

Univerzita Karlova v Praze

2. lékařská fakulta

VLIV INSTABILNÍHO HLEZNA NA STABILITU STOJE A CHŮZE

Diplomová práce

Autorka: Jitka Schořová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: Mgr. Tomáš Pelc

Praha 2009

Bibliografický záznam

SCHOŘOVÁ, Jitka. *Vliv instabilního hlezna na stabilitu stoje a chůze*. Praha: Karlova Univerzita, 2. lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2009. 87 s. Vedoucí diplomové práce: Mgr. Tomáš Pelc.

## **Abstrakt**

Diplomová práce "Vliv instabilního hlezna na stabilitu stoje a chůze" se zabývá problematikou chronicky instabilního hlezenního kloubu a jeho rolí při chůzi a udržování posturální stability. V teoretické části je formou literární rešerše shrnuta základní kineziologie hlezenního kloubu, analýza chůze se zaměřením na svalové souhry a pohyby v hlezenním kloubu. Dále jsou zaznamenány poznatky o etiologii chronické instabilitě hlezna.

Pro praktickou část práce bylo vybráno dvacet probandů z řad aktivních sportovců, kteří byli rozděleni do dvou skupin. První skupina zahrnovala deset jedinců s chronicky instabilním hlezenním kloubem. Druhá skupina byla skupina kontrolní. Cílem výzkumu bylo zjistit, zda a případně jak chronicky nestabilní hlezenní kloub ovlivňuje pohyb subjektu, jeho krokový cyklus a zatížení končetin. Pro měření a objektivizaci vybraných parametrů byly použity specifické testy snímané na plošině Balance Master® System a FDM platform®. Předpokládali jsme, že výsledky testů se budou signifikantně lišit mezi oběmi skupinami.

## **Klíčová slova**

Hlezenní kloub, distorze hlezenního kloubu, chronická instabilita hlezenního kloubu, stabilometrie, chůze.

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

Bibliographic identification: SCHORŮVÁ, Jitka. *The influence of the chronic ankle instability on postural control in upright stance and gait*. Prague: Charles University, 2<sup>nd</sup> Medical school, Department of rehabilitation and exercise medicine, 2009. 87 s. Supervisor of the diploma thesis: Mgr. Tomáš Pelc.

## **Abstract**

The diploma thesis "The influence of chronic ankle instability on postural stability of standing position and gait" deals with the theme of the chronic ankle instability and its role in gait and maintaining the postural stability. In the theoretical part is summarised basic kinesiology of the ankle joint and gait analysis, which is especially focused on muscles cooperation and movements in ankle joint. Furthermore, there is gathered knowledge about chronic ankle instability etiology.

In the research part were twenty active sportsmen chosen and were divided into two groups. The first group included ten subjects with chronic ankle instability. The second group included ten subjects as a control. The aim of this research was to evaluate the relation between chronic ankle instability and subject's movement in the ground, its gait cycle and the loading responses of the lower legs. For the measurement and the objectivisation of chosen parameters were used specific tasks on stabilometric platform the Balance Master® System and the FDM platform®. We suggested significant differences between the two groups.

## **Key words**

Ankle joint, ankle joint distortion, chronic ankle instability, stabilometry, gait.

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Tomáše Pelce, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky.

V Praze dne 15. 4. 2009

.....

#### Poděkování autorky

Děkuji Mgr. Tomáši Pelcovi za trpělivost, odborné rady a návrhy při vedení a zpracování diplomové práce, Mgr. Ing. Martinu Podařilovi za užitečné odborné připomínky a jazykovou korekturu a Ing. Miroslavu Staškovi za pomoc při statistickém zpracování dat a výsledků diplomové práce.

## OBSAH

OBSAH .....	6
SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK .....	8
ÚVOD .....	9
1 PŘEHLED POZNATKŮ .....	10
1.1 Funkční anatomie hlezenního kloubu .....	10
1.2 Distorze hlezenního kloubu .....	12
1.2.1 Mechanismus vzniku distorze.....	12
1.2.2 Klasifikace a diagnostika distorzí .....	13
1.2.3 Léčba akutní distorze .....	14
1.3 Chronická instabilita hlezenního kloubu .....	15
1.3.1 Teorie vzniku instabilního kloubu .....	15
1.3.2 Rizikové faktory vzniku chronicky instabilního hlezenního kloubu .....	16
1.3.3 Typy chronicky instabilního hlezenního kloubu.....	17
1.4 Posturální stabilita, základní pojmy.....	18
1.4.1 Posturální stabilita .....	19
1.4.2 Balanční strategie .....	21
1.4.3 Chronicky instabilní hlezno a posturální stabilita.....	21
1.4.4 Vyšetřování posturální stability .....	22
1.5 Analýza chůze .....	26
1.5.1 Kineziologie chůze.....	26
1.5.2 Krokový cyklus.....	28
1.5.3 Procentuelní zastoupení fází krokového cyklu .....	29
1.5.4 Chronicky instabilní kloub a chůze .....	31
2 CÍLE A HYPOTÉZY .....	33
3 METODIKA .....	34
3.1 Způsob výběru probandů .....	34
3.2 Charakteristika výzkumného souboru .....	34
3.3 Průběh vyšetření probandů.....	35
3.4 Charakteristika použitého snímacího zařízení .....	35
3.4.1 Balance Master® System .....	35
3.4.2 FDM platform® .....	41

4 VÝSLEDKY .....	43
5 DISKUSE .....	49
5.1 Diskuse k teoretické části.....	49
5.2 Diskuze k praktické části .....	51
6 ZÁVĚR.....	56
7 SOUHRN.....	58
8 SUMMARY.....	59
9 REFERENČNÍ SEZNAM.....	60
10 PŘÍLOHY .....	69

## SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

COG (centre of gravity) – projekce těžiště do podložky

COM (centre of mass) – těžiště

COP (centre of pressure) – centrum tlakových sil

Comp. – průměr

DKK – dolní končetiny

DK – dolní končetina

FL (forward lunge) – název testu

GC (gait cycle) – krokový cyklus

LOS (limits of stability) – limity stability

ME (maximum excursion) – maximální výchylky ve směru F – vpřed, RF – vpřed vpravo,

R – vpravo, RB – vpravo vzad, B – vzad, LB – vlevo vzad, L – vlevo, LF – vlevo vpřed

PC – osobní počítač

SQT (step quick turn) – název testu

SUO (step up over) – název testu

TENS – transkutánní elektro-neuro stimulace

% WT – % tělesné hmotnosti

% HT – % tělesné výšky

2D – dvoudimenzionální

3D – trojdimenzionální



## ÚVOD

Hlezenní kloub pracuje spolu s ostatními klouby dolní končetiny na udržování posturální stability, kontrole pohybu těžiště při stoji i chůzi. Jeho funkční pohyb je nezbytný pro fyziologický vzor bipedální lokomoce. Při udržování vzpřímeného stoje na dvou dolních končetinách úzce kooperuje se subtalárním kloubem, kdy se uplatňuje zejména formou kotníkové strategie. Aktivitou plantárních a dorsálních flexorů nohy zajišťuje stabilitu v anteroposteriorním směru (Tropp, 2002). Pro udržování vzpřímeného stoje je ovšem nutná intaktní aference ze tří hlavních sensorických systémů: vestibulárního aparátu, zraku a somatosenzorických receptorů. Pokud je jeden z těchto inputů narušen, další pohyb je možný za zvýšené aktivace jiné smyslové složky, to se projeví i ve změně posturální kontroly (Véle, 2006). V případě poranění hlezenního kloubu uvažujeme o porušeném proprioceptivním čítí.

Chronická funkční instabilita hlezenního kloubu je porucha pohybového systému vyskytující se v populaci poměrně často. K této instabilitě kloubu dochází na základě opakovaných traumat nebo podcenění poranění a jeho nedoléčení (Hrazdára, 2008; Kaminski, 1999). Je to termín používaný pro přetrvávající bolest, edém, "podklesávání" kloubu a subjektivní pocit nestability při pohybu, vyskytuje se až v sedmdesáti procentech případů po distorzním poranění hlezna (Eechaute et al., 2007; Hiller et al., 2006). O diagnostice funkčně instabilního hlezna a objektivizaci jeho vlivů na posturální stabilitu se doposud vedou diskuze. Závažnost instability hlezenního kloubu hodnotí dotazník "Cumberland ankle instability tool".

# 1 PŘEHLED POZNATKŮ

## 1.1 Funkční anatomie hlezenního kloubu

Hlezenní kloub nese největší váhu ze všech kloubů těla na jednotku plochy. Zajišťuje spojení s nohou, která funguje jako tlumič sil, absorbuje nárazy vznikající během kontaktu s podložkou. Je to kontaktní orgán lidského těla s terénem a zajišťuje s ním pružnou, flexibilní a dynamickou interakci. Funkčnost tohoto skloubení je nezbytná i pro prevenci úrazů (Morrison, Kaminski, 2007).

Hlezenní kloub (art. talocruralis) je kloub složený kladkový, stýká se v něm tibia a fibula s talem (Kapandji, 1987). Kloubní pouzdro se upíná po okrajích kloubních ploch tak, že vnější plochy kotníků jsou mimo (Čihák, 2001). Ligamentózní aparát hlezna (viz příloha č. 1) zesilující kloubní pouzdro, je tvořen dvěmi hlavními částmi ligamenta collateralia (mediale et laterale) a dvěmi přídatnými (anterior, posterior). Vazy hlezna jsou uspořádány vějířovitě a v každé poloze kloubu je napjat po obou stranách alespoň jeden z pruhů postranního vazy, tím je zajišťována optimální stabilita hlezna ve všech směrech pohybu (Kotrányová, 2007). Mezi laterální ligamenta zahrnujeme lig. talofibulare anterius, lig. talofibulare posterius a lig. calcaneofibulare. Tato ligamenta mají funkci stabilizační a to pro talokrurální i subtalárního kloub (Čihák, 2001; Kapandji 1987). Ligamentum talofibulare anterius je primární laterální stabilizátor hlezna ve všech pozicích, uplatňuje se zejména při plantární flexi. Zabraňuje přílišnému předozadnímu posunu talu ve vztahu k fibule a tibii. Ligamentum calcaneofibulare zabraňuje inverzi calcaneu vzhledem k fibule a je jedním z hlavních stabilizátorů hlezna v neutrální pozici a dorsální flexi. Ligamentum talofibulare posterius zabraňuje posunu nohy vůči bérci dorzálně (Hrazdára et al., 2008).

Mediální skupinu ligament tvoří hluboká (lig. tibiotalarare ant., lig. tibiotalarare post.) a povrchová část (lig. deltoideum). Hluboká ligamenta jsou kratší a drobnější a mají zásadní význam pro stabilitu kloubu ve smyslu posunu tibie vůči talu (Hrazdára et al., 2008; Kapandji, 1987).

V talocrurálním kloubu probíhá pohyb v sagitální rovině v rozsahu 30 až 50°. Rozsah plantární flexe (extenze) je 30 až 35° a dorsální flexe 20 až 25° (Čihák, 2001). Rozsah flexe a extenze je determinován tvarem a kongruencí kloubních ploch. Distální plocha tibie kopíruje semicirkulární povrch talu. Při plantární flexi dochází současně k inverzi, při dorsální flexi k everzi. To je dáno tvarem kloubních ploch, zejména rozdílným poloměrem

zakřivení na mediální a laterální straně přední části kladky talu (Čihák, 2001; Vries et al., 2008). Vzhledem k tomu, že talus je širší dorsálně, je rozsah pohybu do extenze větší (Kapandji, 1987). Při plantární flexi se napíná lig. talofibulare anterius a táhne fibulu vpřed, distálně a do vnitřní rotace. Tuberculus posterolateralis talaris je v kontaktu se zadním okrajem tibiae. Tohoto pohybu se účastní m. gastrocnemius, m. soleus, m. plantaris, m. tibialis posterior, m. peronæi longus a brevis, m. flexor digitorum longus, a m. flexor hallucis longus (Čihák, 2001; obr. viz příloha č. 2). Při hyperextenčním pohybu je tedy riziko dislokování kloubu posteriorně, s částečnou nebo úplnou rupturou pouzdra a také abruptce okraje tibiae (Kapandji, 1987). Dorsální flexí je napínáno kloubní pouzdro na zadní straně, stejně tak i zadní část ligg. collateralia. Ventrální část talu se opírá o ventrální okraj tibiae. Vzhledem k tomu, že flexory nohy jdou upnuté do pouzdra, zamezují tak jeho uskřinutí. Hyperflekční pohyb (pohyb do dorsální flexe) je rizikový pro možnou dislokaci kloubu anteriorně a frakturu ventrálního okraje tibiae (Kapandji, 1987). V maximálním napětí je lig. talofibulare posterius a fibula se posunuje dorsálně a proximálně (Bartoníček, 2004). Pohyb zajišťuje m. tibialis anterior, m. peroneus tertius, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis proprius. Dorsální flexi obvykle jako první (dříve než kostěný a ligamentózní aparát) limituje tonus m. soleus a m. gastrocnemius. Při pohybu v otevřených kinematických řetězcích se calcaneus pohybuje ventrálně, inferiorně a mediálně vzhledem k talu (Kapandji, 1987).

Osa subtalárního kloubu probíhá kaudálně, posteriorně a laterálně, z toho vyplývají možné pohyby v tomto kloubu, tedy pohyby ve třech rovinách umožňující pronaci a supinaci (Vries et al., 2008). Articulatio subtalaris (dolní hlezenní kloub) je samostatný kloub spojující talus s calcaneem. Zajišťuje pohyby do inverse (plantární flexe, addukce, supinace nohy) a everse (dorsální flexe, abdukce, pronace nohy) (Čihák, 2001).

S flekčním i extenčním pohybem hlezna jsou mechanicky spojeny i oba klouby tibiofibulární (superior, inferior). Jako první se do pohybů zapojuje art. tibiofibularis inferior, nemá na kloubních plochách chrupavku, proto se nejedná o pravé skloubení ale syndesmozu (syndesmosis tibiofibularis). Funkčně souvisí s pohyby v hlezenním kloubu, spojuje tibií a fibulu ve "vidlici" ve které se pohybuje talus (Čihák, 2001). Toto spojení zesiluje ligamentum tibiofibulare anterius a ligamentum tibiofibulare posterius. Syndesmosa se napíná při dorsální flexy nohy, kdy se trochlea tali vtláčuje svou ventrální, širší stranou do "vidlice" malleolů (Kapandji, 1987).

## 1.2 Distorze hlezenního kloubu

Akutní distorze hlezna tvoří 20 procent (Brown, Mynark, 2007) resp. 25 procent (Hertell, 2003) všech sportovních úrazů v USA. Tento úraz patří mezi nejčastější poranění fyzicky aktivní populace (McKeon, Hertell 2008). Podrobná anamnéza a klinické vyšetření jsou klíčové v jeho diagnostice i léčbě. Na vzniku distorze se podílí mnoho faktorů, které se často navzájem prolínají. Řadu z nich lze preventivně ovlivnit například kvalitní obuví, dostatečnou přípravou před sportovním výkonem atp. (Hrazdíra et al., 2008).

Nejvyšší incidence distorze hlezenního kloubu nalézáme u aktivně sportující populace, nicméně stejně tak se vyskytují i u řady dalších onemocnění (periferní neuropatie, artrozy kloubu atp.). V současnosti neexistuje studie, která by přesně mapovala výskyt distorzí případně nestabilního hlezenního kloubu u jednotlivých diagnóz (Hrazdíra et al., 2008; Newman et al., 2007).

Při akutním poranění, kdy je výrazný otok a palpační bolestivost nad dvěma či více vazy, vzniká podezření na akutní nestabilitu kloubu. Nestabilita je v akutní fázi před vznikem otoku snadno vyšetřitelná (test předsunutí talu, test vyklonění talu). Ochranný svalový spasmus a edém mohou následně překrýt známky nestability kloubu (Hrazdíra et al., 2008).

### 1.2.1 Mechanismus vzniku distorze

O úrazy ligament se jedná v 75 procentech všech poranění hlezenního kloubu (viz příloha č. 3). Nejčastější typ akutního poranění hlezenního kloubu je poranění laterálních ligament, příčinou je pohyb nohy do inverze (Hrazdíra et al., 2008), supinace, plantární flexe nebo samotné addukce (Kapandji, 1987). Ve většině případů se jedná o kombinaci těchto pohybů (Morrison, Kaminski, 2007). Při pohybu do addukce rotuje talus okolo vertikální osy a posunuje se mediálně, tím se zvyšuje riziko fraktury mediálního malleolu (Hrazdíra et al., 2008). U vyššího stupně distorze je ligamentum collaterale laterale rotováno a vede k akutní instabilitě v kloubu (Kapandji, 1987). O poranění ligament laterálního malleolu se jedná v 85% (Trevino et al., 1994), v USA je incidence 1 na 10 000 (Ivins, 2006). Prevalence tohoto typu úrazu hlezna se liší v různých sportech, nejvyšší výskyt je u hráčů kopané, basketbalu, ledního bruslení (Ivins, 2006). Tvoří až 50 procent všech úrazů hráčů basketbalu (Rappe, Lohrer, 1998), 30 procent hráčů kopané (Shery, Hertel, 2005). Poranění v everzi se vyskytuje podstatně méně často, což je dáno především anatomickými

předpoklady hlezenního kloubu a silou deltového vazy. Distorze v everzi afektuje právě deltový vaz (Hrazdára et al., 2008). Poranění syndesmózy, někdy nazýváno vysoká distorze, je zapříčiněno dorsiflexí a everzí hlezna za současné interní rotace tibie. V tomto případě je poraněno lig. tibiofibulare anterius i posterius (Hrazdára et al., 2008; Ivins, 2006). Oba tyto typy poranění vyžadují specifickou a odlišnou léčbu od poranění inverzního.

### **Opakované distorze**

Za jednu z příčin opakovaných distorzí je považována distorze hlezna v anamnéze. Pokud pacient dosáhne stejných rozsahů pohybů, svalové síly, propioceptivní a neuromuskulární kontroly jako v době před poraněním, snižuje se riziko dalšího následného úrazu.

Také postavení nohy a talocrurálního kloubu má vliv na další incidenci poranění. Wright et al. (2000) zkoumal postavení nohy během chůze, konkrétně během fáze iniciálního kontaktu, při současně simulované laterální distorzi. Studie prokázala, že při větší plantární flexi a supinaci hlezenního kloubu je i mírný nárůst výskytu laterálních distorzí a naopak, při zmenšené supinaci je incidence nižší. Pokud je subtalární kloub již při kontaktu paty s podložkou v supinaci, moment reakčních sil okolo je větší a ještě více působí do nadměrného supinačního pohybu. Nadměrná supinace po dopadu nohy na podložku a již předem nastavené supinační postavení koreluje s výskytem distorzí.

V dalších klinických radiografických studiích byl zjištěn vztah mezi zvětšenou everzí calcaneu v otevřeném kinematickém řetězci a vyšší incidencí laterální distorze pouze u žen (Beynon et al., 2001).

