skupině. Rychlost stabilizace je ale pomalejší než za stavu Ortézy 2. „Rigidita“ ortézy pravděpodobně sice podporuje funkci pasivních stabilizátorů, ale už nepodporuje dynamiku stabilizace zprostředkovanou svalovou aktivitou. A „rigidita“ je pro organismus hůře akceptovatelná.

Ortéza 1 ovlivňuje NEGATIVNÍ skupinu ve smyslu zpomalení procesu stabilizace. Tato ortéza se užívá po akutním zranění a těžkých stavech. Díky svým materiálům se ale dokáže přizpůsobit anatomii jednotlivce a proto nejspíš nepůsobí na organismus příliš „rušivě“.

Zdravý jedinec stabilizuje nejpomaleji s Ortézou 1 v porovnání s ostatními dvěma ortézami. Mohlo by to být zapříčiněno tuhostí materiálů ortéz, které se navzájem liší, a tudíž se liší i rychlost stabilizace. Z pohledu opačného je stabilizace s Otézou 1

rychlejší než za stavu bez ortézy. To může být zapříčiněno termickým efektem materiálu, který může zrychlovat zpětnou vazbu proprioceptorů, podávajících informaci CNS o stavu pohybové soustavy a svaly jako efekторы rychleji reagují na změny polohy.

Zajímavá je rovněž souvislost subjektivního hodnocení ortéz a naměřených dat. Dle vlastního a subjektivního pocitu vhodnosti ortézy, označili všichni probandi takovou ortézu, která vykazuje největší rozdíl od stavu bez ortézy.

„Pozitivní“ skupina označila jako nejlepší ortézu 2, kdy je proces stabilizace nejrychlejší.

Další skupinu tvoří probandi 2 a 3, kteří nejlépe ohodnotili ortézu 2 a proces stabilizace je nejpomalejší.

Poslední skupinu tvoří proband 3 a 6. Označili ortézu 3, při které dosáhli nejrychlejší stabilizace.

Tato souvislost může být způsobena očekáváním jedince, že daná ortéza mu jistě nejvíce pomůže. Jedince má s podobnou ortézou zkušenost či ji používá a tak se sugestivně namotivuje k nejlepším výkonům a zvýší svou koncentraci na prováděnou zkoušku. Při zkoumání stabilizačních dovedností musí být brány v úvahu i otázky psychologické jako je např. osobnostní typ (Grönqvist 2001, Gielo-Parczak 2001).

V experimentální biomechanice je nutné počítat se zatížením měření řadou vnějších vlivů, které vedou k poměrně velkým rozptylům sledovaných veličin. Měření je ovlivněno mimo jiné např. faktory intraindividuálními i interindividuálními, jako motivovanost, koncentrovanost jedince, schopnosti adaptovat se na vjemy z vnějšího prostředí, únavou, denní dobou, apod. Člověk vnáší do procesu měření vždy subjektivní chybu.

V našem případě, kdy jsme sledovali veličinu, která se mění s časem nepravidelně a do určité míry náhodně, nelze přesně určit správnou hodnotu, proto jsme vypočítali nejpravděpodobnější hodnotu (aritmetický průměr) a následně jsme využili matematické modelování, na jehož základě jsme interpretovali dosažené výsledky.

Statistická analýza výsledků počítána na základě párového t-testu prokázala vliv ortézy na proces stabilizace u 6ti ze 6ti probandů. Párový t-test se používá standardně pro soubory dat, jež spolu mohou souviset, (jedná se o závislé veličiny), což lze oprávněně očekávat, jelikož se testoval jeden proband. Statistická hladina Studentova koeficientu byla stanovena s ohledem na předpokládané složení dat a nízký počet probandů na 0.25. Ze statistického hlediska tato hladina nevypovídá o významné spolehlivosti výsledků. I když není od věci zmínit, že některé výsledky dosáhly statistické významnosti na 5% hladině významnosti. Např. proband 3, proband 4 i proband 5. Ještě významnější výsledky jsou přítomny u probandů 4 a 5, které na 1% hladině dosáhly statistické významnosti. Ortéza 3 se podle statistických výsledků podílí na změně procesu stabilizace u všech jednotlivců, což je zajímavé v porovnání s charakterem grafu. Proces stabilizace se za stavu Ortéza 3 podle průběhu změny koeficientu stabilizace na grafu přibližuje k rychlosti procesu stabilizace za stavu bez ortézy a to téměř u všech jedinců. Statistická významnost ve změně rychlosti stabilizace za stavu Ortéza 3 není vždy ale ve vztahu ke stavu bez ortézy.

V rámci práce by bylo možno volit ke zpracování výsledků i dvouvýběrový t-test, protože vlastnosti jedné ortézy jsou jistě nezávislé na vlastnostech ostatních ortéz, a chování probanda je ortézami ovlivněno změnou rychlosti procesu stabilizace.

Závěr

Z výsledků je zřejmé, že ortézy mají u jedinců s chronickou instabilitou vliv na proces stabilizace. Vždy se však neprojevují pozitivně ve smyslu jeho zrychlení. Vliv typů ortéz a jejich mechanických vlastností dělí jedince s instabilitou hlezna na dvě skupiny. Ve skupině pozitivní ortézy zrychlují proces stabilizace. Skupinu negativní ortézy zpomalují při procesu stabilizace.

Hypotéza 1: Ortézy ovlivní proces stabilizace.

Hypotéza byla potvrzena.

V experimentu je zaznamenáno buď zrychlení stabilizace za použití ortéz či naopak, zhoršení procesu stabilizace s jejich použitím. Toto sledování dělí probandy do 3 skupin. Vliv na proces stabilizace dle použitého typu ortéz je viditelný u skupiny pozitivní a negativní.(viz. Shrnutí výsledků). Potvrzuje se důležitost role rovnováhy mezi svalovými (aktivní složky postury), pasivními složkami (ligamenta) a působením vnější síly (ortézy). Jednotlivci buď daný typ ortézy akceptují, tolerují nebo netolerují. Ze statistického hlediska výsledky nejsou tak jednoznačné. Za našich vyslovených podmínek se vliv ortéz sice potvrdil u všech probandů, ale ne během všech podmínek. Nejvýznamnější výsledky vlivu ortéz se objevují u Probanda 2 a Probanda 4. Ortéza se podílí na zpomalení procesu stabilizace oproti stavu bez ortézy. Ortéza 3 se statisticky podílí na změně rychlosti procesu stabilizace u všech jedinců.

Hypotéza 2: Ortéza 1 změní rychlost stabilizace nejvíce.

Hypotéza nebyla potvrzena.

Experiment stanovenou hypotézu nepotvrdil. Ortéza 1 se sice užívá po akutním zranění a těžkých stavech, ale díky svým materiálům se dokáže přizpůsobit anatomii jednotlivce a proto nezpůsobuje výraznou změnu při procesu stabilizace. Literatura také uvádí, že dosažení správné funkce ortézy je při nošení ortézy v obuvi, což nebylo splněno. Statisticky se vliv Ortézy 1 projevil pouze u probandů 2 a 4 oproti stavu bez ortézy.

Hypotéza 3: Na proces stabilizace bude mít značný vliv subjektivní pocit probanda z ortézy.

Hypotéza byla potvrzena.

Na základě srovnání výsledků experimentu a subjektivního hodnocení ortéz probandy lze tuto hypotézu potvrdit.

Výsledky omezení rozsahu pohybu ortézou se shodují s výsledky uváděnými v literatuře. Podle výsledků goniometrického měření celkového rozsahu pohybu ortéza 2 omezuje rozsah pohybu stejně jako ortéza 1. S ohledem na omezení určitého pohybu, ortéza 1 nejlépe stabilizuje pohyb do inverze. Společně s ortézou 2 omezují téměř shodně pohyb do everze a plantární flexe, což se vylučuje s tvrzením, že ortéza 1 má dostatečnou volnost do plantární a dorzální flexe při běžné chůzi.