### **1.2.2 Klasifikace a diagnostika distorzí**

V diagnostice a léčbě hlezenních distorzí jsou důležité tři hlavní struktury: Art. talocruralis, syndesmosis tibiofibularis inferior, art. subtalaris (Trevino et al., 1994). Pro vyloučení fraktury mediálního nebo laterálního malleolu pomocí radiografie jsou používána "Ottawa ankle rules" (viz příloha č. 4), která indikují rentgenové vyšetření pouze v přesně definovaných situacích (Trevino et al., 1994). Pokud je vyloučena fraktura, je nutné identifikovat rozsah poškozených měkkých tkání. Tradičně je poranění měkkých tkání v oblasti kloubů rozdělováno do tří stupňů podle závažnosti:

- I. Stupeň: natažení ligament bez makroskopických trhlin, lehký edém, žádné nebo minimální funkční poruchy, není instabilita kloubu.
- II. Stupeň: částečné makroskopické trhliny ligament, mírná bolest, edém okolních struktur, částečná ztráta pohyblivosti, instabilita kloubu (lehká nebo mírná).
- III. Stupeň: kompletní ruptura jednoho nebo i více ligament, rozsáhlý edém, hemoragie, významné omezení rozsahu pohybu, mírná nebo těžká instabilita kloubu.

Klasifikace poranění je prováděna na základě odebrání podrobné anamnézy historie poranění a klinického vyšetření. K přesné identifikaci poraněných struktur používáme anterior drawer test (test předsunutí talu) a talar tilt test (test vyklonění talu) (Hrazdíra et al., 2008; obr. viz příloha č. 5). Tyto dva testy slouží k odlišení poranění lig. talofibulare anterius, respektive lig. calcaneofibulare. Spolehlivost a výpovědní hodnota obou testů je v průběhu 24 hodin po poranění diskutabilní (Fujii et al., 2000). Nejdéle se však provádějí do tří dnů od úrazu - hrozí narušení hojivých procesů – po sedmi dnech jsou opět indikovány (Hrazdíra et al., 2008).

### 1.2.3 Léčba akutní distorze

Léčbu akutní distorze můžeme rozdělit na konzervativní (nesteroidní antiflogistika a imobilizace sádrrou), rehabilitaci (resp. fyzioterapii) a operační (Kerkhoffs et al., 2009).

Všeobecně platí pro I. a II. stupeň distorze RICE protokol (Rest - klid, Ice - ledování, Compression - stažení, Elevation – zvednutí). Je využíván jako celek, zejména proto, že pozitivní účinek pouze chlazení a komprese oblasti není jasně prokázán. Střídání teplých a chladných koupelí může vznikající edém po poranění ještě zvětšit (Trevino et al., 1994). Tento protokol je standartní léčba pro akutní poranění měkkých tkání v prvních pěti až sedmi dnech za účelem snížení zánětlivých procesů (Hrazdíra et al., 2008). U třetího stupně distorze je diskutabilní chirurgický zákrok (Trevino et al., 1994).

Jedním z cílů rehabilitace (v akutním i chronickém stadiu) je obnova svalové síly a neuromuskulární kontroly, tak je hlezenní kloub a noha chráněna během stoje i dopadu na podložku při chůzi a snižuje se riziko opakovaného poranění. Při nekompletní nebo méně úspěšné rehabilitaci můžeme očekávat toto riziko vyšší (Mattacola, Dwyer, 2002). O přístupech a efektivitě fyzioterapie v léčbě akutní distorze i funkční instability hlezna bylo

publikováno mnoho studií - od užívání ortéz, aktivního cvičení, terapií na neurofyziologickém podkladě až po fyzikální léčbu (Kerkhoffs, 2009; Tropp, 2002).

V současné době je hojně kombinována časná mobilizace kloubu za použití tapingu nebo ortéz (namísto užívání rigidních ortéz nebo sádrových fixací) s terapií na senzomotorickém podkladě (van de Wees et al., 2006). Tato kombinace je významná i pro prevenci dalších poranění (van de Wees et al., 2006; Verhagen, 2004). Freeman et al. jako první, již v roce 1965, publikoval pozitivní účinky terapie na senzomotorickém podkladě (ve smyslu následné nižší incidence instability hlezna) s použitím úseče. Účinnost ověřoval modifikovaným Rhombergovým testem.

Pro odstranění edémů se využívá akupunktury a také řada druhů elektroterapie například laser, ultrazvuk, interferenční terapie, TENS.

### **Konzervativní vs. Chirurgický přístup**

Shrnutí 17 studií srovnávajících konzervativní léčbu s chirurgickou je dostupné v databázi Cochrane review. Pro chirurgický zákrok hovoří návrat ke sportovním aktivitám v kratším čase, ale za současné bolestivosti i výskytu funkční instability. Dalších 11 studií neshledalo rozdíl mezi chirurgickou a konzervativní léčbou (bolest, reziduální otok), ačkoli doba rekonvalescence a návratu do zaměstnání byla signifikantně delší po chirurgickém zákroku (Kerkhoffs, 2002). Neexistuje tedy konsensus, zda je úspěšnější chirurgická či konzervativní léčba. Srovnání různých terapeutických přístupů je obtížné, právě pro malý počet a často i nízkou kvalitu existujících studií (Ivins, 2006).

## **1.3 Chronická instabilita hlezenního kloubu**

Mnoho pacientů s akutní distorzí vůbec nevyhledá lékařskou pomoc, ačkoli neadekvátní léčba a podcenění poranění může vést k chronickým problémům, jako jsou snížený rozsah pohybů v kloubu, bolest či kloubní instabilita. Tyto chronické obtíže se vyskytují ve 30 až 40 procentech případů (Isakov, 1997; Mescaro, 1994), samozřejmě ale záleží na vážnosti původního poranění.

### **1.3.1 Teorie vzniku instabilního kloubu**

Existují dvě různé teorie vysvětlující vznik instabilního hlezenního kloubu. **První teorie** (teorie funkční instability) předpokládá narušení aference z kloubního pouzdra,

ligament a svalů s následnou narušenou stabilitou kloubu. Inversní trauma hlezna vede k porušení mechanoceptorů laterální strany talocrurálního a subtalárního kloubu (Isakov, 1997). Propriocepce může být narušena i z celé řady dalších příčin například následkem artikulárního onemocnění nebo může být afektována se vzrůstajícím věkem (Mattacola, Dwyer, 2002).

Porucha propriocepce úzce souvisí s poruchou neuromotorické kontroly dynamické stabilizace kloubu. Neuromotorická kontrola je zásadní v řízení postupné aktivace zúčastněných svalů v žádoucím vzorci co do koordinace, časování a vývoje momentů sil v čase a prostoru. Při její poruše jsou zpomaleny reakční časy a narušeny proaktivní mechanismy ve smyslu zhoršené signalizace přetížení kloubu, zvyšuje se tím zranitelnost kloubu (Mayer, Smékal, 2004).

Většina autorů se shoduje na obrovském významu intaktní aference periferních proprioceptorů, reakčním čase peroneálních svalů (pozn.: reakční čas peroneálních svalů je u hlezna po distorzi signifikantně pomalejší, k vyšetření se používá test náhlé inverze nohy) (Konradsen, 1990). Oproti tomu Isakov (1997) žádný rozdíl mezi reakčními časy poraněných hlezna a kontrolní skupinou bez distorzí v anamnéze nezjišťuje. Nitz et al. demonstrovali abnormality ve vedení periferních nervů dolních končetin u pacientů s distorzí hlezna II. a III. stupně dva týdny po poranění za použití EMG. Za příčiny snížení rychlosti vedení nervů v poraněné oblasti je považován kompartment syndrom, epineurální hematom či trakce nervu. Rychlost vedení peroneálních nervů je podle studie zpomalena, a to v období od 4 do 22 dní po poranění (in Mattacola, 2002).

**Druhá teorie** hovoří o mechanické instabilitě, kdy narušením ligament ztrácí integritu podpěrný ligamentový systém hlezna. V tomto případě je pozitivní test předsunutí talu. Nicméně jasný vztah mezi funkční a mechanickou instabilitou hlezna nebyl ještě prokázán (Isakov, 1997).

### **1.3.2 Rizikové faktory vzniku chronicky instabilního hlezenního kloubu**

Zanedbáním ošetření prvotního úrazu ať již v důsledku inadekvátní diagnostiky a následné nedostatečné léčby nebo nevyhledání odborné lékařské péče pacientem nejčastěji vzniká chronická instabilita hlezna. Pouze zřídka vzniká chronicky nestabilní kloub postupně, v důsledku mikrotraumatizace opakovanými relativně intenzivními inzulty (Hrazdára et al., 2008). Někteří ale považují za rizikový i výskyt distorze hlezna v anamnéze, která snižuje aferenci z měkkých tkání kloubu (Beynnon et al., 2002; Kaminski, Perrin



1999). Brown (2007) zdůrazňuje rizika v dlouhodobém horizontu. Pokud je kloub instabilní a opakovaně se pohybuje za hranicemi fyziologického rozsahu (roll over) zvyšuje se riziko narušení intakapsulárních struktur a také rozvoj osteoartritidy.

Existují i souvislosti mezi koincidencí poranění subtalárního kloubu a chronickou nestabilitou hlezna. U 75 procent jedinců trpících talocrurální instabilitou nacházíme i poranění subtalárního kloubu. Toto zjištění koreluje s výsledkem vyšetřování pomocí radiografie a sice tak, že talární a subtalární úhel sklonu se liší u jedinců s laterální distorzí hlezna a jejich kontrolní skupinou, stejně tak i mezi probandy s chronicky instabilním hlezem a kontrolní skupinou (Beynon, Renstrom, 2001).

Mezi rizikové faktory vzniku chronické funkční nestability hlezna dále řadíme - snížený rozsah pohybu v kloubu (Kaminski, 1999), tělesná výška a váha, kloubní laxicitu (Beynon, 2002). Ovšem řada studií se v jejich přesném výčtu liší.

S větší výškou a hmotností jedince se zvyšují i nároky na hlezenní kloub při jeho inversním nastavení. Při tomto postavení kloubu vzniká větší moment síly do inverse, tato síla musí být „bržděna“ ligamenty a svaly hlezenního komplexu.

Dvě studie nezávisle na sobě zohledňují pohlaví, typ nohy a generalizovanou kloubní laxicitu. U žen je vyšší incidence instabilního hlezna, pravděpodobně pod vlivem hormonálním a častějšího výskytu generalizované laxicity (Beynon et al., 2002).

### **1.3.3 Typy chronicky instabilního hlezenního kloubu**

Definice chronicky instabilního hlezna je nejednotná a patogeneze není doposud přesně objasněná. Například Renstrom dělí chronickou instabilitu hlezna na mechanickou, funkční, subtalární a sinus tarsi syndrom. Obecně je ale talocrurální instabilita popisována jako přetrvávající subjektivní pocit nestability hlezenního kloubu po laterální distorzi hlezna (Konradsen, 1997; Renstrom, 1990). Tento fenomén je přítomen při běžných denních aktivitách (Monaghan, 2006).

Morrison et al. (2007) užívá termín chronická instabilita hlezna v případech, kdy přetrvávají reziduální symptomy i po absolvované léčbě akutní distorze. Mezi tyto symptomy zahrnuje edém, bolest, snížení rozsahu pohybů a takzvané "giving way" (podlesávání kloubu). Jiní autoři přehledně rozdělují instabilitu hlezenního kloubu z ortopedického pohledu na laterální (postižen je malleolus lateralis), mediální (malleolus medialis) a kombinaci obou. Patofyziologicky je dělena na mechanickou, kdy je přítomna

strukturální léze ligament nebo funkční při poruše neuromuskulární kontroly (Ip, 2007; Morrison, 2007; Valderrabano, 2006).

O mechanické mluvíme v případě pozitivního "anterior drawer test" (testu předsunutí talu) a "talar tilt test" (test vyklonění talu). Funkční instabilita vychází ze subjektivního pocitu nestabilního hlezna při běžných denních aktivitách a negativním nálezem obou výše zmiňovaných testů. Toto rozdělení je tedy velmi limitováno subjektivní chybou vyšetřující osoby (Monaghan, 2006). V každém případě se jedná o poměrně komplikovanou záležitost, která vyžaduje komplexní diagnostiku a nezdědka chirurgické řešení. K chronické instabilitě hlezna dochází ve 40 procentech poranění (Isakov, 1997), ve 20-40 procentech přetrvávají reziduální symptomy způsobující různý stupeň disability (Managing of soft tissue ankle injuries, 2002). Některé zdroje hovoří o přetrvávání bolesti a subjektivního pocitu instability kloubu až v 70 procentech případů (Eechaute et al., 2007; Hiller et al., 2006).

## **1.4 Posturální stabilita, základní pojmy**

### **Postura**

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení gravitace i jiných zevních sil (Winter, 1995). Na působení zevních sil musí být organismus schopen reagovat a tak udržet optimální posturu pro dosažení plánovaného cíle (Véle, 2002). Schopnost udržet optimální posturu v průběhu pohybu je závislá na schopnosti organismu dynamicky stabilizovat segmenty (Čápková, 2008). Postura je tedy nejen na začátku a konci pohybu, ale je také jeho součástí a základní podmínkou. Hlavní roli v jejím udržování hraje svalová aktivita řízená centrálním nervovým systémem dle určitého programu (Vařeka, 2002).

### **Poloha ve vzpřímeném stoji**

#### **Opěrná báze**

Opornou bázi tvoří plosky nohou v kontaktu s podložkou. Báze má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou tvořenou spojnici pat (Véle, 2006). Boční strany tvoří laterální hrany nohou. Osy nohou se ideálně uchylují od střední čáry 15-20 stupňů laterálně. Přední nejdelší část lichoběžníku je spojnice hlaviček metatarzů. Přibližně do středu této opěrné báze se promítá COP (centrum reakčních sil). Opěrná báze je považována za fyziologickou, pokud jsou paty vzdálené od sebe asi na šíři chodidla a svírají úhel 30 stupňů (Perry, 1992).

### Symetrie zátěže opěrné báze

Při vyrovnaném stoji nemá stranový rozdíl zátěže převyšovat 10-15% celkové hmotnosti. Stejně tak ani zátěž planty není symetrická v bodech, o které se opírá nožní klenba (hlavice metatarzu malíku, palce a pata). Padesát procent zatížení je na patě, zbytek je rozložen na přednoží s maximem na palci. Tomuto rozložení zátěže odpovídá kostní struktura těchto bodů (Perry, 1992).

Na dolních končetinách není ve vzpřímeném stoji patrná aktivita šlach. Je přítomno napětí m. soleus (není zřejmé aspekci). Patella je volně pohyblivá, má směřovat do směru osy nohy, laterální směr patelly vede ke zvýšení podélné klenby nohy, mediální posun pately je provázen snížením podélné nožní klenby. Přítomno je i napětí v ischiokrurálních svalech, m. iliopsoas a ve svalech zádových i šijových. Udržování stoje je individuální záležitostí. Zvýšení svalové aktivity ve vzpřímeném stoji je známkou zvýšeného stabilizačního úsilí. S ostatními klouby dolních končetin pracuje na udržování rovnováhy a propulze těla i hlezenní kloub. Nese největší váhu na centimetr čtvereční ze všech kloubů v těle. Také proto je helezenní kloub velmi náchylný ke zraněním a k potenciálně dlouhodobě porušené mobilitě hlezna (Trevino et al., 1994).

Postavení pánve se hodnotí podle postavení spojnic *cristae illiacae anteriores superiores* a *spinae illiacae posteriores superiores*, které mají být rovnoběžné (Perry, 1992; Véle, 2006).

#### 1.4.1 Posturální stabilita

Posturální stabilita je obecný termín, označuje schopnost zajištění vzpřímeného držení těla a schopnost reakce na změny vnitřního a zevního prostředí tak, aby nedošlo k neřízenému pádu (Vařeka, 2002; Winter, 1995). Pádem nebo instabilitou označujeme situaci požadující změnu opěrné báze (Pai et al, 1999). Systém vzpřímeného držení těla udržuje posturální stabilitu během všech motorických aktivit subjektu. Je to neustálý aktivní děj, probíhající na základě složitých zpětnovazebných okruhů. Poloha těla v prostoru závisí na mnoha faktorech - vzájemné pozici jednotlivých segmentů, opěrné bázi, situaci. Čím blíže se těžiště promítá k okraji opěrné báze, tím je stoj labilnější (Véle, 2002).

Pojem stabilita, z mechanického pohledu, označuje míru úsilí potřebného k dosažení změny polohy tělesa (z jeho klidové polohy). Pacient subjektivně vnímá stabilitu jako pocit jistoty při udržování polohy těla nebo jeho segmentů. Je nutné rozlišovat stabilitu

intersegmentální (vnitřní) a celkovou (vnější), přičemž vnitřní stabilita je předpokladem vnější (Véle, 2001).

Proces udržování rovnováhy lze rozdělit do 3 hlavních částí:

- Aferentní informace jsou dodávány ze tří hlavních sensorických systémů - vestibulární aparát, zrak a somatosenzorické receptory (kožní, svalové a kloubní proprioceptory). Zraková kontrola se podílí primárně na plánování pohybu, zajišťuje vyhýbání se překážkám při lokomoci. Vestibulární systém zaznamenává úhlové a lineární zrychlení pohybů hlavy. Somatosenzorické receptory zprostředkovávají informace o poloze a rychlosti pohybů jednotlivých segmentů, jejich kontakt se zevním prostředím (včetně země) (Winter, 1995).
- Motorický záměr je vykonáván složkou výkonnou - pohybovým aparátem. Zásadní roli v ní hrají kosterní svaly, které díky propriocepci mají důležitou úlohu i v oblasti sensorické (Vařeka, 2002).
- Poslední složkou je složka řídicí – centrální nervová soustava (CNS) (Riemann, 2002; Vařeka, 2002).

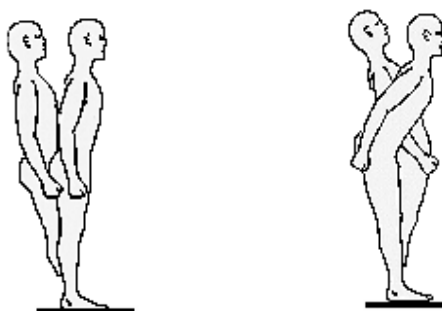
Vzpřímené držení těla se děje na základě geneticky determinovaných svalových souher, které jsou uloženy v CNS jako matrice a postupně s uzráváním CNS se automaticky zapojují do motoriky (Kolář, 2005). Veškerá hybnost těla se děje za přítomnosti svalového tonu, stavu, kdy napětí svalu nebylo vyvoláno volním úsilím jedince (Edwards, 2002; Trojan, 2005). Normální posturální tonus umožňuje udržovat vzpřímenou posturu proti gravitaci, mění se v závislosti na změnách opěrné báze a umožňuje diferencované pohyby (funkční pohyb) (Edwards, 2002). Stejně tak jako kvalita CNS určuje kvalitu svalové aktivity, závisí i svalový tonus na stavu CNS. Je ovlivňován dráhami retikulární formace, mozečku, bazálních ganglií, limbického systému (Véle, 2006).

Jak již bylo naznačeno výše, schopnost udržovat rovnováhu ve vzpřímeném stoji je závislá na integritě vizuálního, vestibulárního a nervového systému (Kavounoudas, 2001). Při vyloučení zrakové kontroly, při zavřených očích, je udržování rovnováhy odkázáno na input z proprioceptorů (Isakov, 1997). V tom, zda mají vestibulární, zraková a proprioceptivní složka stejný podíl na zajištění posturální stability nejsou výsledky studií jednotné. Nicméně některé práce (Simoneau, Ulbrecht 1995; Edwards, 2002) hovoří o rozhodujícím podílu propriocepce při klidném stoji, za současného vyřazení zraku i vestibulárního aparátu. Například bylo prokázáno, že jednostranná léze labyrintu znamená

medio-laterální výchylky těžiště těla, oboustranné dysfunkce labyrintu, poruchy mozkového kmeny vedou k antero-posteriorním výchylkám (Kitabayashi et al., 2003).