S ohledem na dosažené výsledky lze konstatovat, že cíle práce byly splněny. Vzhledem k nízkému počtu pokusů za každé z podmínek (stav bez ortézy, Ortéza 1, 2, 3) a malému souboru dat se statisticky slabý výstup dal očekávat.

Nicméně pro konečné potvrzení dosažených výsledků a trendů by bylo vhodné provést rozsáhlejší studii pro možnost zobecnění vyslovených závěrů.

Seznam literatury

- BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: MAXDORF, 2004. 256 s. ISBN 80-7345-017-8.
- BROWN, CN., MYNARK, R. Balance Deficits in Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*. 2007, roč. 42, č. 3, s. 367-373.
- BUCHANAN, AS. a kol. Functional performance testing in participants with functional ankle instability and in a health kontrol group. *Journal of Athletic Training*. 2008, roč. 43, č. 4, s. 342-346.
- ČIHÁK, R. *Anatomie*. Praha: Grada, 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5
- ELIŠKOVÁ, M., NAŇKA, O. *Přehled anatomie*. Praha: KAROLINUM, 2006. 310 s. ISBN 80-246-1216-X.
- FREEMAN, M. Coordination Excercises in the treatment of functional instability of foot. *Physiotherapy*. 1965, 51, s. 393-395.
- DE MERITT, KM., SHULTZ, SJ. a kol. Chronic Ankle Instability Does Not Affect Lower Extremity Functional Performance. *Journal of Athletic Training*. 2002, roč. 37, č.4, s. 507-511.
- DUNGL, P. *Ortopedie*. Praha: Grada Publishing, 2005. 1280 s. ISBN 80-247-0580- 8.
- DUNGL, P. *Ortopedie a traumatologie nohy*. Praha: Avicenum, 1989. 285 s.
- DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. Praha: Grada, 2000. 664 s. ISBN 80-7169-681-1.
- DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2009a. 180 s. ISBN 978-80-247-1648-0.
- DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009b. 544 s. ISBN 978-80-247-3240-4

- DYLEVSKÝ, I. *Obecná kineziologie*. Praha: Grada Publishing, 2007.192s. ISBN 978-80-247-1649-7
- FEUERBACH, JW., GRABINER, MD., KOH, TJ., WEAKER, GG. Effect of ankle orthosis and ankle ligament anesthesia on ankle joint proprioception. *Am J Sports Med*. 1994, roč. 22, č. 2, s. 223-229.
- FULLER, EA., Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *J Am Pediatr Med Assoc*. 1999, roč. 89, s. 278-291.
- GRÖNQVIST, R. Human-centered approaches in slipperiness: Fundamentals concepts and definitions. *Ergonomics*. 2001, Oct 20; 44(13), s. 1102-17.
- GIELO- PERCZAK, K. *Systems approach to slips and falls researcher*. Theoretical Issues in Ergonomics Science, 2001, roč 2, č. 2, pp. 124, 18 p.
- HARDY, L., HUXEL K. Prophylactic Ankle Braces and Star Excursion Balance Measures in Healthy Volunteers. *Journal of Athletic Training*. 2008, 43, s. 347-351.
- HRAZDIRA, L., BERÁNKOVÁ, L., HANDL, M. a kol. Komplexní pohled na poranění kloubu ve sportu. *Ortopedie*. 2008, roč. 2, č. 6, s. 267-275. ISSN 1802-1727.
- HERTEL, J. Functional instability following lateral ankle sprain. *Sports Medicine*. 2000, roč. 29, č. 5, s. 361-371.
- HERTEL, J. Functional Anatomy, Patomechanics, and pathophysiology of laterál ankle instability. *Journal of Athletic Training*. 2002, 37, s. 364.
- JANČOVÁ, J. *Sledování změn indikátorů posturální stability měřených na kistler desce u skupiny seniorů v závislosti na kalendářním věku a aktuálním životním stylu* Praha, 2008, Disertační práce UK FTVS. Vedoucí disertační práce Pavel Strnad
- JANDA, V., PAVLŮ, D. *Goniometrie*. Brno: Institut pro další vzdělání pracovníků ve zdravotnictví v Brně, 1993. 108 s. ISBN 80-7013-160-8.
- JANDA, V. *Funkční Svalový test*. Praha: Grada. 2004. 325 s. ISBN 80-7169-208-5.