### 1.4.2 Balanční strategie

Na základě kooperace typických svalových skupin je rozlišována kotníková, kyčelní a kroková balanční strategie. Kotníková strategie je užívána při klidném stoji, kdy jsou nároky na udržování rovnováhy poměrně nízké a povrch je pevný (Edwards, 2002). Tato strategie, zajišťuje stabilitu především v antero-posteriorním směru aktivitou plantárních a dorsálních flexorů nohy. Ve směru latero-laterálním, v náročnějších situacích nebo při insuficienci svalů v oblasti hlezenního kloubu, se uplatňuje kyčelní strategie (pohyb těžiště ventrálně či dorsálně). Při kyčelní strategii dochází ke zvýšení zátěže jedné plosky (kontralaterálně se zátěž plosky snižuje), na čemž se podílí abduktory a adduktory kyčelního kloubu, invertory (m. tibialis anterior a posterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus) a evertory (mm. peronei) hlezenního kloubu (Winter, 1995).



Obr. č. 1 Kotníková a kyčelní strategie (Manual Balance Master, 2002)

Hovoříme-li obecně o udržování stability, je potřeba ji rozdělit na statickou a dynamickou, v závislosti na okolnostech. Udržování tzv. statické stability znamená udržování těžiště v rámci opěrné báze během klidného stoje. Dynamická stabilita je užívána v případě udržování těžiště v bazi opory při působení zevních sil na tělo nebo při pohybu opěrné báze (Isakov, Mizrahi, 1997).

### 1.4.3 Chronicky instabilní hlezno a posturální stabilita

Za normální situace talocrurální kloub úzce kooperuje s kloubem subtalárním při udržování vzpřímeného stoje a posturální stability. Subtalární kloub umožňuje rotaci dolní končetiny při jejím zatížení (Tropp, 2002). O tom, zda má chronická instabilita hlezna vliv

na udržování statické a dynamické posturální stability nejsou jednotné výsledky. Zatímco někteří autoři prezentovali jasné souvislosti, další výzkumy přinesly výsledky zcela odlišné. Měření času nutného ke stabilizaci (tzn. ustálení reakčních sil) při klidném stoji na dvou dolních končetinách a při stoji za současné stimulace nervu tibialis bilaterálně bylo zjištěno, že jedinci s chronicky instabilním hlezem (CIH) potřebují delší čas v antero-posteriorním směru ve srovnání s kontrolní skupinou (Brown, Mynark, 2007). Stejně tomu bylo i při podobném testování při doskoku na jednu dolní končetinu (Ross, 2005). Na druhé straně Bernier et al. (1997) neshledal rozdíly u pacientů s CIH a u kontrolní při udržování rovnováhy po doskoku na jednu dolní končetinu ani v síle excentrické kontrakce do inverze resp. everze. Mezi těmito skupinami nebyl zjištěn ani rozdíl ve snímaných reakčních silách během stoje na jedné dolní končetině (antero-posteriorní a medio-laterální směr) s otevřenými resp. zavřenými očima. Porovnáním reakčních sil plosky nohy ve stoji na dvou dolních končetinách a ve stoji na jedné dolní končetině Isakov (1997) zjistil větší hodnoty těchto sil při zavřených očích i stoji na jedné noze. Přičemž ale výsledky byly nezávislé na stavu hlezenního kloubu.

Tropp et al. (1984) porovnávali 127 hráčů kopané s chronicky instabilním hlezenním kloubem s kontrolním souborem aktivních sportujících bez předchozího poranění hlezenního kloubu. Vyšetření na stabilometrické plošině odhalilo větší poruchy udržování posturální stability u fotbalistů. Také v další sezoně trpěli tito hráči častěji poraněními hlezenních kloubů. Incidence dalších poranění byla 18 procent nezávisle na předchozím úraze, z toho 42 procent připadá na skupinu již poraněnou v předešlé sezoně a 11 procent na sportovce bez poranění. Poruchy posturální stability byly zaznamenány jak po akutním poranění hlezna, tak i při chronických obtížích (in Ryan, 1994).

#### **1.4.4 Vyšetřování posturální stability**

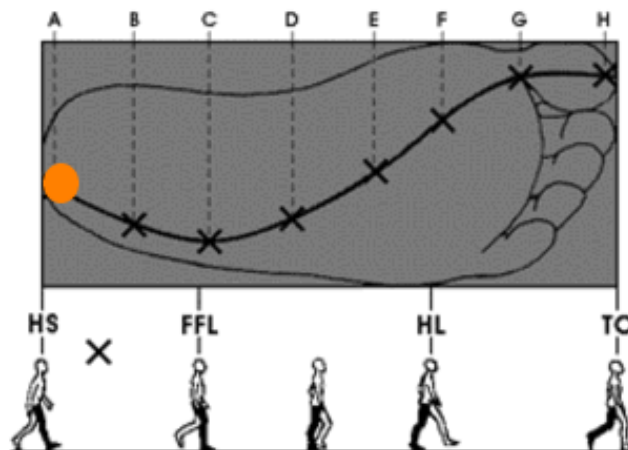
Hodnocení posturální stability je možné provádět na základě klinického testování či za použití přístrojové techniky. Při diagnostice posturálních poruch se obecně zaměřujeme na limitní situace, například sensorický konflikt, vyřazení zrakové kontroly, extrémní silový podnět (Winter, 1995). Klinicky užíváme testy statické (např. Rombergův test, bipedální stoj, stoj na jedné dolní končetině) nebo dynamické (chůze, modifikovaná chůze – o úzké bázy, „pozpátku“, maximální výchylky bez změny opěrné plochy) (Gribble, Hertel, 2003; Vařeka, 2002). Při klinickém vyšetření je měřen čas, po který je subjekt schopen udržet stanovenou polohu (Gribble, Hertel, 2003).

V současnosti je pro kvantifikaci nestability hojně využívána posturografie, kdy jsou snímány výchylky těžiště těla ve vzpřímeném stoji. Přestože umožňuje objektivní hodnocení stability, o její jasné definici a určení hodnotících parametrů se stále vedou diskuse (Nováková et al. 2001). Posturografií zaznamenáváme časový průběh charakteristických veličin a následně srovnáváme výsledky s kritérii stability. Pro hodnocení stability a balance se nejčastěji sleduje místo projekce těžnice do opěrné báze (COG), trajektorie COG, úhlová rychlost COG (deg/sec), index působící vertikální síly (udáváno v procentech tělesné hmotnosti), rozložení zátěže na dolních končetinách, vychylování těžiště k hranicím opěrné báze (Balance Master Manual, 2002). K objektivizaci a vyšetření posturální stability a udržování rovnováhy je obvykle užíváno i snímání rychlosti a dráhy pohybu COP (centrum reakčních tlakových sil na opěrné ploše) v čase a prostoru (McKeon, Hertel, 2008), toto se užívá i ke klinickému vyšetření patologie nohy a chůze (Hessert et al., 2005).

Samozřejmostí je maximální standartizace zevních podmínek (prostředí, ve kterém je testování prováděno), také lze využít dalších metod například kinematická analýza, elektromyografické metody atp. (Janura, Míková, 2003).

### **Centrum tlakových sil (Centre of pressure, COP)**

Centrum tlakových sil je působiště vektoru reakční síly podložky, bod kde reakční síly podložky prochází nohou (Doyle et al., 2007; Xu et al., 1999). Polohu COP získáme vypočítáním váženého průměru všech tlaků snímaných senzory přímo z opěrné plochy a je plně nezávislé na těžišti těla (Winter, 1995). Při klidném stoji na dvou dolních končetinách (DKK), kdy má subjekt horní končetiny volně podél těla je výsledné COP lokalizováno mezi oběma opěrnými plochami, pohybuje se po spojnici COP pravé a levé plošky. To se děje na základě přenášení váhy laterolaterálním směrem. Přesná poloha je tedy dána relativní vahou rozloženou mezi DKK. Při kontaktu jedné dolní končetiny s podložkou se nachází uvnitř opěrné plochy (Winter, 1995). Poloha COP je také ovlivňována aktivitou svalstva bérce a nohy. Například při zvýšené aktivitě invertorů nohy je COP posunuto laterálně, zvýšená aktivita plantárních flexorů posunuje COP ventrálně. Při chůzi probíhá COP na posterolaterální straně calcaneu, prochází laterálně podélné osy nohy. Přibližně u 70% populace je končí na hlavičce druhého a třetího metatarsu (Xu et al., 1999). K objektivnímu vyšetření COP je v současnosti nejhojněji používáno snímání pomocí tlakových plošin (Doyle et al. et al., 2007).



Obr.č.2 Dráha COP ve stejné fázi kroku, HS (heel strike), FFL (foot flat), HL(heel lift), TO (toe off). (Han, 1999)

Při stoji na dvou dolních končetinách odpovídá tlaková síla pod calcaneem dvaceti procentům tělesné hmotnosti individua, pod prstci a zevní stranou přednoží třinácti procentům, pod oblastí palce a vnitřní stranou plosky je to procent sedmnáct. Maximální hodnoty tlaku jsou snímány pod palcem nohy a pod patou a pohybují se v rozmezí 176 – 383 kPa (Xu et al., 1999). Distribuce sil mezi calcaneem a přednožím by měla odpovídat 66 procent pod patou a 33 procent pro přednoží. Maximální hodnoty by neměly přesahovat 15N/cm<sup>2</sup>. U osob s poruchou senzitivity nohy, například u osob s diabetes mellitus, by tento tlak neměl přesahovat 12N/cm<sup>2</sup>. Čím vyšší je tlak, tím vyšší je riziko poranění měkkých tkání plosky nohy. Tyto hodnoty platí při vzpřímeném stoji bez obuvi (WinFDM operating instructions, 2008).

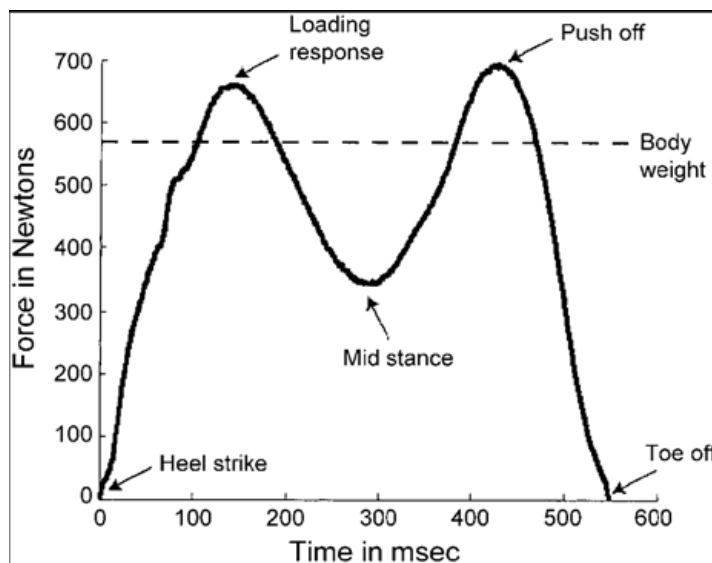
Pro analýzu COP v prostoru používáme tzv. konfidenční elipsu. Je to elipsa charakterizovaná šířkou (horizontální rozměr), výškou (vertikální rozměr), plochou, kterou vyplňuje a tzv. úhlem konfidenční elipsy, která znázorňuje odchýlení COP od longitudinální osy (WinFDM Operating instructions, 2008; Winter, 1995). Plocha elipsy pokrývá 95 procent všech COP získaných v průběhu měření, udává energetické výdaje subjektu nutné k udržení posturální stability (Rocchi et al., 2005).

### Reakční síly

Reakční síly vznikají v momentě kontaktu dvou těles jako reakce na síly akční. Jejich velikost je shodná, směr působení je opačný. V případě chůze se jedná o působení nohy respektive celého těla a podložky, tyto síly tedy vznikají jako reakce na akční síly plosky



nohy proti podložce (Perry, 1992). Reakční síly působí na všechny klouby dolní končetiny a vyjadřují dynamické změny zatěžování plosky nohy. Při snímání reakčních sil sledujeme závislost síly v čase, tím získáváme typicky dvouvrcholovou křivku. Nejvyšší hodnoty těchto sil snímáme ve fázi zatížení (loading response – první vrchol křivky) a v terminální fázi stojné (push off - druhý vrchol křivky).



Obr. č. 3 Dvouvrcholová křivka při snímání reakčních sil v čase (WinFDM Operating Instructions, 2008)

### Těžiště (Centre of mass, COM)

Těžiště je hypotetický bod, do kterého je soustředěna hmotnost celého těla (Kerrigan et al., 1998). Těžiště subjektu lze stanovit jako vážený průměr těžišť všech segmentů pomocí experimentálních, grafických nebo matematických metod (Winter, 1995; Vařeka, 2002). U průměrné osoby stojící v základní anatomické pozici je lokalizováno ventrálně od druhého sakrálního obratle, poloha je na základě rozdílné anatomie pánve odlišná u mužů i u žen. V ženské populaci jej nacházíme níže. Při chůzi se COM pohybuje po sinusoidě kraniokaudálně a také laterolaterálně (Kerrigan et al., 1998; Véle, 2006). Vertikální posun těžiště je větší než jeho posun v horizontále. Nejvyšší polohy dosahuje při fázi jedné opory, nejniž se nachází při fázi dvojí opory (Kerrigan et al., 1998; Véle, 002).

## **Průmět těžiště do opěrné báze (Centre of gravity, COG)**

Průmět těžiště těla do roviny opěrné báze je lokalizováno lehce za vertikální osou procházející středem kyčelního kloubu a před vertikální osou procházející středem kolenního kloubu. Při rovnoměrném rozložení tělesné hmotnosti mezi obě dolní končetiny by mělo být umístěno uprostřed opěrné báze (Perry, 1992). Pokud se průmět těžiště nachází mimo opěrnou bázi, není možné, aby se vrátilo pouze působením vnitřních sil, tzn. svalové síly subjektu. V této situaci se musí přemístit opěrná plocha, aby se těžiště znovu promítalo v opěrné bázi (Vařeka, 2002). Při vzpřímeném stoji je COG lokalizováno přibližně 14 procent celkové délky chodidla ventrálně od mediálního malleolu (Balance Master Manual, 2002).

## **1.5 Analýza chůze**

Chůze je nejběžnější typ lidské lokomoce (Véle, 2006). Snad také proto nalzáme v nejrůznějších pramenech velmi mnoho definicí. Chůze je snadný, samozřejmý a plynulý druh lokomoce (Kerrigan et al., 1998). Chůze je přirozený pohyb člověka, znamená přesun z jednoho místa na jiné. Je to repetitivní sekvenční pohyb končetin sloužící k přesunu těla vpřed, za neustálého udržování stability (Perry, 1992). Je to děj probíhající cyklicky, podle určitého timingu (Véle, 2006). Probíhá jako rytmický translatorní pohyb těla kyvadlového charakteru, který začíná v určité výchozí poloze a obloukem prochází do jedné krajní polohy a pokračuje do krajní polohy druhé.

### **1.5.1 Kineziologie chůze**

Základní funkční jednotkou chůze je krokový cyklus. Krokový cyklus je dělen na fázi stojnou (stance phase) a fázi švihovou (swing phase) (Kerrigan et al., 1998; Perry 1992), jejich vzájemný poměr během krokového cyklu při průměrné rychlosti chůze je přibližně 60:40 (Rose, Gamble, 1994; Ip, 2007). Obvykle při rychlosti chůze 80m/min je přesněji tento poměr vyjádřen stojná/švihová fáze 62%:38%. Chůze o vyšší rychlosti prodlužuje jednooporovou fázi a zkracuje obě fáze dvojí opory (Perry, 1992).

Chůze je možná pouze při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla v klidu i v pohybu. CNS zajišťuje tuto stabilizaci skrze svalový aparát za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opěrnou bází, tak aby mohla vznikat reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly (Perry, 1992). Propulzní svalová síla produkována svaly odrazové dolní končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed. Švihová DK brání pádu trupu

při ventrálním posunu těžiště vyvolaném odrazovou končetinou (Véle, 2006). Tento repetitivní pohyb končetin je prováděn s minimálními energetickými nároky. Při rychlé chůzi například spotřebujeme o 60 procent více energie než při chůzi přirozeně pomalé, podkolenní sádrová fixace zvyšuje spotřebu o 10 procent, patnáctistupňová flekční kontraktura kolenního kloubu o 25 procent, chůze o berlích dokonce o 300 procent (Ip, 2007).

Při studiu kinetiky chůze se zabýváme nejen aktivitou konkrétních svalů, ale i momenty sil působících na ligamenta, svaly a šlachy ve funkčním vztahu k segmentu (kloubu). Moment kloubu vzniká působením síly od kloubu jako páky, způsobující zvětšení úhlu v kloubu. Kyčelní, kolenní i hlezenní kloub jsou v každém bodě krokového cyklu stabilizovány, to znamená momenty sil okolo kloubu jsou ve stavu rovnováhy. Zevně působící momenty jako např. gravitace, setrvačnost nebo podložka působí protisměrně vnitřním momentům, které jsou generovány svalovou aktivitou anebo měkkými tkáněmi. Například během švihové fáze budou vnitřní síly švihové DK generovat zevní moment plantárních flexorů, který musí mít protiváhu ve vnitřním dorsiflekčním momentu generovaným dorsálními flexory hlezna ve snaze zabránit neřízenému dopadu plosky na podložku. Při stojné fázi krokového cyklu momenty těchto kloubů produkují reakční síly podložky. V této fázi cyklu jsou kladeny obrovské nároky na hlezenní kloub a aferentní informace z této oblasti (Monaghan, 2006).

Při chůzi dochází k neustálému vychylování těžiště ze své polohy. Pohybuje se po sinusoidě kraniokaudálně a také laterolaterálně. Svě nejvyšší polohy dosahuje ve fázi jedné opory, nejnižší bod dosahuje během fáze dvojí opory končetin (Kerrigan et al., 1998; Véle, 2006).

Hlavní mechanismy, které zajišťují minimální vychylování polohy COM při chůzi popsal Saunderson et al.. Mezi tyto zahrnuje:

- rotace pánve v transversální rovině (zabraňuje většímu kaudálnímu posunu COM ve fázi dvojí opory);
- sešikmování pánve ve frontální rovině (lehké sešikmení snižuje vrchol COM při fázi jedné opory);
- laterální vychylování ve frontální rovině - kdy tělo je vychylováno na stranu zatěžované končetiny (přirozená valgozita mezi tibií a femurem přitom nutí přiložit nohy do addukce při pohybu vpřed);

- koordinace pohybů kolenního a hlezenního kloubu a také nohy samotné (kontroluje vertikální pohyb COM tzn. pohyb sinusoidální) (in Kerrigan et al., 1998).

### 1.5.2 Krokový cyklus

V krokovém cyklu dále rozlišujeme 3 oddělené pohybové fáze pro každou dolní končetinu:

- A. Švihová fáze: končetina postupuje vpřed bez kontaktu s podložkou
- B. Opěrná fáze: končetina je po celou dobu v kontaktu s opěrnou bází
- C. Fáze dvojí opory: obě končetiny zároveň jsou v kontaktu s opěrnou bází (Véle, 2006)

**A. Švihová fáze** je náročná na udržení horizontální polohy pánve, má tendenci poklesnout na straně švihové Dk, protože ztratila jeden ze dvou bodů opory. Tento pokles vyvažuje aktivita abduktorů opěrné Dk, na straně švihové Dk, m. quadratus lumborum a m. iliopsoas. Dále se stabilizace účastní svaly navazující v řetězci k bodu opory a svaly vyrovnávající váhu vyšších segmentů (např. krční páteř-hlava).

**B. Opěrná fáze** počíná dotykem švihové nohy na opornou plochu, který zabrzdí postupující pád. Kontakt nohy s opornou bází se postupně rozšiřuje z paty na celou plantu a nožní klenbou se dynamicky uchopuje členitá plocha opěrné báze tak, aby vznikl pevný a spolehlivý kontakt. To se projevuje střídáním pronace a supinace. Končetina původně švihová se v tomto okamžiku stává končetinou opornou. Na to navazuje propulzní pohyb provázený odvinutím paty plantární flexí nohy a z opěrné končetiny se tím stává končetina odrazová. Odrazová končetina je zdrojem propulzivní síly zvedající tělo vzhůru a dopředu. Tato fáze končí odvinutím palce nohy a opěrná končetina se stává švihovou.

**C. Fáze dvojí opory** je fáze, kdy se obě DKK dotýkají opěrné báze. Je to přechodná fáze mezi švihovou a opornou fází a pozorujeme ji pouze při chůzi, protože při běhu tato fáze, charakterizovaná kontaktem špičky odrazové Dk a paty švihové Dk, zcela chybí. Při této fázi je těžiště těla na nejnižší úrovni (Perry, 1992; Véle, 2006).

Pohyby při lokomoci jsou řízeny činností CNS podle druhově specifických programů, které jsou děděny. Individuální rozdíly lokomoce vznikají učením spojeným s adaptačními mechanismy na vlivy zevního i vnitřního prostředí (Newton, 2003).

### 1.5.3 Procentuelní zastoupení fází krokového cyklu

#### STOJNÁ FÁZE

##### 1. **Initial contact** (počáteční kontakt): 0%.

Při iniciálním kontaktu paty a podložky dochází k absorpci nárazu (pozn. absorpci nárazu řadí Kerrigan et al. 1998 až do fáze zatížení). Neutrální pozice hlezenního kloubu je udržována plantárními flexory. *M.tibialis anterior*, *m. extensor digitorum longus* a *m. peroneus tertius* jsou v excentrické kontrakci, brání vnějšímu momentu plantární flexe. Kolenní kloub se z téměř plné extenze flektuje (Perry, 1992). Kyčelní kloub je ve flexi přibližně 35° (Perry, 1992), podle Kerrigan et al. (1998) je maximálně flektován 30°. Extenzory kyčelního kloubu (*m. gluteus maximus*, *hamstringy*) jsou v koncentrické kontrakci, zajišťují stabilitu kyčle.

##### 2. **Loading response** (stádium zatěžování): 0 – 10%.

Hlavním cílem této fáze je přenesení váhy těla, za současného udržování pohybu vpřed. Hlezenní kloub je maximálně flektován tzn. flexe 15° (Kerrigan et al. 10°). Tuto flexi udržují dorsální flexory hlezna. *Quadriceps femoris* extenduje kolenní kloub, také iliotibiální trakt přispívá k extenzi kolena. Kyčelní kloub pokračuje v extenzi a setrvává v ní až do terminální stojné fáze (extensory kyčelního kloubu jsou v koncentrické kontrakci). Díky stabilizaci kolena pracují také *hamstringy* jako extenzory kyčelního kloubu, generují přibližně 50% síly extenzorů. Koncentrická činnost *m. gluteus maximus* zrychluje pohyb trupu ventrálně před femur, *m. gluteus medius* excentrickou kontrakcí stabilizuje pánev s cílem minimalizovat kontralaterální pokles (Kerrigan et al., 1998; Perry 1992; Véle, 2006).

##### 3. **Mid stance** (mezistoj): 10 – 30%.

Stojná dolní končetina je zatěžována plnou vahou těla, zatímco druhá DK je ve švihové fázi kroku. Excentrická kontrakce plantárních flexorů hlezna brzdí dorziflekční moment vytvářený reakční silou podložky. Aktivní je *m. soleus* později také *m. gastrocnemius*, *m. popliteus* (Kerrigan et al. 1998) a dlouhé flexory prstů. Střed otáčení se přesunul z paty na střed hlezenního kloubu, tím lze kontrolovat polohu reakční síly podložky vzhledem výše uloženým kloubům. Reakční síla podložky se promítá ventrálně od kolenního kloubu. Kyčelní kloub pokračuje v pohybu do extenze (Véle, 2006).

#### 4. **Terminal stance** (konečný stoj): 30 – 50%.

Hmota těla pokračuje v pohybu vpřed přes stojnou DK trup „padá“ ventrálně. V hlezenním kloubu excentrická kontrakce plantárních flexorů zastavuje progresi pohybu tibie ventrálně. To způsobí přesun středu otáčení na hlavičky metatarzů a pata se zvedá nad podložku. Aktivita plantárních flexorů se změnila z excentrické na koncentrickou. Stabilizační funkci plní m. soleus, m. tibialis posterior, mm. peronei a dlouhé flexory prstců. Reakční síla podložky je stále ventrálně od kolenního kloubu. M. triceps surae se kontrahuje koncentricky, produkuje více než 80% zrychlující síly nezbytné pro udržení rovnovážné funkce. Extenze kyčelního kloubu je maximální (10°, Kerrigan et al., 1998), reakční síla podložky se promítá dorsálně od kloubu.

#### 5. **Preswing** (předšvih): 50 – 60%.

Švihová DK pokračuje v pohybu vpřed. V hlezenním kloubu je dosaženo maximální plantární flexe (20°) a koncentrická aktivita plantárních flexorů klesá. M. triceps surae flektuje kolenní kloub, reakční síla podložky se přesouvá dorsálně od kolenního kloubu. M. rectus femoris pracuje izometricky jako přenašeč energie z bérce na kyčel. V kyčelním kloubu počíná flexe, aktivní je m. iliopsoas i adduktory kyčle (Perry, 1992).

### ŠVIHOVÁ FÁZE

#### 1. **Initial swing** (počáteční švih): 60 – 73%.

Začíná dorziflexe v hlezenním kloubu, která umožňuje zvednutí nohy od podložky (koncentrická kontrakce dorsálních flektorů nohy). Při přirozené chůzi je flexe a extenze kolenního kloubu během švihu pasivní, končetina pracuje jako jednoduché kyvadlo. Flexe je přibližně 65° (Kerrigan et al., 1998). Pokračuje flexe kyčelního kloubu koncentrickou aktivitou m. iliacus, m. adductor longus, m. sartorius a m. gracilis (Perry, 1992).

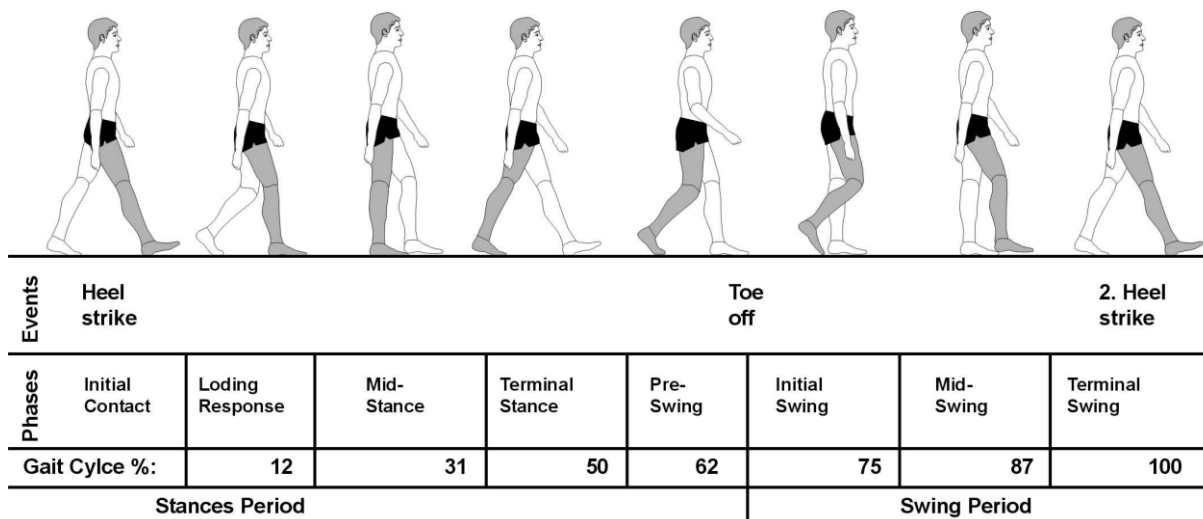
#### 2. **Mid swing** (mezišvih): 73 – 87%.

V hleznu je přibližně 5° dorzální flexe, činnost dorziflexorů ustává. Na kolenní kloub působí setrvačné síly. Aktivita m. rectus femoris a hamstringů je vyvážená. Na konci této fáze dosáhne kyčelní kloub takového stupně flexe, který se nemění až do počátečního kontaktu stojné fáze. Je to flexe dosažená pasivně jako důsledek momentu v předšvihové fázi (Perry, 1992).

#### 3. **Terminal swing** (konečný švih): 87 – 100%.

V této fázi je snaha o zajištění stability před dalším přenesením váhy na Dk. Neutrální poloha hlezenního kloubu je dosažena koncentrickou kontrakcí m. tibialis anterior.

Excentrická činnost hamstringů a m. gluteus maximus zpomaluje dopředný švih bérce a femuru. M.quadriceps femoris extenduje koleno pro počáteční kontakt (Perry, 1992).



Obr. č. 4 Procentuelní zastoupení fází krokového cyklu (WinFDM Operating Instructions, 2008)

Většina pohybů při chůzi se odehrává v sagitální rovině. Ve frontální a transversální rovině se hovoří zejména o pohybech pánve. Při iniciálním kontaktu je pánev v neutrální poloze. Ve fázi zatížení se pánev na kontralaterální straně pohybuje nepatrně kaudálně. V průběhu mezišvihu a terminální stojné fáze je kontralaterální strana pánve elevována koncentrickou kontrakcí abduktorů kyčle. V předšvihu působí nezatížená Dk poklesnutí pánve na ipsilaterální straně (Kerrigan et al., 1998).

#### 1.5.4 Chronicky instabilní kloub a chůze

U osob s CIH jsou pozorovány i změny lokomočního vzoru (krokového cyklu). Narušenou aferenci z měkkých tkání poraněného kloubu je ovlivněna i eferentní odpověď CNS. To se odrazí i v trvání fází krokového cyklu, kdy švihová fáze trvá kratší dobu u osob s CIH (Nyska, 1998; Yasuda, 1999).

Již před prvním kontaktem paty s podložkou je hlezenní kloub nastaven v inverzi. Monaghan (2006) přesně změřil, že hlezno je takto nastavené 100ms před iniciálním kontaktem paty a 200 ms po kontaktu paty s podložkou. Tato poloha klade daleko větší nároky na struktury kloubu a vede k jeho přetěžování při přenosu váhy během krokovém

cyklu (Coughlan, 2007). Zapojují se protektivní mechanismy ve snaze zabránit dalšímu poranění, zvyšuje se aktivita peroneálních svalů (Konradsen et al., 1998). Jejich dostatečně rychlá reakce je podmínkou zamezení dalšího případného poranění (Isakov, 1997).

U osob s CIH také nacházíme při iniciální fázi kroku supinační nastavení v hleznu, plantární flexi s narušenou propriocepcí svalů podílejících se na everzi a dorsální flexi nohy. Toto postavení můžeme vidět i u osob trpících polyneuropatiemi, bez ohledu na jejich etiologii (Newton, 2007).

Ve fázi zatěžování se při funkční instabilitě hlezenního kloubu nachází calcaneus ve varosním postavení (pozn.: fyziologické nastavení calcaneu je 5 až 7° valgusně ve vztahu k ose tibiae) (Weinstein, S. et al.; 2005).

Na konci stojné fáze kroku jedinci s CIH více zatěžují laterální stranu přednoží, tím se posouvá laterálně i COP. Vše se děje v důsledku převažující aktivity svalů podílejících se na inverzi nohy a opožděné motorické odpovědi peroneálních svalů (Hiller et al., 2004).



## 2 CÍLE A HYPOTÉZY

Cílem teoretické části práce bylo z dostupných studií shromáždit poznatky o základní kineziologii hlezenního kloubu, jeho roli při chůzi a stoji, shrnout etiologické a patologické aspekty distorze hlezenního kloubu, informace o příčinách vzniku nestabilního hlezenního kloubu a jeho vlivu na stoj a chůzi.

Cílem praktické části bylo ověřit tyto teoretické informace, posoudit jak (pokud vůbec) chronicky instabilní hlezenní kloub ovlivní stoj, stoj na jedné dolní končetině a vybrané parametry chůze sledováním pohybu COG a COP a dalších specifických parametrů (rozložení reakčních sil, kontaktní čas, impact index a čas nutný k provedení úkolu) snímaných na stabilometrických plošinách. Cílem bylo porovnat osoby s instabilním hlezenním kloubem a osoby bez distorze hlezenního kloubu v anamnéze. Práce byla založena na základě snímání parametrů čtyř vybraných testů Balance Master® System a tří testů na FDM platform®.

Hypotézy:

1. Mezi KS a skupinou CIH je rozdíl v reakčním čase a maximálních exkurzích při testu LOS.
2. Při testu SUO jsou hodnoty impact indexu při dopadu nohy (na straně po distorzi hlezna) nižší u skupiny s CIH než u KS.
3. Čas nutný k provedení otočení při testu SQT je delší u skupiny s CIH než u KS.
4. Kontaktní čas při testu FL je delší u skupiny s CIH (na straně po distorzi hlezna) než u KS.
5. Impact index při testu FL je nižší na straně instabilního kloubu než u KS.
6. Rozložení reakčních sil se při klidném stoji liší u CIH skupiny a KS.
7. Délka trajektorie COP se při stoji na jedné dolní končetině liší mezi skupinou osob s CIH a KS.
8. Doba fáze jedné opory při chůzi je u skupiny s CIH (na straně po distorzi hlezna) kratší než u KS.

### 3 METODIKA

#### 3.1 Způsob výběru probandů

Pro testování bylo na základě lékařské diagnózy a vyplnění dotazníku CAIT (Cumberland ankle instability tool) vybráno 20 osob ve věkovém rozmezí 20 až 28 let s průměrným věkem 26,2 let ( $\pm 2,3$  SD), s průměrnou výškou 176 cm ( $\pm 3,1$  SD) a průměrnou hmotností 71,8 ( $\pm 5,1$  SD). Odebráním anamnézy byli všichni probandi dotazováni na prodělané operace, úrazy, sportovní aktivitu. Všichni vyšetřovaní byli rekreační sportovci (fotbal, floorbal, basketbal, voleybal), věnující se sportovní aktivitě 3-4krát týdně. Žádný z vyšetřovaných neměl v anamnéze vertebrogenní onemocnění, zlomeniny či jiné úrazy DKK (kromě distorze hlezna), závratě, neurologické či vestibulární choroby, nikdo neužíval medikamenta ovlivňující CNS.

Probandi byli rozděleni na dvě skupiny o stejném počtu osob. První skupinu deseti probandů tvořili osoby s instabilitou hlezna. Kritériem zařazení do této skupiny bylo vyplnění dotazníku CAIT. Dále prodělání minimálně 3 distorzí stejnostranného hlezna za poslední rok, vyžadující imobilizaci (fixaci), poslední distorze byla v posledních třech měsících toho času, s přetrvávajícími symptomy jako je bolest, edém, subjektivní pocit nestability. Tyto osoby absolvovali bezprostředně po akutním poranění konzervativní léčbu včetně rehabilitační, toho času bez jakékoli lékařské intervence. Druhá, kontrolní skupina o počtu deseti osob měla stejný poměr muži:ženy 3:2 a žádný z vyšetřovaných neměl distorzi hlezna v anamnéze.

#### 3.2 Charakteristika výzkumného souboru

1. skupinu tvořilo 10 osob s instabilitou hlezna (lékařská diagnostika, CAIT); věkové rozmezí: 20-28 let, průměrný věk 26,5; rozmezí tělesné výšky: 173-180cm, průměr výšky 177,9 cm; rozmezí tělesné váhy: 66-84 kg, průměrná hmotnost: 73,8 kg.
2. skupinu tvořilo 10 osob bez instabilního hlezna; věkové rozmezí: 21-28, průměrný věk 25,9 let; rozmezí tělesné výšky: 172-183 cm, průměr výšky 177,1 cm; rozmezí tělesné váhy: 63-76 kg; průměrná hmotnost: 69,7 kg.

### 3.3 Průběh vyšetření probandů

Vyšetření bylo prováděno v klidné, přiměřeně vyhřáté a osvětlené místnosti. Všichni probandi byli před zahájením měření seznámeni s cílem práce a poučení o průběhu měření. Každý test byl proveden třikrát, mezi jednotlivými testy byla jedna minuta pauza na zotavení. Všichni probandi podepsali souhlas s dotyčným vyšetřením a použitím údajů k účelům diplomové práce a případné publikace.

Součástí vyšetření bylo i klinické vyšetření chůze aspekci, Rhomberg test (I., II., III.), Véle test, vyšetření podélného plochonoží (aspekce, palpce), vyšetření propriocepce hlezenního kloubu, test předsunutí talu a test vyklenutí talu. Polohocit byl vyšetřen pohyby hlezna do everse a inverse, pohybocit pohyby do dorsální flexe, inverse, everse hlezenního kloubu. Byla změřena a stranově porovnána délka dolní končetiny. Každý proband vyplnil dotazník Cumberland Ankle Instability Tool (viz příloha č. 6). Dotazník tvoří devět otázek, byl sestaven pro zhodnocení subjektivního pocitu nestability v hlezenním kloubu. Tento dotazník hodnotí také závažnost hlezenní instability na třicetistupňové škále. U každé otázky proband vyplní pouze jednu odpověď, která nejlépe vystihuje stav daného hlezenního kloubu. Maximum získaných bodů je 30, přičemž méně bodů hovoří pro závažnější instabilitu hlezna (Hiller et al., 2006).

Další vyšetření probandů byla prováděna za pomoci Balance Master® System a FDM platform®.

### 3.4 Charakteristika použitého snímacího zařízení

#### 3.4.1 Balance Master® System

Balance Master® System umožňuje objektivní vyšetření a trénink senzomotorických funkcí. Součástí tohoto přístroje je měřicí platforma (dvojitá plošina) a osobní počítač. V povrchu platformy jsou zabudovány silové senzory snímající vertikální síly, kterými působí chodidla vyšetřovaného na plošinu. Osobní počítač umožňuje ukládání dat, analýzu silových charakteristik, úpravu a výstup naměřených parametrů, tisk reportů. Zobrazení výsledků je možné dvěma způsoby: 1. Numeric (výsledky vyjadřuje číselně) 2. Comprehensive (výsledky zaznamenává do grafů - zelená barva představuje normu, červená odchylku vzhledem k probandům stejného věku).

Součástí systému jsou i další komponenty - pěnová podložka (snižuje senzomotorický vstup pro balanční kontrolu, podporuje samostatnou balanční (inverzní/everzní) kontrolu na každé noze resp. kotníku zvlášť), schůdky (dva resp. čtyři stupínky), stupínek, balanční deska (minimalizuje práci pro kontrolu COG v laterolaterálním směru, podporuje kotníkovou strategii bilaterálně, umožňuje pohyb vpřed a vzad), patní/palcový klín, inverzní/everzní klín, vyrovnávací klín (eliminace rozdílné délky DKK), pomocná tyč a ochranné popruhy.