- JANDA, V., VÁVROVÁ, M. Senzomotorická stimulace. *Rehabilitácia*. 1992, roč. 25, č. 3, s. 14-34.
- JANURA, M., JANUROVÁ, E. *Fyzikální základ biomechaniky*. Olomouc, 2007, Univerzita Palackého v Olomouci, 96 s. ISBN 978-80-244-1805-6
- JELEN, K. *Odezva organismu člověka na vnější mechanickou zátěž generovanou běžnou pohybovou aktivitou a sportovní činností (příkladová studie)* Habilitační práce, Praha, 2002, 204 s.
- JÍLEK, M. *Úroveň posturální regulace u osob s pozdními komplikacemi diabetu mellitus* Brno, 2008, 119 s., Disertační práce, Masarykova Univerzita. Vedoucí disertační práce Komešník Blahoslav
- KALVASOVÁ, E., *Ligamentum talofibulare anterius a jeho vliv na stabilitu hlezna*. Praha, 2009. 152 s., Disertační práce na UK FTVS. Vedoucí disertační práce Dagmar Pavlů
- KARAS, V., OTÁHAL, S., SUŠANKA, P. *Biomechanika tělesných cvičení*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství. 1990. 184 s. ISBN80-04-20554-2.
- KOLÁŘ, P., Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-164.
- KOTRANYIOVÁ, E. *Terapie distorze a laterální instability hlezna*. Praha, 2004, 102 s., Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Michaela Stupková
- KOTRANYIOVÁ, E. Význam laterálních ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, č. 3, s. 122-129. ISSN 1211-2658.
- KUČERA, M., DYLEVSKÝ, I. a kol. *Sportovní medicína*. Praha: Grada Publishing. 1999. 280 s. ISBN 80-7169-725-7.
- LEWIT., K. *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. přepracované vyd. Česká lékařská společnost J. E. Purkyně. Praha: Sdělovací technika, spol. s r.o. 2003. 411 s. ISBN 80-86645-04-5.
- LIU., SH., NGUYEN, TM. Ankle sprals and other soft tissue injuries. *Curr Opin Rheumatol*. 1999, č. 11, s.132-137.
- LOPOT, F., 2010. *ústní sdělení*

- ♣ MORRISON, KE., KAMINSKI, TW. Foot characteristics in Association With Inversion Ankle Injury. *Journal of Athletic Training*. 2007, roč. 42, č. 1, s.135-142.
- ♣ NOVÁKOVÁ, H., TICHÝ, M., ŤUPA, F. Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 2, s. 65-69.
- ♣ NYSKA, M., MANN, G. The unstable ankle. *Human kintics Publishers*. 2002. ISSN 0-88011-802-4.
- ♣ OLMSTED, LC., CARCIA, CH.R. a kol. Efficacy of the Star Excursion Balance Tests in Detecting Reach Deficits in Subject With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*. 2002, roč. 37, č. 4, s. 501-507.
- ♣ OSLADIL, T., *Stabilizační procesy u seniorů a faktory zvyšující riziko pádu*. Praha, 2005. 113 s. Diplomová práce na UK FTVS. Vedoucí diplomové práce Stanislav Otáhal.
- ♣ OTÁHAL. J. *Biomechanika člověka* [online] [cit. 2010-7-12]. Dostupné na:http://biomech.ftvs.cuni.cz/pbpk/kompendium/anatomie/dk_noha_klouby.ph
- ♣ OTÁHAL S. *Biomechanika člověka* [online] [cit. 2010-8-19]. Dostupné na: <http://biomech.ftvs.cuni.cz/>
- ♣ PAPADOPOULOS, ES., NIKOLOPOULOS, CH., BADEKAS, A. a kol. The effect of different skin-ankle brace application pressures on quiet single-limb balance and electromyography activation onset of Lower limb muscles. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2007, č. 8, s. 89-97.
- ♣ PETERSON, L., RENSTÖRM, P. *Sport injuries – Their prevention and treatment*. United Kingdom: Taylor & Francis Ltd, 2001. 554 s. ISBN 9781853171192
- ♣ ROSS, SE., GUSKIEWICZ, KM. Single-Leg Jump-Landing Stabilization Times in Subjects With Functionally Unstable Ankles. *Journal of Athletic Training*. 2005, roč. 40, č. 4, s. 298-304.
- ♣ ROSS, SE., GUSKIEWICZ, KM. Et al. Assesment Tools for Identifying Functional Limitations Associated With Functional Ankle Instability. *Journal of Athletic Training*. 2008, roč. 43, č. 1, s. 44-50.