Přístroj balance master umožňuje hodnocení a terapii balančních a pohybových schopností pacientů geriatrických, pacientů s ortopedickým a neurologickým onemocněním, s poruchami vestibulárního aparátu. Umožňuje zjišťování stranového zatěžování těla resp. končetin či změny polohy COG. Kontraindikací použití tohoto přístroje je váha pod 18kg a nad 136kg, výška pod 25cm a nad 236cm. Dále neschopnost probanda udržet vzpřímenou polohu těla bez opory na více než 2-3 minuty nebo při ztrátě rovnováhy ve stoji na jednom konkrétním místě s otevřenými očima. Mezi relativně kontraindikované stavy patří pacienti s těžkými artrotickými nebo ortopedickými změnami, snížená schopnost spolupráce pacienta, onemocnění kyčelních či kolenních kloubů (vysoké riziko pádů).

Vyšetřovaná osoba stojí na snímané ploše a sleduje monitor, na kterém pozoruje polohu a pohyb svého těžiště za současného plnění konkrétního testu. Ve vyšetření i terapii je tedy využíváno zpětné vazby.

Pro hodnocení posturální stability byly použity následující testy:

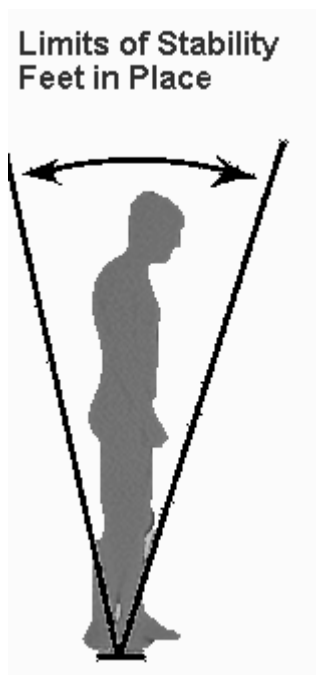
### **Limity stability (LOS, limits of stability)**

Test hodnotí limity stability. Limity stability jsou oblastí prostoru, ve kterém se tělo bezpečně pohybuje beze změny opěrné báze. Pokud jsou tyto "hranice" překročeny je nutné provést krok a vytvořit tak novou opěrnou bázi. Je vyšetřována dynamika stabilního stoje, tedy schopnost volní kontroly těžiště těla, přenos váhy. Test se skládá z 8 vyšetření prováděných v tomto pořadí:

- přímo dopředu
- dopředu šikmo vpravo
- přímo doprava
- dozadu šikmo vpravo
- přímo dozadu
- dozadu šikmo vlevo
- přímo doleva

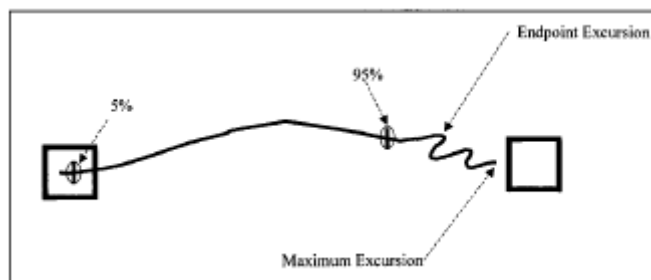
- dopředu šikmo vlevo

Pacient vychyluje své těžiště za využití kotníkové strategie ve směru, ke kterému je veden na monitoru. Při dosažení cíle výchylky těžiště je úkolem pacienta setrvat v cílovém bodě do ukončení testu, který trvá 8 sekund. Měřené parametry jsou reakční čas, rychlost pohybu, směrová kontrola, maximální výchylka, koncová výchylka.



Obr. č. 5 Limity stability (Balance master manual, 2002)

Reakční čas odpovídá době mezi příkazem "start" a reakcí vyšetřovaného. Snaha je dosáhnout co nejkratšího času. Prolongovaný reakční čas svědčí o sensoricko percepčním deficitu, deficitu v plánování pohybu (jak provádět pohyb, pomalé provedení pohybu). Rychlost pohybu (movement velocity) je průměrná rychlost pohybu COG vyjádřena ve stupních za sekundu, v rozmezí 5 % a 95 % vzdálenosti do primárního koncového bodu. Pozn.: Primární koncový bod je bod, ve kterém iniciální pohyb směrem k cíli zastaví nebo se odchýlí od směru k cíli. Za tímto bodem začne následný korekční pohyb. Dále jsme zaznamenaly koncové výchylky (endpoint excursion), charakterizující vzdálenost, kterou urazí COG od začátku k primárnímu koncovému bodu (v procentech LOS).



Obr. č. 6 Maximální exkurse (Balance Master Manual, 2002)

Schopnost pohybu bez pádu je nutností každodenního života. Pomalá rychlost vychýlení těžiště je projevem poruchy CNS (např. bazální ganglia – m. Parkinson) nebo stárnutí organismu. Může být i projevem adaptivního chování koncentrovaného na minimalizaci rizika či strachu z bolesti (ač má osoba možnost pohybovat se rychle, ze strachu volí pohyb pomalý).

Směrová kontrola (directional control) je poměr množství pohybů k cíli a množství pohybů od cíle. Udává se v této podobě: (množství pohybů k cíli - množství pohybů od cíle)/množství pohybů k cíli, vyjádřována v procentech. Blíží se hodnotě 100 %, pokud pacient dosahuje cíle po přímé linii.

Maximální výchylka (maximum excursion) je nejdelší vzdálenost, kterou při testu urazí COG. Je udávána v procentech LOS a může být větší než výchylka koncová. Nižší maximální výchylka může ukazovat na limitovaný rozsah pohybu, kdy příčinou může být svalová insuficience, kloubní kontraktura nebo strach z pohybu.

### Step up over (SUO)

Tento test kvantifikuje schopnost motorické kontroly během výstupu a sestupu na resp. ze stupínku. Pacient vykročí na schod, přenáší váhu těla přes a ve vzpřímené poloze s oporou o druhostranou končetinu dopadá na platformu za stupínek. Měřené parametry jsou lift up index (index výstupu), movement time (čas nutný k provedení úkolu) a impact index (index dopadu).

Svalová síla a kloubní rozsah jsou základní předpoklady plynulého a koordinovaného pohybu, neméně důležitá je i kontrola pohybu, udržování rovnováhy a koordinace. Provedení SUO testu požaduje optimální svalovou sílu, schopnost udržení rovnováhy, a přesnou koordinaci pohybů těla. Dostatečná síla musí být generována koncentrickou kontrakcí (posun COG nad opěrnou bázi, přenos váhy těla vertikálně a vpřed), posunout těžiště kaudálně nad poměrně malou opěrnou bázi a snížit sílu dopadu zpět na měřící

platformu (excentrická kontrakce). Dopadová DK musí mít adekvátní svalovou sílu, koordinaci a timing pohybů (kontakt nohy s podložkou), motorickou kontrolu (udržení COG v bázi opory).

Sledovány jsou tyto parametry:

Lift up index je průměr maximální dopadové síly nohy vystupující na stupínek, je vyjadřován v procentech tělesné hmotnosti. Průměr pro každou stranu je vypočten ze skóre jednotlivých (tří) testů pravé a levé nohy.

Movement time je průměrný čas nutný k provedení testu. Proband je instruován k provedení testu tak rychle jak je to možné. Je vyjadřován v sekundách a měřen od okamžiku pohybu COG až do dopadu obou nohou na podložku. Pomalé provedení značí poruchu CNS, bradykinesu, kloubní ztuhlost, pomalý nábor motorických jednotek svalu nebo poruchu udržování rovnováhy (delší čas značí horší kontrolu COG), avoidance of discomfort.

Impact index vyjadřuje průměr maximální síly přenesené dopadovou DK na podložku při sestupu, vyjádřena v procentech tělesné hmotnosti. Nakročující DKK musí změnit koncentrickou kontrakci při výstupu na stupínek na excentrickou kontrakci nutnou ke snížení COG a jeho přenosu vpřed a přes bázi opory. Velikost tohoto indexu koreluje s excentrickou kontrolou. Čím vyšší je dopadová síla, tím horší je kontrola excentrické kontrakce a naopak. Snížená excentrická kontrola značí slabost, kloubní laxicitu, senzoričský deficit či bolest.

### **Step quick turn (SQT)**

Test je prováděn dvěma rychlými kroky vpřed, rychlým otočením o 180°, po té se vyšetřovaný vrací do výchozí pozice. Probandi jsou instruováni k provedení otočení tak rychle, jak je to možné. Měřené parametry jsou čas potřebný pro otočení (turn time) a výchylky během otáčení (turn sway velocity).

Při otáčení je nutná změna směru pohybu (nejefektivnější je pivot na prstech nohy), zastavit pohyb COG vpřed a změna krokového vzorce, také je změněn input z vestibulárních a zrakových receptorů.

Turn time je čas nutný k dokončení otočení o 180° a změně směru pohybu. Je udáván v sekundách a měřen od doby zastavení pohybu COG v původním směru do doby iniciace pohybu COG ve směru opačném. Vyšetřovaný je instruován provést otočení co nejrychleji.

Pomalé provedení testu může značit sníženou schopnost kontroly pohybu COG v relativně malé bázi opory, provedení „náhradní“ pohybové strategie a tím prodloužení fáze dvojí opory. V takových případech se může jednat o instabilitu hlezenního kloubu, omezenou koordinaci pohybů, senzorický nebo vestibulární deficit.

Turn sway je vzdálenost, kterou urazí COG během otáčení. Udávána ve stupních za sekundu. Měření počíná po zastavení pohybu COG jednom směru a končí při začátku pohybu COG v opositním směru. Osoby s poruchou somatosenzorického cití, ataxií nebo slabostí extensorů trupu či mohou mít obtíže se zpomalením před vlastní otočkou. Poruchy vestibulárního aparátu, osoby s bradykinesií nebo strachem z pádu, provedou tento test pomaleji. U pacientů s asymetrickými poruchami dolních končetin nebo vestibulární poruchou se liší tato dráha stranově tzn. afektovaná vs. neafektovaná dolní končetina. Ať už se osoby pohybují rychleji nebo pomalejší rychlostí, dráha COG, kterou urazí je v obou případech delší ve srovnání se zdravými jedinci.

### **Forward lunge (FL, výpad vpřed)**

Tento test kvantifikuje pohybové charakteristiky při výpadu jedné dolní končetiny vpřed, odrazí se od podložky a vrací se zpět do výchozího postavení. Vyšetřovaný rychle přenáší váhu těla vpřed a co nejdál (na přední noze se střídá excentrická kontrakce za koncentrickou), po té přenáší váhu těla zpět do výchozího postavení. Výpad provádíme 3krát na každou nohu.

Měřené parametry jsou vzdálenost, impact index, kontaktní čas, impact force (síla).

Pro provádění výpadu vpřed je nezbytná svalová síla, rozsah kloubních pohybů, koordinace a udržování rovnováhy. Opěrná dolní končetina musí akceptovat a přenést váhu na/z švihové končetiny.

Vzdálenost (distance) je měřena jako průměrná délka výpadu, vyjádřena procenty tělesné výšky. Pokud je délka výpadu krátká, můžeme uvažovat o omezeném rozsahu pohybů v kloubech, neadekvátní svalové síle, slabosti, instabilitě, strachu z bolesti.

Index dopadu (impact index) je průměr maximální síly, kterou noha dopadne na podložku. Vyjadřován je v procentech tělesné hmotnosti. Nižší hodnoty indexu značí adekvátní excentrickou kontrolu, pokud jsou hodnoty vyšší, reflektují slabost, kloubní laxicitu, senzomotorické poruchy, bolest nebo instabilitu (strach z bolesti nebo nestability při dopadu nohy na podložku vede k podvědomému nebo vědomému „šetření“ nohy a tedy nižšímu indexu dopadu).



Kontaktní čas (contact time) udává dobu (v sekundách) od prvního kontaktu chodidla s podložkou po navrácení do výchozí pozice. Prolongovaný čas může značit sensorický deficit, inkoordinaci, změnu timingu svalové aktivity nebo instabilitu kloubní.

Impuls síly „force impuls“ je průměrná práce prováděná nohou provádějící výpad během její stojné a odrazové fáze, vyjádřena v procentech tělesné hmotnosti a sekundách (síla/čas).

### 3.4.2 FDM platform®

Kontaktní koberec FDM (measurement system for analysis of force distribution) platform umožňuje analýzu stoje a chůze. Ověřuje rozložení tlakových sil působící na senzory uložené ve sloupcích a řadách v hmotě desky a tedy síly působící na dolní končetiny. Hustota umístění senzorů je  $1/\text{cm}^2$ , platforma je dlouhá 2 metry. Dynamická měření vyhodnocují změny v délce a šířce kroků, charakterizuje pohyb COG a funkci nohy, prstců. K vyhodnocování a analýze získaných dat je nutné připojení PC s adekvátním softwarem, kde se rozložení tlakových sil znázorňuje ve formátu 2D nebo 3D.

#### Principy měření:

Před každým měřením musí být provedena kalibrace platformy, při níž nesmí být jakkoli zatížena. Kapacitní snímače zaznamenávají vertikální tlakové síly působící na jednotlivé senzory. Při vyšetřování chůze je optimální prostor 4 metry před začátkem vlastní měřicí plošiny a další 3 metry za koncem. Vyšetřovaný je instruován přejít snímací plošinu svojí přirozenou rychlostí.

#### Statická analýza rozložení tlakových sil

Při vyšetření stoje na dvou dolních končetinách a stoje na jedné dolní končetině jsou obvykle snímány tyto parametry: vertikální reakční síly podložky, maximální tlaková síla působící na jednotlivé senzory, rozložení průměrných tlakových sil mezi obě plošky, rozložení tlakových sil na přednoží a zánoží každé plošky a trajektorie COP.

Změny působících vertikálních reakčních sil podložky jsou zaznamenány v grafu jako závislost síly [N] a času [s]. Maximální tlaková síla je zobrazována ve 2D nebo 3D barevném záznamu kontaktu plošky s podložkou bez konkrétních číselných údajů. Je znázorněna barevnou škálou kde tmavě modrá vyjadřuje  $0-5 \text{ N/cm}^2$ , tyrkysová  $10 \text{ N/cm}^2$ , žlutá  $15 \text{ N/cm}^2$  a červená  $20 \text{ N}$  (WinFDM Operating instructions, 2008). Rozložení působících tlakových sil mezi obě plošky se udává v procentech. Sto procent odpovídá

součtu tlakových sil na obou ploškách. Stejně tak je hodnoceno rozložení tlakových sil na přednoží a zánoží každé plošky, sto procent odpovídá celkovému zatížení dané plošky. Trajektorie COP je udávána v milimetrech a zaznamenává pohyb COP během dané polohy. COP se vychyluje na základě pohybu COG, posunem COP reagují svaly hlezenního kloubu na pohyb průmětu těžiště těla v opěrné bázi (Winter, 1995).

### **Chůze**

Při vyšetření chůze jsou podobně jako u statické analýzy snímány výše zmiňované parametry: maximální tlaková síla působící na jednotlivé senzory, trajektorie COP, vertikální reakční síly podložky, rozložení tlakových sil na plošce nohy a dále doba trvání jednotlivých fází krokového cyklu, délka kroku, kadence.

Vyšetřovaný je vyzván přejít tlakovou platformu přirozenou chůzí. Dráha v laboratoři začínala 2 metry před snímací plošinou a končila jeden a půl metru za.

### **Stoj na dvou dolních končetinách**

Vyšetření stoje trvá 20 vteřin. Vyšetřovaný je vyzván k přirozenému vzpřímenému stoji, s horními končetinami volně podél těla. Probandi fixují jeden libovolný bod zrakem, pro lepší udržení této polohy po danou dobu.

### **Stoj na jedné dolní končetině**

Vyšetřovaní jsou vyzváni ke stoji na jedné dolní končetině s horními končetinami volně podél těla po dobu deseti vteřin. U kontrolní skupiny je stojná končetina končetina nedominantní, u osob po distorzi hlezna končetina s prodělanou distorzí. Flektovaná dolní končetina je v úhlu přibližně 60 stupňů. V průběhu testu probandi fixují, stejně jako u testu na dvou dolních končetinách, libovolný pevný bod na stěně před.

## 4 VÝSLEDKY

### Statistické zpracování dat stabilometrického vyšetření

Hypotézy byly ověřeny pomocí statistického programu Statgraphics. U obou sledovaných skupin byly použity testy významnosti rozdílů průměrů T-testu. Všechny průzkumy byly testovány na 5% hladině významnosti (tj.  $\alpha = 0,05$ ).

Výsledkem testů v programu Statgraphics byla p-hodnota, která byla porovnána s  $\alpha = 0,05$ .

Za statisticky významný rozdíl byla považována hladina významnosti  $p < 0,05$ .

Výsledky testů jsou zaznamenány v tabulkách č. 1 až 3. Statisticky významné výsledky jsou označeny modře.

skupina		Limits of stability- reaction time [sec]				SUO impact index [%m]	SQT turn time [sec]	FL	
		forward	back	right	left			contact time [sec]	impact index [%m]
CIH	median	1,1	0,7	0,9	0,9	37	18,5	1,14	16
	SD	0,4	9,0	0,2	0,2	8,2	16,4	0,2	12,7
KS	median	0,7	0,7	0,5	0,6	33,5	11	1,03	27
	SD	0,3	7,2	0,4	0,18	7,6	4,4	0,16	12,5
	p	<b>0,004</b>	0,44	0,27	<b>0,047</b>	0,4	<b>0,047</b>	<b>0,01</b>	0,9

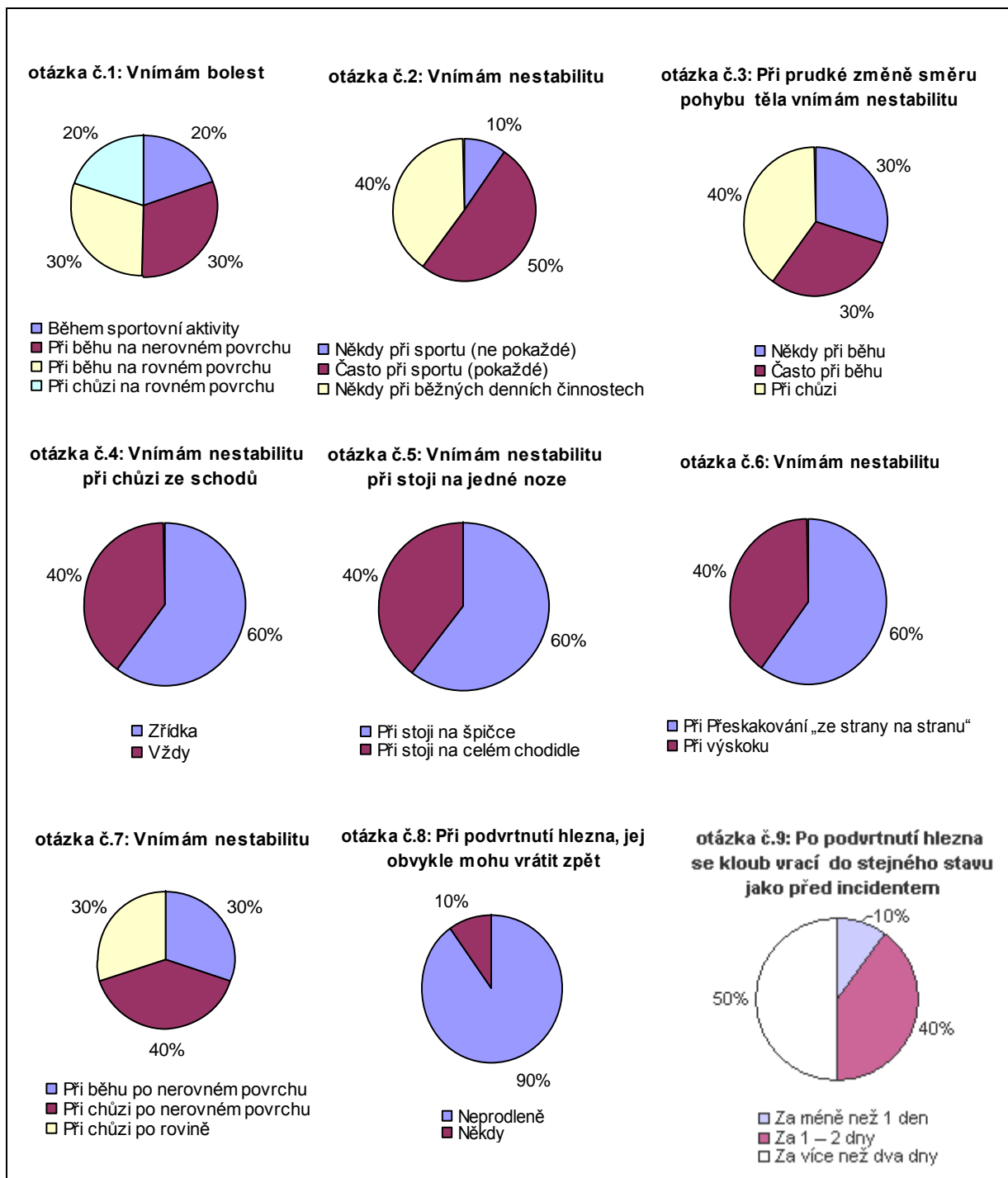
**Tabulka č. 1** Statistické zpracování testu Limits of stability, Step up over, Step quick turn, Forward lunge na přístroji Balance Master® System. Porovnání skupiny s CIH a KS. Rozdíly reakčního času u testu Limits of stability směrem vpřed (forward) a vlevo (left) jsou signifikantní ( $p=0,004$ ; resp.  $p=0,047$ ). U testu Step quick turn hodnocen turn time – čas nutný k otočení se o  $180^\circ$  (signifikantní rozdíly mezi oběma skupinami;  $p=0,047$ ). V testu Forward Lunge jsou rozdíly kontaktního času mezi oběma skupinami signifikantní ( $p=0,01$ ). Rozdíly impact indexu u testu Forward lunge a impact indexu u testu Step up over nebyly signifikantní. Rozdíly reakčního času v testu Limits of stability ve směru vzad (back) a vpravo (right) nebyly signifikantní.

skupina		ME-F [%LOS]	ME-RF [%LOS]	ME-R [%LOS]	ME-RB [%LOS]	ME-B [%LOS]	ME-LB [%LOS]	ME-L [%LOS]	ME-LF [%LOS]
CIH	median	76,5	103	103	108	102,5	102	101	90
	SD	6,8	11,4	19,6	16,6	18,2	11,6	17,9	15,6
KS	median	90,5	102	99	95	85,5	98,5	91,5	89,5
	SD	21,6	10,1	11,1	12,4	13,1	14,6	7,0	13,0
	p	0,31	0,3	0,9	0,12	0,2	0,7	0,8	0,4

**Tabulka č. 2** Statistické zpracování Maxium excursion testu Limits of stability na přístroji Balance Master® System. Pohyb COG byl sledován v osmi směrech. V tomto testu jsme nezjistili statisticky významné rozdíly v žádném směru mezi skupinou s CIH a KS.

skupina		Single support [%GC]	Rozložení reakčních sil 2 DKK [%]	Trajektorie COP 1 DK [mm]
CIH	Median	36,3	45,6	560,8
	SD	2,8	2,07	75,8
KS	Median	38	51,05	435,7
	SD	1,4	2,1	65,4
	p	0,15	<b>0,001</b>	<b>0,002</b>

**Tabulka č. 3** Statistické zpracování testů na FDM platform®. GC – single support, trvání fáze jedné opory krokového cyklu (Gait Cycle, GC), nebyly zjištěny signifikantní rozdíly mezi oběma skupinami. Výsledky testů rozložení reakčních sil mezi oběma dolními končetinami a trajektorií COP při stoje na jedné dolní končetině byly signifikantní ( $p < 0,05$ ).



Poznámka: všechny otázky v grafu se týkají bolesti hlezenního kloubu případně subjektivního pocitu nestability v hlezenním kloubu. Termín "podvrtnutí" zde jako nadměrný pohyb do inverse z anglického "giving way".

**Graf č. 1** Výsledky dotazníkového šetření Cumberland ankle instability tool u skupiny s CIH. Dvacet procent dotázaných pociťuje bolest hlezenního kloubu během jakékoli sportovní aktivity, třicet procent pouze při běhu po nerovném povrchu, třicet procent při běhu po rovném povrchu a dvacet procent respondentů pociťuje bolest při chůzi po rovném povrchu. Subjektivní pocit nestabilního kloubu udává čtyřicet procent probandů při běžných

denních činnostech (někdy tzn. ne pokaždé), padesát procent dotazovaných má pocit nestabilního hlezna pokaždé při sportovní aktivitě. Padesát procent probandů odpovědělo, že po "podvrtnutí" kloubu (zde ve smyslu nadměrné inverze hlezna, nejedná se přímo o distorzi) se kloub navrácí do stejného stavu jako před incidentem za více než dva dny. Čtyřicet procent dotázaných pociťuje nestabilitu kloubu při stoji na jedné (postižené) dolní končetině. Šedesát procent respondentů udalo, že nestabilní hlezno vnímá při přeskokování "ze strany na stranu".

Skupina s chronicky instabilním hleznem					
Proband	Pes planus	Rhomberg test I./II./III.	Véle test	Propriocepce	
				Polohocit Dex./Sin.	Pohybocit Dex./Sin
1	Bilat.	- / - / -	+	- / -	+ / -
2	-	- / - / +	-	- / -	- / -
3	Bilat.	- / + / +	+	- / -	- / -
4	Dex.	- / + / +	-	- / +	- / -
5	-	- / - / -	-	- / -	- / +
6	Sin.	- / + / +	+	- / +	- / +
7	Bilat.	- / - / -	+	- / -	- / -
8	-	- / + / +	-	- / -	- / -
9	-	- / - / -	-	- / -	+ / -
10	-	- / - / -	-	+ / -	+ / -

Kontrolní skupina					
Proband	Pes planus	Rhomberg test I./II./III.	Véle test	Propriocepce	
				Polohocit Dex./Sin.	Pohybocit Dex./Sin
1	Sin.	- / - / +	-	- / -	- / -
2	-	- / - / -	-	- / -	- / -
3	Dex.	- / - / -	+	- / -	+ / -
4	-	- / - / +	-	- / -	- / -
5	Sin.	- / - / -	-	- / -	- / -
6	-	- / - / +	-	- / -	- / -
7	Bilat.	- / - / -	+	- / -	- / -
8	-	- / - / -	-	- / -	- / -
9	Dex.	- / - / +	-	- / -	- / -
10	Bilat.	- / - / -	-	- / -	- / -

**Tabulka č. 4** Výsledky klinického vyšetření. Ve skupině s CIH byly 3 osoby s bilaterálním plochonožím, 1 osoba s pes planus lat. dex. a 1 lat. sin., v KS s oboustranným plochonožím 2 jedinci, 2 osoby pes planus lat. sin. a 2 pes planus lat. dex. Symbol + značí při vyšetření

Rhombergova testu výrazné titubace, při vyšetření Véle testu aktivitu dlouhých flexorů prstů. Ve vyšetření propriocepce symbol + označuje neoptimální provedení testu, ve skupině s CIH bylo takových jedinců 5 při testování pohybcitu a 3 při testování polohocitu, všechny pozitivní testy byly na končetině s nestabilním hlezem.



## 5 DISKUSE

### 5.1 Diskuse k teoretické části

Ze studií vyplývá, že distorze hlezenního kloubu patří mezi velmi časté poranění sportovně aktivní populace, incidence je udávána mezi jednou pětinou a jednou čtvrtinou (Hester, 2003; McKeon, 2008; Wolf, 2001). Akutní distorze se obecně dělí do tří stupňů, podle závažnosti poranění, stejně tak je tomu i u distorze hlezenního kloubu. Velmi nepřehledné je v současnosti dělení a definice chronicky instabilního hlezenního kloubu. Mnoho zdrojů naznačuje mnoho dělení a rozlišných pohledů na věc (Ip, 2007; Monaghan, 2006; Morrison, Kaminski 2007; Valderrabano, Leumann 2006). Zásadní pro tuto diplomovou práci je dělení na mechanickou a funkční instabilitu kloubu. Zabývali jsme se chronickou funkční instabilitou, kdy žádný z probadnů neměl lékařsky diagnostikovanou mechanickou nestabilitu hlezna na základě vyšetření. Zaměřili jsme se na aktivně sportující část populace.

Uvažovaných příčin distorzního poranění hlezna je mnoho, od specifiky sportovní činnosti až po anatomické nastavení kloubu. Wright et al. (2000) hovoří o vlivu nastavení nohy v supinaci a/nebo plantární flexi při iniciálním kontaktu na zvýšenou incidenci akutních distorzí i opakovaných úrazů hlezna. Stejnou teorii potvrzuje i Isakov (1997): nastavení menší plantární flexe při iniciálním kontaktu podle něj znamená menší riziko výskytu distorzí hlezenního kloubu. Oproti tomu Beynnon et al. (2002) neshledal korelaci mezi anatomickým nastavením hlezna a nohy (supinované, pronované či neutrální) a incidencí jeho distorzních poranění. Publikace Weinstein et al. (2005) hovoří o přímém vztahu valgozního nastavení calcaneu a zvýšeného výskytu distorzí hlezna u těchto jedinců. Otázkou tedy je, zda jiné než neutrální postavení v talocrurálním a subtalárním kloubu zvyšuje incidenci poranění ligament hlezna.

Autoři se vesměs shodují na klíčové úloze přesné diagnostiky poraněných struktur a jejich následné cílené terapie, podceněním nebo neadekvátní léčbou těchto distorzních poranění dochází k chronizaci obtíží (otok, bolest, chronicky instabilní kloub) (Hrazdíra et al., 2008; Isakov, 1997; Mattacola, Dwyer, 2002; Mescaro, Swanson, 1994). Dosažením stejného rozsahu pohybu, svalové síly, propioceptivní a neuromuskulární kontroly jako v době před distorzí, se snižuje riziko i vzniku dalšího poranění (Mattacola, Dwyer, 2002).

Chronická funkční nestabilita vzniká ve 20-70 procentech poranění hlezenního kloubu (Echaute et al., 2007; Hiller et al. et al., 2006; Isakov, 1994, Managing of soft tissue ankle

injuries, 2002). Ačkoli vidíme, že se tento stav vyskytuje poměrně často, o jednoznačných příčinách chronicky nestabilního hlezna, diagnostice, rizikových faktorech a vlivu na posturální stabilitu se dosud vedou diskuze. Jako rizikové faktory jsou často zvažovány - tělesná výška a hmotnost, dominance končetin, laxicita ligamentozního aparátu, pohlaví, nastavení nohy (Beynnon et al., 2002; Tropp, 2002).

Musíme brát v potaz, že komplex hlezna je poměrně složitá struktura, skládající se z několika kloubů (art. talocruralis, art. subtalaris) a syndesmosy tibiofibulární. Z tohoto anatomického základu vychází pochopitelně i možnost pohybů v této oblasti a také možnosti poranění těchto struktur. Problematika se tedy nemůže vztahovat pouze na talocrurální skloubení. U 75 procent jedinců trpících chronickou talocrurální instabilitou nacházíme v anamnéze právě i poranění subtalárního kloubu (Morrison, 2007). Další studie, která by přesně osvětlila vliv subtalárního kloubu není v současnosti dostupná.

Jak přesně ovlivňuje chronicky instabilní hlezenní kloub udržování posturální stability není zcela jasné. Nicméně vztah mezi narušenou aferencí mechanoceptorů ligament kloubu i kloubního pouzdra samotného po poranění laterálních ligament hlezna a udržování posturální stability publikuje Freeman et al. již v roce 1964. Tento vztah ověřoval modifikovaným Rhomberg testem – stojem na jedné DK při otevřených a zavřených očích.

Potenciálních příčin vzniku funkční instability hlezna je mnoho. Hertel (2002) uvažuje narušený polohocit, insuficienci svalů hlezna, pomalý reakční čas peroneálních svalů či omezenou dorsální flexi nohy. Hiller et al. (2004) potvrdili, že narušení senzorické aference z hlezenního kloubu u osob s CIH souvisí s omezenou detekcí pohybů do inverse a opožděnou motorickou odpovědí peroneálních svalů. U svalů hlezenního kloubu se u osob s CIH spíše než snížená svalová síla objevuje pomalejší reakční čas. Existuje tedy určitá souvislost mezi narušeným proprioceptivním čítím a nastavením talocrurálního a subtalárního kloubu u osob s chronickou funkční nestabilitou (Coughlan, 2007; Monaghan, 2006). Podle Hiller et al. (2004) je reakční čas u peroneálních svalů zpomalený. Tropp (2002) také publikoval pomalejší reakční čas u mm. peroneii (m. peroneus longus a brevis), m. tibialis anterior a posterior u osob s CIH. Potvrdil i nižší svalovou sílu peroneálních svalů, to připisuje neadekvátní rehabilitaci a atrofii těchto svalů v důsledku jejich opakovaného poranění. Nitz et al. (2002) zjistili EMG vyšetřením pomalejší vedení periferních nervů dolní končetiny pouze 4 až 22 dní po akutním poranění. Dysbalance svalů hlezenního kloubu, kdy převažuje aktivita svalů provádějících inversi nohy se projeví posunem COP laterálně (Doyle et al., 2007).

## 5.2 Diskuze k praktické části

Pro hodnocení pocitu instability kloubu a bolesti v hleznu byl použit CAIT (Cumberland Ankle Instability Tool), vytvořen Hiller et al. 2006 na Universitě v Sydney, Austrálie. Dotazník byl sestaven právě pro hodnocení funkční chronické instability hlezna. Skládá se z devíti otázek a maximální možný počet bodů je 30. Zisk 28 až 30 bodů znamená kloub bez subjektivních obtíží. Tento počet bodů získali všichni probandi kontrolní skupiny. Čím méně bodů proband získá, tím je subjektivní instabilita kloubu považována za závažnější. Počet bodů ve skupině s instabilním hlezem se pohyboval v rozmezí 13 až 20 bodů, s průměrem 16,8 bodů. Dotazníkem lze zajistit co možná největší homogenitu sledované skupiny (Hiller et al., 2006). Výsledky dotazníkového šetření jsou zaznamenány v kapitole "Výsledky", graf č. 1. Dotazník je koncipován cílenými dotazy pouze k "postižené" končetině. Pacient zaznamenává odpovědi na dotazy týkající se bolesti v kloubu a pocitu instability v rozlišných denních aktivitách (chůze, sport, chůze po schodech atp.). Domnívám se, že pro další výzkum by bylo vhodné vybrat přímo probandy shodně odpovídající na dané otázky, zajistili bychom tak větší výše zmiňovanou homogenitu vzorku.

Dále byly sledovány další vybrané parametry čtyř testů vyšetřovaných přístrojem Balance Master® a tří testů snímaných pomocí GaitPlatform FDM®. Na přístroji Balance Master® byly provedeny tyto testy: Step up over, Limits of stability, Step quick turn, Forward lunge. Na kontaktním koberci jsme zaznamenali chůzi bez obuvi, stoj na 2 DKK, stoj na 1 DK. Statistickým vyhodnocením výsledků pomocí T-testu v programu Statgraphics byly prokázány signifikantní hodnoty v testu LOS (reakční čas) pouze ve směru vpřed a vlevo, kontaktní čas u testu Forward lunge a čas nutný k otočení se u testu Step quick turn. Na kontaktním koberci byly signifikantní výsledky rozložení zatížení na dvou DKK a sledování trajektorie COP při stoje na jedné DK. Potvrdili jsme tedy hypotézy č. 3, 4, 6 a 7. Částečně byla potvrzena i hypotéza č. 1.

U testu limitů stability (LOS) jsme předpokládali rozdílné reakční časy a rozdílné hodnoty maximálních exkurzí mezi oběma skupinami. Test hodnotí schopnost volní kontroly těžiště za využití kotníkové strategie. U skupiny osob s CIH jsme sledovali odchylky ve srovnání s probandy stejného věku podle norem přístroje Balance Master®, lišily se v šedesáti procentech naměřených parametrů (viz tabulka s výsledky v příloze č. 10). Udržování stability je proces zahrnující několik fází od detekce momentální situace

(multisenzorická aference) až po vyhodnocení v CNS a eferentní aktivaci příslušných svalů. Celý proces je závislý na funkčním stavu systému. Můžeme předpokládat, že se porucha propioceptivního čítí projeví při testu v delším reakčním čase (Riemann, 2002, Vařeka, 2002). Prolongovaný reakční čas tedy může vyplývat z poruchy neuromotorické kontroly nebo ze senzorio-percepčního deficitu (Balance master manual, 2002). Podle statistického zpracování byl signifikantní rozdíl mezi oběma skupinami ve směru vpřed a vlevo ( $p=0,004$  resp.  $p=0,047$ ).

Sledováním maximálních exkurzí při tomto testu se naměřené hodnoty mezi oběma skupinami příliš nelišily. Hodnoty byly ve všech směrech pouze nepatrně vyšší u skupiny s CIH, kromě ME-F, tedy ve směru vpřed (viz tabulka s výsledky příloha č. 10). Rozdíl v průměrných hodnotách všech směrů byl 1 procento LOS. Patologické hodnoty vzhledem k osobám stejného věku podle norem přístroje Balance Master system® pro daný věk také nebyly zjištěny.

Při testu SQT byla průměrná doba potřebná k otočení se a změně směru pohybu u skupiny s CIH 1,1 sekund při otáčení do prava i do leva. U KS byly tyto průměrné hodnoty rovněž shodné – do prava i do leva trvalo otočení 0,6 sekundy. Předpokládali jsme rozdílnost doby potřebné k otočení, protože pomalé provedení testu může značit sníženou schopnost kontroly pohybu COG při relativně malé bázi opory (Manual balance master, 2002). Pacient může použít "náhradní" pohybovou strategii a prodloužit tak fázi dvojí opory. Prodloužení fáze dvojí opory může mít mnoho příčin, mezi které patří i instabilita hlezenního kloubu. Statistickým hodnocením dat byl rozdíl mezi oskupinou s CIH a KS vyhodnocen jako signifikantní ( $p= 0,047$ ).

Testem FL jsme sledovali hodnoty impact indexu a kontaktní čas, oba parametry na dolní končetině s instabilním hlezem v porovnání s kontrolní skupinou. Při vyšších hodnotách kontaktního času můžeme usuzovat na instabilitu kloubní či senzomotorickou poruchu. Porovnáním kontaktních časů obou skupin jsme zjistili signifikantní hodnoty ( $p=0,01$ ), průměrný kontaktní čas byl delší u skupiny s CIH o 0,26 sekundy. Podobné souvislosti platí i pro nižší hodnoty impact indexu. V případě nižších hodnot indexu bychom mohli předpokládat kloubní laxicitu, senzomotorické poruchy, bolestivost nebo instabilitu kloubu. Strach z bolesti nebo nestability při dopadu nohy na podložku vede k podvědomému nebo vědomému "šetření" nohy a tedy nižšímu indexu dopadu. Všichni probandí byli dotazováni na bolestivost kloubu při provádění tohoto testu. Dva z deseti udali větší bolestivost při dopadu nohy s instabilním hlezem na podložku, u těchto dvou probandů

jsme naměřili i nejnižší hodnoty impact indexu. Při porovnávání hodnot impact indexu jsme signifikantní rozdíl mezi KS a skupinou s CIH neshledali.