- ♣ SHAW, MY., a kol. Ankle bracing, Fatigue, and Time to stabilization in collegiate volleyball athletes. *Journal of Athletic Training*. 2008, roč. 43, č. 2, s. 164-171.
- ♣ STONE, K.R. The ankle joint. *The Stone Clinic*, San Francisco, 1996
- ♣ ŠVAJGL, J. *Motorická lateralita* [online] [cit. 2010-2-9]. Dostupné na: http://www.bodybuilding.cz/svajgl/motoricka_laterarita.html
- ♣ VALJENT, Z. Využití moderní rehabilitační pomůcky – balancestepu. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2008, č. 3, s. 122-130.
- ♣ VAŘEKA, I. Posturální stabilita I. část. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, roč 9, č. 4, s. 115-121.
- ♣ VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Klinická typologie nohy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 3, s. 94-102.
- ♣ VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. Patokineziologie nohy a funkční ortézování. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2005, roč. 12, č. 4, s. 156-166.
- ♣ VÉLE, F. *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- ♣ VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. Praha: Univerzita Karlova. 1995. 85 s. ISBN 80-7184-100-5.
- ♣ WIKSTROM, EA. a kol. Dynamic postural stability in subjects with braced, functionally unstable ankles. *Journal of Athletic Training*. 2006, roč. 41, č. 3, s. 245-250.
- ♣ WIKSTROM, EA. a kol. A New Force-Plate Technology Measure of Dynamic Postural Stability: The Dynamic Postural Stability Index. *Journal of Athletic Training*. 2005, roč. 40, č. 4, s. 305-309.
- ♣ WILLEMS, T., WITVROUW, E. a kol. Proprioception and Muscle Strength in Subjects with a History of Ankle Sprains and Chronic Instability. *Journal of Athletic Training*. 2002, roč. 27, č. 4, s. 487-493.
- ♣ WU, C., LEUNG, E. A biomechanical Study of the Stability Among Athletes with Chronic Sprained Ankle. The Hong Kong Sports Institute. 1997

Seznam příloh

Příloha 1 Vyjádření žádosti etické komise

Příloha 2 Kopie Informovaného souhlasu

Příloha 3 Stručný přehled svalů nohy a bérce

Příloha 4 Index funkční instability

Příloha 2 Informovaný souhlas

INFORMOVANÝ SOUHLAS

V souladu se Zákonem o péči o zdraví lidu (§ 23 odst. 2 zákona č.20/1966 Sb.) a Úmluvou o lidských právech a biomedicíně č. 96/2001, Vás žádám o souhlas k účasti projektu diplomové práce. Vaše osobní údaje nebudou použity jinak, než v rámci práce a výsledky naměřených dat budou zveřejněny anonymně. Ve studii nebude využito žádných invazivních metod. Osobní data v této studii nebudou uvedena. Účast je dobrovolná a účastník ji může svobodně odmítnout či odstoupit z výzkumu, a to beztrestně.