U testu SUO jsme opět předpokládali nižší hodnoty impact indexu na straně dolní končetiny s instabilním hlezem oproti KS. Průměrné hodnoty impact indexu byly nižší u skupiny s CIH, nicméně stejně jako u FL jsme ani u tohoto testu neshledali signifikantní rozdíly mezi oběma skupinami. Čtyři z deseti uvedli zvýšení bolesti při dopadu nohy s nestabilním hlezem na podložku. U těchto osob byly naměřeny i nejnižší hodnoty impact indexu z celé skupiny. Naše zjištění tedy souhlasí s výše zmiňovanou teorií o bolesti a nižších hodnotách impact indexu. Dále tyto čtyři osoby udali v dotazníku, že při chůzi ze schodů pocítují nestabilitu v hleznu. Domnívám se, že toto zjištění také koreluje s nižší hodnotou impact indexu. I průměrné hodnoty impact indexu byly nižší u skupiny CIH než u KS, nicméně statisticky významné výsledky jsme nezískali. Domnívám se, že pokud by byly tyto stejné testy provedeny na větším vzorku populace a s cílenějším vyšetřením bolesti (například pomocí škály nebo specifického dotazníku), mohli bychom získat statisticky významné hodnoty.

Nejasné zůstává, zda je vyšetření pomocí Balance master system® dostatečné k prokázání poruch posturální stability u pacientů s chronicky instabilním hlezenním kloubem. Vyšetření hodnotí zejména kvantitu, ne kvalitu stabilizačních mechanismů a výchylka od normy nemusí nutně vypovídat o etiologii. Dalším faktem je, že u pacientů s CIH se porucha proprioceptivního čítí dá kompenzovat dalšími sensorickými vstupy.

Chůze bez bot, stoj na 2 DKK a stoj na 1 DK byly snímány na kontaktním koberci FDM platform®. Ze studie Monaghan (2007) vyplynulo, že hlezenní kloub a jeho stabilizace hraje nesmírně důležitou roli při stojné fázi kroku. Očekávali jsme tedy, že chronická instabilita hlezenního kloubu se projeví i při chůzi. Yasuda ve své studii (1999) prokázal kratší trvání švihové fáze krokového cyklu, předpokládá současné narušení proprioceptivního vnímání. V našem výzkumu jsme taktéž shledali rozdíl v trvání švihové fáze kroku mezi KS a skupinou s CIH. Průměrné trvání švihové fáze u kontrolní skupiny bylo 37,8 procent (z celého krokového cyklu), repektive 36,33 procent u skupiny s instabilním hlezem. Nicméně statistickou významnost jsme u tohoto parametru mezi oběma skupinami neshledali. Pokud porovnáme jedince ze skupiny s instabilním hlezem stranově tzn. instabilní hlezenní kloub s druhostranným, neporaněným hlezem, zjišťujeme, že fáze jedné opory na neporaněné dolní končetině trvala průměrně 37,4 procent krokového

cyklu (oproti 36,33 procent u CIH), můžeme tedy předpokládat podobné statisticky významné rozdíly i intraindividuálně.

Srovnání průměrného počtu kroků za minutu (kadence) u obou skupin ukazuje na větší počet kroků u skupiny s instabilním hlezem 58:57, tedy rozdíl pouze jednoho kroku za minutu. Vzhledem k velké interindividuální variabilitě rychlosti chůze v populaci si myslím, že toto zjištění nelze vztáhnout pouze k osobám s CIH.

Myslím si, že podmínky v laboratoři ve FN Motol, kde se nachází FDM platform® nebyly pro vyšetření chůze ideální. Stísněný prostor vyšetřovny bez oken a krátká dráha chůze (před i za kontaktní deskou) jen ztěžuje může simulovat přirozené prostředí probanda.

Dalším testem bylo snímání průměrné stranové rozložení zátěže dolních končetin. U KS jsme získali poměr 50,84:49,16, u skupiny s CIH odpovídal 54,41:45,59, přičemž nižší hodnota odpovídá dolní končetině s chronicky instabilním hlezem. Hodnoty tohoto testu byly signifikantní v porovnání obou skupin ( $p=0,001$ ). Menší zatížení na straně instabilního hlezenního kloubu si vysvětlují podvědomou ochranou postižené končetiny, ať už může být příčinou strach z bolesti nebo právě instability kloubu, opakovaného úrazu. Domnívám se, že z těchto důvodů spolu souvisí i nižší hodnoty impact indexu na straně instabilního hlezna na této končetině snímáných pomocí Balance master® system. Naším původním záměrem bylo snímání reakčních sil separovaně pro přednoží a zánoží. Bohužel není z manuálu k FDM platform® a dostupných informací jasné, podle jakých indicií přesně přístroj rozděluje nohu na přednoží a zánoží. Od tohoto jsme upustili a téma tak zůstává námětem pro další studie.

Ve stoji na jedné dolní končetině jsme předpokládali rozdíl v délce trajektorie COP, posunem COP reagují svaly hlezenního kloubu na pohyb průmětu těžiště těla v opěrné bázi (tj. na pohyb COG) (Winter, 1995). Výsledky porovnané mezi skupinou s CIH (stoj na noze s instabilním hlezem) a KS (stoj na nedominantní noze) byly signifikantní ( $p=0,002$ ). Tento výsledek nesouhlasí se studií Isakova (1997), kdy snímáním nebyl prokázán rozdíl v udržování posturální stability u gymnastek ve stoji na jedné DK (zdravé vs. nohy s opakovanou distorzi). Pohyb COP kontrolují přímo svaly hlezenního kloubu. Z delší trajektorie COP můžeme soudit na větší nároky na udržení posturální stability.

Podle mého názoru by detailnější kinematická analýza (3D, případně s použitím elektromyografie) nejen hlezenního kloubu ale všech kloubů dolní končetiny u osob s instabilním hlezem při chůzi (případně při stejné fázi chůze) mohla jasně definovat patologické odchylky od populace bez instabilního hlezna. Objasnění náhradních

pohybových vzorů a adaptačních mechanismů při chůzi tak umožní cílenější konzervativní léčbu i rehabilitaci a také užívání profylaktických pomůcek.

Výzkumná část práce se zaměřuje na vzorek aktivně sportující populace, ač se nejedná o sportovce na úrovni reprezentantů, možná právě proto je tato skupina velmi ohrožena chronizací úrazů a poúrazových stavů. Všichni probandi se v anamnestickém šetření jednomyslně shodli na nedostatečné zdravotní péči, která je jim jejich týmy poskytována, zejména postrádají kvalitní, včasnou a erudovanou fyzioterapii. Také se domnívám, že testy byly provedeny pouze na velmi malém vzorku populace a statistické výsledky tedy mohou být diskutabilní. V každém případě tato práce slouží jako příspěvek k dané problematice, inspirace k dalším zkoumáním.

## 6 ZÁVĚR

Cílem práce bylo zhodnotit vliv chronicky nestabilního hlezenního kloubu na udržování posturální stability ve stoji a při chůzi sledováním pohybu COG a COP, kontaktního času, impact indexu a času nutného k provedení daného specifického testu na stabilometrické plošině Balance Master® System a FDM platform®. Předpokládali jsme signifikantní rozdíly mezi sledovanými parametry u skupiny s chronicky nestabilním hlezenním kloubem a kontrolní skupinou. Součástí výzkumu byl i dotazník "Cumberland ankle instability tool", ověřující závažnost funkční nestability hlezna. Stanovené cíle byly splněny.

V teoretické části práce byly shrnuty dosavadní poznatky o kineziologii hlezenního kloubu, posturální stabilitě a chůzi, příčinách chronicky nestabilního hlezna a jeho roli při stoji a chůzi. Při psaní teoretické části práce jsem narazila na nesoulad názorů jednotlivých autorů při definici rizikových faktorů pro vznik funkčně nestabilního hlezna. Výsledky studií v tomto nejsou jednotné. Léčba a terapie chronicky nestabilního hlezna nebyla předmětem této práce, je zmíněna pouze okrajově.

Data k ověření hypotéz č. 1 až 5 jsme zaznamenali přístrojem Balance Master® System. Hypotézu č. 1 jsme nepotvrdili. Zjistili jsme, že mezi oběma skupinami se signifikantně liší reakční čas u testu LOS ve směru vpřed a vlevo, nicméně v ostatních směrech jsme signifikantní rozdíly neshledali. Stejně tak jsme neshledali signifikantní rozdíly při zaznamenání maximální výchyly.

Při testu SUO jsme nepotvrdili hypotézu č. 2. o tom, že hodnoty impact indexu jsou signifikantně nižší u osob s CIH na straně s instabilním hlezem oproti KS. Hypotézu č. 3 jsme potvrdili testem Step Quick Turn. Zjistili jsme signifikantní rozdíly časů, který probandi potřebovali pro provedení otočení se o 180°. Osoby ve skupině s CIH potřebovali signifikantně delší čas k otočení. Hypotéza č. 4 a 5 byla ověřována testem FL, kdy jsme zaznamenali kontaktní čas a impact index. Hypotézu č. 4 jsme potvrdili, kontaktní čas byl signifikantně delší u osob s CIH. Hypotéza č. 5 o nižších hodnotách impact indexu u osob s CIH nebyla potvrzena.

Na přístroji FDM platform® jsme snímali data pro ověření hypotéz č. 6, 7 a 8. Hypotézu č. 6 jsme potvrdili zjištěním signifikantního rozdílu v rozložení reakčních sil při klidném stoji u skupiny s CIH a KS. Hypotézu č. 7 jsme taktéž potvrdili zjištěním



signifikantních rozdílů délky trajektorie COP při stoji na jedné dolní končetině mezi oběma skupinami. Hypotézu č. 8 o trvání fáze jedné opory při chůzi jsme nepotvrdili.

Tato práce je dílčím příspěvkem k dané problematice. Samotné téma udržování posturální stability je poměrně složité a ve vztahu k jednomu nestabilnímu kloubu těla málo probádané. Pro další výzkum bych doporučila kombinaci testování na stabilometrické plošině a EMG, případně trojdimenzionální snímání těla v prostoru, můžeme tak osvětlit přesné kineziologické poměry u osob s CIH.

## 7 SOUHRN

Cílem této práce bylo shrnout teoretické poznatky o kineziologii hlezenního kloubu, funkci při chůzi a podílu na udržování vzpřímeného držení těla. Dalším cílem bylo utřídit dostupné informace o příčinách chronicky nestabilního hlezenního kloubu a jeho vlivu na krokový cyklus a stoj. V praktické části jsme tyto teoretické poznatky ověřovali na základě vybraných testů na přístroji Balance Master® System a FDM platform®.

Studie probíhala na dvaceti probandech, které jsme rozdělili do dvou skupin. První skupinu tvořili jedinci s minimálně třemi distorsemi stejnostranného hlezenního kloubu v anamnéze za poslední rok. Poslední distorse byla maximálně před třemi měsíci toho času. Nyní přetrvávají symptomy: bolest, edém, subjektivní pocit nestability kloubu. Všichni absolvovali bezprostředně po akutním poranění konzervativní léčbu včetně rehabilitační, v době našeho výzkumu byli bez jakékoli lékařské intervence. Druhá skupina o stejném počtu, byla skupina kontrolní a žádný z probandů neměl distorzi hlezna v anamnéze.

Pro hodnocení udržování posturální stability jsme použili tyto testy: Limits Of Stability, Step Up Over, Step Quick Turn, Forward Lunge (na přístroji Balance Master® system) a chůze bez bot, stoj na dvou dolních končetinách a stoj na jedné dolní končetině (na přístroji FDM platform®).

Studii jsme potvrdili pouze některé dané hypotézy, prokázali jsme určitou souvislost mezi CIH a sledovanými parametry udržování posturální stability.

## **8 SUMMARY**

The aim of this diploma thesis was to summarise theoretical knowledge about kinesiology of the ankle joint, its function during gait and its role in maintaining the upright posture. Furthermore the aim was to assort available information about the cause of chronic ankle instability and its influence on gait cycle and posture. We evaluated these theoretical knowledge by chosen tests on Balance Master® System and FDM platform®.

The research was performed on twenty subjects, who were divided into two groups. The subjects with minimum three ankle distorsion on the same-sided ankle joint during last year were included in the first group. The last distorsion was at least within three last months. All subjects reported residual pain, swelling and subjective instability and weakness of the ankle joint. All of them received non-surgical treatment after the acute injury, physical therapy was included. They were with no treatment at the time of this research. The control group included the same number of subjects and none of them had an ankle distorsion in the past.

We used these tests to evaluate the COP and COG sway: Limits Of Stability, Step Up Over, Step Quick Turn, Forward Lunge (performed on Balance Master® system) and barefoot gait, upright standing and one foot standing (performed on FDM platform®).

The outcomes of this study presents chronic ankle instability associated with the chosen parameters and maintaining the upright posture.

## 9 REFERENČNÍ SEZNAM

*Balance Master* ® *System Operator's Manual*. Version 8, 2002, Copyright© 2002, NeuroCom® International, Dostupný z WWW: <http://www.onbalance.com>

BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie*. Maxdorf, 2004, ISBN 80 7345 017 8.

BERNIER, JN.; PERRIN, DH.; RIJKE, AM. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train*, [online]. 1997, vol. 32, no. 5, [cit- 2008-28-12]. Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?tool=pubmed&pubmedid=16558454>

BEYNNON, B.; RENSTROM, P. Ankle ligament injury risk factors: prospective study of college athletes. *J Orthop Res*, 2001, vol. 5, no. 21, s. 213-20. ISSN 0736 0266.

BEYNNON, B; MURPHY, D; ALOSA, D. Predictive Factors for Lateral Ankle Sprains: A Literature Review. *Journal of Athletic Training*, 2002, vol. 37, no. 4, p. 376–380. ISSN 1062-6050.

BROWN, C., MYNARK, R. Balance Deficits in Recreational Athletes With Chronic Ankle Instability. *Journal of Athletic Training* [online]. 2007, vol. 42, no. 3 [cit 2008-25-11] Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1978474>

COUGHLAN, G.; CAULFIELD. A 4-Week Neuromuscular Training Program and Gait Patterns at the Ankle Joint. *Journal of Athletic Training* [online]. 2007, vol. 42, no. 1 [cit 2009-02-11] p. 51-59 dostupné na WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1896080>

CRAIK, R., OATIS, C. *Gait analysis : Theory and application*. 1st edition. Mosby-Year Book Inc., 1995. The neurophysiology of human locomotion, s. 46-64. ISBN 0 8016 6964 2.

ČÁPOVÁ, J. *Terapeutický koncept Bazální programy a podprogramy*. Ostrava. 2008. ISBN 978 80 7329 180 8.

ČIHÁK, R. *Anatomie I*. Druhé, upravené a doplněné vydání. Praha: Grada. 2001. 497 s. ISBN 80-7169-970-5.

DOYLE, R.; HSIAO-WECKSLER, E.; RAGAN, B.; ROSENGREN, K. Generalizability of center of pressure measures of quiet standing, *Gait & Posture*. 2007, no. 25, s. 166–171. ISSN 0966 6362.

EDWARDS, S. *Neurological physiotherapy – A problem solving approach*, Churchill – Livingstone, 2.edition, 2002, s.36-45, ISBN 0 443 06440 7.

EECHAUTE, Ch.; VAES, P.; AERCHOT; L. VAN; ASMAN, S.; DUQUET, W. The clinimetric qualities of patient-assessed instruments for measuring chronic ankle instability: A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*. [online] 2007. vol.8, no. 6. [cit 2008-03-11]. Dostupný z WWW: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/8/6>

FREEMAN, MA., DEAN, MR., HANHAM, IW., The etiology and prevention of functional instability of the foot, *J Bone Joint Surg Br*. [online] 1965. vol. 47, no. 4. [cit 2008-12-11]. Dostupný z WWW: <http://www.jbjs.org.uk/cgi/reprint/47-B/4/678>

FUJII, T., LUO, Z., KITAOKA, H., AN, K. The manual stress test may not be sufficient to differentiate ankle ligament injuries. *Clinical Biomechanics* [online] 2000. vol. 15, no. 8 [cit.2008-11-14] s. 619-23. dostupné na WWW: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10936435>

- GRIBBLE, P., A., HERTEL, J., Considerations for Normalizing Measures of the Star Excursion Balance Test, [online] *Measurement in physical education and exercise science*, 2003, vol. 7, no. 2, [cit. 2009-03-20]. Dostupný z WWW: [http://www.bmsc.udel.edu/seminararchives/05\\_06/Gribble.pdf](http://www.bmsc.udel.edu/seminararchives/05_06/Gribble.pdf)
- HERTELL, J. Functional Anatomy, Pathomechanics and Pathophysiology of Lateral Ankle Instability. *J Athl Train*. [online] 2002, vol. 37, no. 4. [cit. 2008-11-11]. Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=164367>
- HESSERT, M., VYAS, M., LEACH, J., HU, K., LIPSITY, L., NOVAK, V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults, *BMC Geriatrics*. [online] 2005, vol. 5, no. 8 [cit. 2008-12-12]. Dostupné z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/picrender.fcgi?artid=1173105&blobtype=pdf>
- HILLER, C.; REFSHAUGE, KM; BEARD, DJ. Sensorimotor control is impaired in dancers with functional ankle instability. *Am. J. Sports Med.* 2004; vol. 32, no. 1. s. 216–223. ISSN 0363 5465.
- HILLER, C.; REFSHAUGE, K.; BUNDY, A.; HERBERT, R.; KILBREATH, S. The Cumberland Ankle Instability Tool: A Report of Validity and Reliability Testing. *Arch Phys Med Rehabil.* 2006, vol. 87, ISSN 0003 9993.
- HRAZDÍRA, L.; BERÁNKOVÁ, L.; HANDL, M.; FREI, R. Komplexní pohled na poranění hlezenního kloubu ve sportu. *Ortopedie.* 2008. vol. 2, s. 267-275. ISSN 1802 1727.
- IP, D. *Orthopedic rehabilitation, assessment, and enablement.* 1. edition, Springer – Verlag Berlin Heidelberg 2007, ISBN 978 3 540 37693 4.
- ISAKOV, E., MIZRAHI, J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *BrJ Sports* [online]. 1997, vol. 31, no. 1 [cit.2008-11-24]. Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/picrender.fcgi?artid=1332479&blobtype=pdf>

IVINS, D. *Acute ankle sprain: An update, University of Oklahoma college of medicine – tulsas*. [online]. 2006, vol. 74, no. 10. [cit. 2008-11-24]. Dostupný z WWW: <http://www.aafp.org/afp/20061115/1714.pdf>

JANURA, M., MÍKOVÁ, M. Využití biomechaniky v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2003, roč. 10, č. 1, s. 30-33. ISSN 1211-2658.

KAMINSKI, T., PERRIN DH. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. *J Athl Train* [online ]. 1999, vol. 34, no. 3. [cit. 2009-03-13]. Dostupný z WWW: [http://libres.uncg.edu/ir/uncg/f/D\\_Perrin\\_Eversion\\_1999.pdf](http://libres.uncg.edu/ir/uncg/f/D_Perrin_Eversion_1999.pdf)

KAPANDJI, I. A. *The physiology of the joints – Volume 2 the lower limb*, Churchill Livingstone. 1987. ISBN 0443 03628 7.

KAVOUNOUDAS, A.; ROLL, R.; ROLL, JP. Foot sole and ankle muscle inputs contribute jointly to human erect posture regulation. *Journal of Physiology* 2001, vol. 532, no. 3, s. 869–878. ISSN 1469 7793.