Studie bude zaměřena na sledování procesu stabilizace během fyzické aktivity (námi stanovené funkční zkoušky) s aplikací a bez aplikace ortotických pomůcek hlezenního kloubu. Bude sledován proces stabilizace pomocí tenzometrické desky Kistler. Proběhne také orientační vyšetření pohybového aparátu. Výsledná data budou použita a analyzována v diplomové práci. Toto měření bude provedeno jednorázově a předpokládaná doba průběhu se bude pohybovat okolo 1,5hodiny. S časovým rozvržením budete předem seznámeni.

Dnešního dne jsem byl/a řešitelem odpovědného za studii poučen/a o plánovaném průběhu. Prohlašuji a svým dále uvedeným vlastnoručním podpisem potvrzuji, že pracovník, který mi poskytl poučení, mi osobně vysvětlil vše, co je obsahem tohoto písemného informovaného souhlasu, a měl/a jsem možnost klást mu otázky, na které mi řádně odpověděl.

Prohlašuji, že jsem shora uvedenému poučení plně porozuměl/a a výslovně souhlasím s provedením.

Souhlasím s uveřejněním výsledků v rámci studie.

Datum:.....

Osoba, která provedla poučení:.....

Podpis osoby, která provedla poučení:.....

Vlastnoruční podpis účastníka:.....

Příloha 3 svaly a inervace bérce a nohy

Název	origo	insertio	funkce	Inervace / poznámky
Mm. cruris (ventrální, laterální a dorzální skupina)				
Ventrální skupina (extenzory nohy) (dorzální flexe = extenze)				n. fibularis (peroneus) profundus
m. tibialis anterior	2/3 facies lateralis tibiae membrana interossea cr.	os cuneiforme I., mtt. I.	extenze a zevní rotace nohy podélná klenba nožní	n. fibularis prof. (L4-L5)
m. extensor hallucis longus	facies medialis fibulae, membrana interossea cr.	aponeurosis dorsalis hallucis, ph II. hallucis	extenze palce a nohy	n. fibularis prof. (L4-S1)
m. extensor digitorum longus	condylus lat. tibiae, margo ant. fibulae, membr. intero.	dorz. aponeur. 3-čl. prstů, basis mtt. V.*	extenze prstů a nohy *vnitřní rotace nohy	n. fibularis prof. (L4-S1) *m. peroneus tertius
Laterální skupina (plantární flexe = flexe)				n. fibularis (peroneus) superficialis
m. peroneus (fibularis) longus	caput fibulae, facies lateralis fibulae	os cuneiforme I., basis mtt. I.	flexe, vnitřní rotace nohy příč. i podélná klenba nohy	n. fibularis spfc. (L5-S1)
m. peroneus (fibularis) brevis	facies lateralis fibulae	tuberositas mtt. V.	flexe, vnitřní rotace nohy	n. fibularis spfc. (L5-S1)
Dorzální skupina (flexory nohy, (bérce))				n. tibialis
Povrchová vrstva				
m. triceps surae	a)epicond.med.et lat. fem.	tendo Achilei na tuber calcanei	flexe nohy, a)flexe bérce	n. tibialis (L5-S2) *m. gastrocnemius medialis et lateralis
a)m. gastrocnemius* b)m. soleus	b) caput fibulae, arcus ten- dineus + linea m. solei			
m. plantaris	facies poplitea femoris	tuber calcanei	malá, flexe nohy a bérce	n. tibialis (L5-S2)
m. popliteus	condylus lat. femoris	linea m. solei	flexe, pronace flx. bérce	n. tibialis (L4-S1)
Hluboká vrstva				
m. tibialis posterior	facies post. tibiae et fibulae, membr. interossea	tuberositas o. navicularis, o. cuneif. cuboid, mtt II-IV	flx. add., vnitřní rotace nohy, podélná klenba nohy	n. tibialis (L5-S1)
m. flexor hallucis longus	facies post fibulae 2.a3./3, membrana interossea cr.	basis ph II. hallucis	flexe palce a nohy, podélná klenba nožní	n. tibialis (L5-S2)
m. flexor digitorum longus	facies post. tibiae	basis ph distalis 3-čl. prstů	flx. prstů, flx. a zevní rot. nohy, podélná klenba nožní	n. tibialis (L5-S2)

Mm. pedis (skupina dorzální a plantární)				
Dorzální skupina				n. fibularis (peroneus) profundus
m. ext.hallucis brevis	facies dorsalis calcanei	dorzální aponeur. palce	extenze palce	n. fibularis profundus (L4-S1)
m. ext. digitor. brevis	facies dorsalis calcanei	dorz.aponeur. 3-čl. prstů	extenze prstů	n. fibularis profundus (L4-S1)
Plantární skupina (palcová, malíková a střední skupina, lumbrikální a interoseální svaly)				
Palcové svaly				n. plantaris medialis et lateralis
m. abductor hallucis	tuber calcanei	basis ph I. hallucis	abd., flx., ph I. hallucis	n. plantaris med. (L5-S1)
m. flx.hallucis brevis	a)o.naviculare, cuneif.I.,II.	basis ph I. hallucis, sezam	flexe proximálního článku	a)n. plantaris med.
a)caput med. b)c. lat.	b)os cuboideum	kúst. art. mtt-ph hallucis	palce	b)n. plantaris lat. (L5-S2)
m. adductor hallucis	a)os cuneiforme III., os cuboideum	ph I. hallucis, lat. sezam	addukce palce k 2. prstu	n. plantaris lat. (S1-S2)
a)caput obliquum b)caput transversum	b)mtt III., IV., V.	kúst. art. mtt-ph hallucis		
Malíkové svaly				n. plantaris lateralis
m. abductor digiti V.	tuber calcanei	basis ph I. digiti minimi	abdukce a flexe malíku	n. plantaris lat. (S1-S2)
m. flx. dig. V.brevis	o. cuboideum, basis mtt V.	basis ph I. digiti minimi	flexe prox. článku malíku	n. plantaris lat. (S1-S2)
m. opponens digiti V	od krátkého flx. malíku	lat. okraj mtt V.	opozice malíku	n. plantaris lat. (S1-S2)
Prostřední svaly				n. plantaris medialis et lateralis
m. flexor digitorum brevis	tuber calcanei	ph II. 3-čl. prstů*	flexe prostředních článků	n. plantaris med. (L5-S1) *chiasma tendinum
m. quadratus plantae	tuber calcanei	šlacha m. flx. dig. longus	podporuje flexor prstů	n. plantaris lat. (S1-S2)
mm.lumbricales I-IV	šlacha m. flexor digitorum longus	basis ph I., dorz. aponeur. 3-čl. prstů z palcové strany	flexe ph I. při extenzi ostatních článků	n. plantaris med.(I+II), n. plantaris lat.(III+IV) . (L5-S2)
mm. interossei dorsales I. – IV.	sousední strany mtt	ph I. et dorz. aponeuroza tříčlankových prstů	abductores od osy 2. prstu flx. ph I. při ext. ostat. ph	n. plantaris lat. (S1-S2)
m. interossei plantares I.-III.	basis III.,IV., V. mtt.	dorzální aponeuroza 3- člankových prstů, ph I.,	adductores k ose 2. prstu, flx ph I.při ext. ostat. ph	n. plantaris lat. (S1-S2)

Příloha 4 Index funkční instability, Docherty et al. 2005

1. Have you ever sprained your ankle?
2. Does your ankle ever feel unstable while walking on a flat surface?
3. Does your ankle ever feel unstable while walking on an uneven surface?
4. Does your ankle ever feel unstable during recreational or sport activity?
5. Does your ankle ever feel unstable while going up stairs?
6. Does your ankle ever feel unstable while going down stairs?