KERKHOFFS, G.; ROWE, BH.; ASSENDELFT, W.; KELLY, K.; STRUIJS, P. Immobilisation and functional treatment for acute lateral ankle ligament injuries in adults. *The Cochrane Database of Systematic Reviews*, Issue 3. Chichester: Wiley. 2009. Dostupný z WWW: [http://mrw.interscience.wiley.com/cochrane/clsystrev/articles/CD003762/pdf\\_fs.html](http://mrw.interscience.wiley.com/cochrane/clsystrev/articles/CD003762/pdf_fs.html)

KERRIGAN, C.; SCHAUFLELE, M.; WEN, M. *Gait analysis. In Rehabilitation medicine: principles and practise*, 3. Edition, Lippincott-Raven Publishers, 1998. ISBN 0 57 071 710 9.

KITABAYASHI, T.; DEMURA, S.; NODA, M. Examination of the Factor Structure of Center of Foot Pressure Movement and Cross-validity. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*, 2003. vol. 22, s. 265–272. ISSN 1345-3475.

KOLÁŘ, P. Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie.

*Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 4, s. 152-164. ISSN 1211 2658.

KONRADSEN, L.; RAVEN, JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* [online]. 1990, vol. 61, no. 5. [cit 2009-02-13]. Dostupný z WWW: [http://pdfserve.informaworld.com/964789\\_768420410\\_783482443.pdf](http://pdfserve.informaworld.com/964789_768420410_783482443.pdf)

KOTRÁNYOVÁ, E. Význam laterálních ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2007, vol. 14, č. 3, s. 122-129. ISSN 1211 2658.

Managing Soft Tissue Ankle Injuries – A summary of recent research. Effective Practice Institute, Division of Community Health, University of Auckland 2002. ISBN 0 478 25180 7.

MATTACOLA, C.; DWYER, M. Rehabilitation of the Ankle After Acute Sprain or Chronic Instability, *Journal of Athletic Training* [online]. 2002, vol. 37, no. 4, [cit. 2008- 11-13]. Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=164373>

MAYER, M.; SMÉKAL, D. Měkké struktury kolenního kloubu a poruchy motorické kontroly. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, roč. 11, č. 3, s. 111-117. ISSN 12112658.

McKAY, G.; GOLDIE, P. Ankle injuries in basketbal, injury rate and risk factors, *Br J sports Med*. [online]. 2001, vol. 35. [cit. 2009- 02-18]. Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/picrender.fcgi?artid=1724316&blobtype=pdf>

McKEON,P.; HERTEL, J. Spatiotemporal postural control deficits are present in those with chronic ankle instability, *BMC Musculoskeletal Disorders*. [online]. 2008, vol. 76, no. 9. [cit. 2009-01-14]. Dostupný z WWW: <http://www.biomedcentral.com/1471-2474/9/76>

MESCARO, T.; SWANSON, L. Foot and ankle injuries in sports. The orthopedic clinics of north america. *Rehabilitation of the foot and ankle*. 1994, vol. 25, no. 1, s. 1-17, ISSN 0030 5898.



- MONAGHAN, K.; DELAHUNT, E.; CAULFIELD, B. Ankle function during gait in patients with chronic ankle instability compared to controls. *ClinBiomech*. 2006, vol. 21, no. 2, s. 168-174. ISSN 0268 0033.
- MORRISON, K.; KAMINSKI, T. Foot Characteristics in Association With Inversion Ankle Injury, *Journal of Athletic Training* [online]. 2007, vol. 37, no. 4 [cit. 2008-10-21].  
Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1896068>
- MURPHY, D.; ALOSA, D.; BEYNNON, B. Predictive factors for lateral Ankle sprains: literature reviews, *J Athl* [online]. 2002, no. 37 [cit. 2009- 03-19] Dostupné z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=164368>
- NEWMAN, Ch.; WALSH, M; O’SULLIVAN, R.; JENKINSON, A; BENNETT, B.; LYNCH, B.; O’BRIAN, T. The characteristics of gait in Charcot-Marie-Tooth disease types I and II. *C. J. Gait & Posture*, 2007, vol. 26, s. 120–127. ISSN 0966 6362.
- NOVÁKOVÁ, H.; TICHÝ, M.; ŤUPA, F. Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, roč. 8, č. 2, s. 65-69. ISSN 1211 2658.
- NYSKA, M.; SHABAT, S.; SIMKIN, A.; NEEB, M.; MATAN, Y.; MANN, G. Dynamic force distribution during level walking under the feet of patients with chronic ankle instability. *Br J Sports Med*, 2003, no. 37, s. 495–497. ISSN 0363 5465.
- PATTON, J. L.; PAI, Y. C. Evaluation of a model that determines the stability limits of dynamic balance. *Gait and Posture* [online]. 1999, vol. 9, no. 1, [cit. 2008-10-21].  
Dostupný z WWW:  
[http://www.smpp.northwestern.edu/~smpp\\_pub/PattonPaiLee\\_ModelEval\\_preprint\\_9-98.htm](http://www.smpp.northwestern.edu/~smpp_pub/PattonPaiLee_ModelEval_preprint_9-98.htm)
- PERRY, J. *Gait analysis – normal and pathological function*. 1992, SLACK incorporated, ISBN 1 55642 192 3.

RAPPE, B.; LOHRER, H. Ankle-joint instability in basketball: a complex biomechanical, clinical and radiological investigation. *Sportorthop. Sporttraumat.* [online]. 1998, vol. 23, no. 4 [cit. 2008-11-11]. Dostupný z WWW:

<http://w4.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/viewFile/933/846>

RENSTROM, P.; KONRADSEN, L. Ankle ligament injuries. *Br. J Sports Med* [online]. 1997, vol. 31, no. 1 [cit. 2008-01-11]. Dostupný z WWW:

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1332467>

RIEMANN, B. Is There a Link Between Chronic Ankle Instability and Postural Instability? *Journal of Athletic Training* [online]. 2002, vol. 37, no. 4 [cit. 2008-12-30]. Dostupný z WWW: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=164370>

ROCCHI, M.; SISTI, D.; DITROILO, M.; CALAVALLE, A.; PANEBIANCO, R. The misuse of the confidence ellipse in evaluating statokinesigram. *Italian Journal of Sport Sciences* [online]. 2005, vol. 12, no. 2 [cit. 2009-02-14]. Dostupný z WWW:

<http://www.scienzemotorie.univaq.it/download/169-172.pdf>

ROSE, J.; GAMBLE, J. G. *Human Walking*. 2. Edition. Baltimore: Wiliams & Wilkins 1994. ISBN 072165743-5.

ROSS, S. E; Guskiewicz KM; Yu B. Single-leg jump-landing stabilization times in subjects with functionally unstable ankles. *J Athl Train* [online]. 2005, vol. 40, no. 4 [cit. 2009-03-13]. Dostupný z WWW:

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1323291>

RYAN, L. Mechanical stability, muscle strength and proprioception and the functionally unstable ankle. *Austral J Physiother.* 1999. vol. 40 s. 41-47. ISSN 0004 9514.

SHERY, A.; HERTEL, J. Reliability and sensitivity of the foot and ankle disability index in subject with chronic ankle instability. *J of Athl training.* [online] 2005, no. 40 [cit. 2008-11-14]. Dostupný z WWW:

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=1088343>

SIMONEAU, GG., ULBRECHT, JS. Role of somatosensory input in the control of human posture. *Gait and posture*, 1995, vol. 3, no. 3, s. 115-123. ISSN 0966 6362.

TABRIZI, P.; McINTYRE, W.; QUESNEL, M.; HOWARD, A. Limited dorsiflexion predisposes to injuries of the ankle in children, *J Bone Joint Surg Br* [online]. 2000, no. 82 [cit. 2008-11-14]. Dostupný z WWW: <http://www.jbjs.org.uk/cgi/reprint/82-B/8/1103.pdf>

TREVINO, S., DAVIS, P., HECHT, P. Management of acute and chronic lateral ligament injuries of the ankle. *Foot and ankle injuries in sports. The orthopedic clinics of north america*. [online]. 1994, vol. 25, no. 1, [cit. 2008-11-14]. Dostupný z WWW: [http://www.acc.co.nz/DIS\\_EXT\\_CSMP/groups/external\\_providers/documents/internet/wcmz002487.pdf](http://www.acc.co.nz/DIS_EXT_CSMP/groups/external_providers/documents/internet/wcmz002487.pdf)

TROJAN, S. *Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka*. 3. přepracované a doplněné vyd. Praha: Grada, 2005. ISBN 80 247 1296 2.

TROPP, H. Functional Ankle Instability Revisited *Journal of Athletic Training* [online]. 2002. vol. 37, no. 4. [cit. 2008-11-28]. Dostupný z WWW: [http://www.nata.org/jat/readers/archives/37.4/attr37-04/pdf/attr\\_37\\_04\\_0512.pdf](http://www.nata.org/jat/readers/archives/37.4/attr37-04/pdf/attr_37_04_0512.pdf)

VALDERRABANO, V.; LEUMANN, A. *Chronic ankle instability in sports - a review for sports physicians*, *Sportverletz Sportschaden*. 2006, vol. 20, no. 4, s. 177-83. ISSN 0932 0555.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. Část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, vol. 9, č. 4, s. 115-121. ISSN 1211 2658.

VAŘEKA, I. Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2002, vol. 9, č. 4, s. 122-129. ISSN 1211 2658.

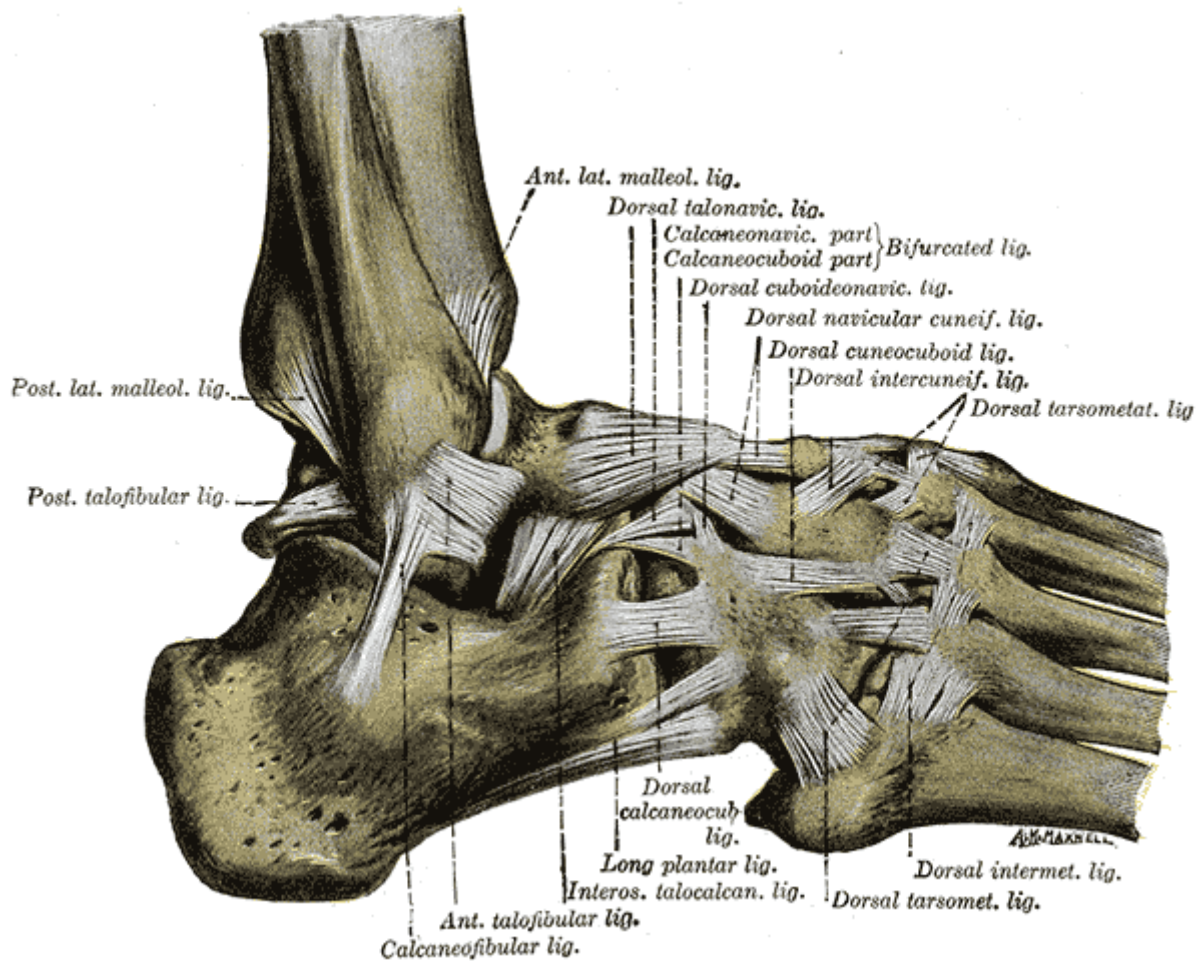
- VÉLE, F.; ČUMPELÍK, J.; PAVLŮ, D. Úvaha nad problémem „stability“ ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, no. 3, s. 103-105. ISSN 1211 2658.
- VÉLE, F. *Kineziologie-přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2. rozšířené a přepracované vydání. 2006, Triton, s. 347-356, ISBN 80 7254 837 9.
- VRIES, J., KRIPS, R., SIEREVELT, IN. Interventions for treating chronic ankle instability, *Cochrane Database of Systematic Reviews* [online]. 2009, no. 3.[cit. 2009-01-22].  
Dostupný z WWW:  
[http://mrw.interscience.wiley.com/cochrane/clsysrev/articles/CD004124/pdf\\_fs.html](http://mrw.interscience.wiley.com/cochrane/clsysrev/articles/CD004124/pdf_fs.html)
- WEINSTEIN, S; BUCKWALTER, J. Turek's orthopaedics – Principles and their applications. Lippincot Williams & Willis, 2005. 6. Edition. ISBN 10987654321.
- WinFDM Operating instructions. Zebris Medical GmbH, 2008.
- WINTER, DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait&Posture*. 1995; vol. 3, no. 4, s 193-214. ISSN 09666362.
- WRIGHT, I.; NEPTUN, C.; van den BOGERT, A.; NIGG, B. The influence of foot positioning on ankle sprains. *Journal of Biomechanics* [online]. 2000. vol. 33. [cit. 2009-02-15]. Dostupný z WWW: [http://www.me.utexas.edu/~neptune/Papers/job33\(5\).pdf](http://www.me.utexas.edu/~neptune/Papers/job33(5).pdf)
- XU, H., AKAI, M., KAKURAI, S., YOKOTA, KANEKO, H. Effect of shoe modifications on center of pressure and in-shoe plantar pressures, *Am J Phys Med Rehabil*. 1999, no. 78, s. 516 – 524. ISSN 0894-9115.
- YASUDA, T., NAKAGAWA, T., INOUE, H., IWAMOTO, M The role of the labyrinth, proprioception and plantar mechanosensors in the maintance of an upright posture. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 1999, vol. 256, s. 27 – 32. ISSN 0937-4477.

## 10 PŘÍLOHY

### Seznam příloh:

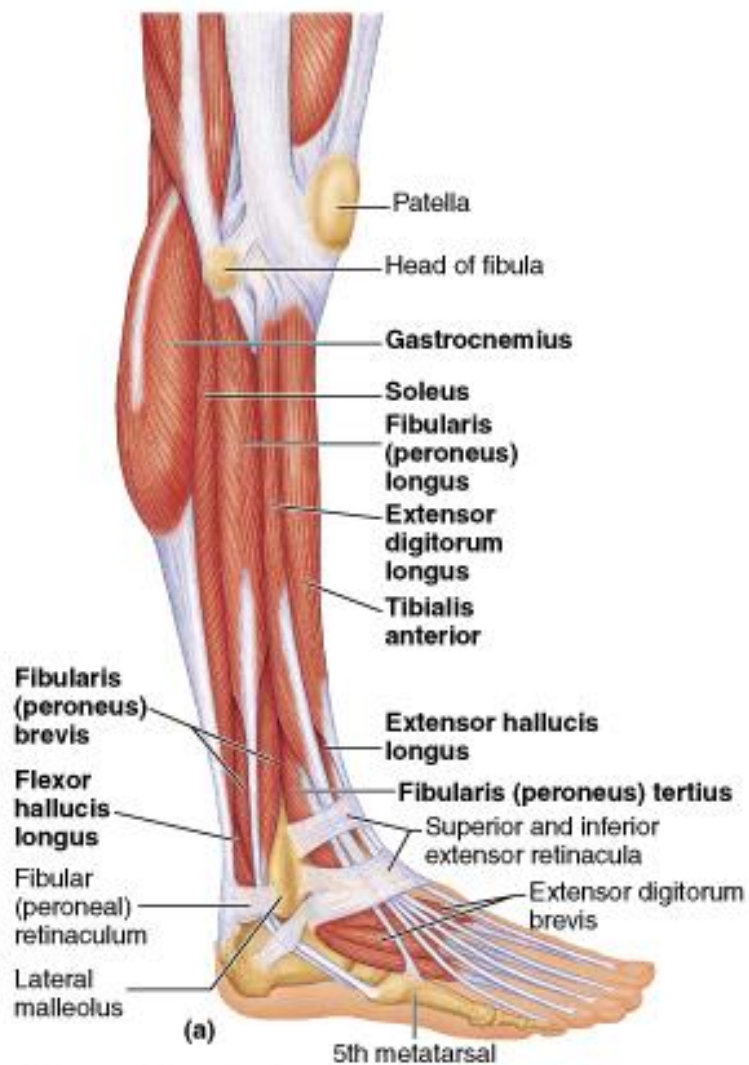
- Příloha č. 1 Ligamenta laterální strany talocrurálního kloubu, ligamenta nohy (Obrázek)
- Příloha č. 2 Svaly laterální a přední strany bérce (Obrázek)
- Příloha č. 3 Mechanismus distorzního poranění hlezna (Obrázek)
- Příloha č. 4 Ottawa ankle rules (Obrázek)
- Příloha č. 5 Test vyklonění talu a test předsunutí talu (Obrázek)
- Příloha č. 6 Cumberland Ankle Instability Tool - CAIT (Dotazník, anglicky)
- Příloha č. 7 Cumberland Ankle Instability Tool - CAIT (Dotazník, česky)
- Příloha č. 8 Anamnestická data (Tabulka)
- Příloha č. 9 Výsledky dotazníkového šetření CAIT (Tabulka)
- Příloha č. 10 Výsledky vyšetření limitů stability LOS (Limits of stability) přístrojem Balance Master® (Tabulka)
- Příloha č. 11 Výsledky testu SUO (Step Up Over) vyšetřované přístrojem Balance Master® (Tabulka)
- Příloha č. 12 Výsledky testu SQT (Step/Quick Turn) na přístroji Balance Master® (Tabulka)
- Příloha č. 13 Výsledky testu FL (Forward Lunge) na přístroji Balance Master® (Tabulka)
- Příloha č. 14 Procentuelní vyjádření jednotlivých fází krokového cyklu (Tabulka)
- Příloha č. 15 Vyšetření stoje na dvou dolních končetinách pomocí FDM platform® (Tabulka)
- Příloha č. 16 Vyšetření stoje na jedné dolní končetině pomocí FDM platform® (Tabulka)

Příloha č. 1 Ligamenta laterální strany talocrurálního kloubu, ligamenta nohy  
(Obrázek)



(<http://www.bartleby.com/107/illus355.html>)

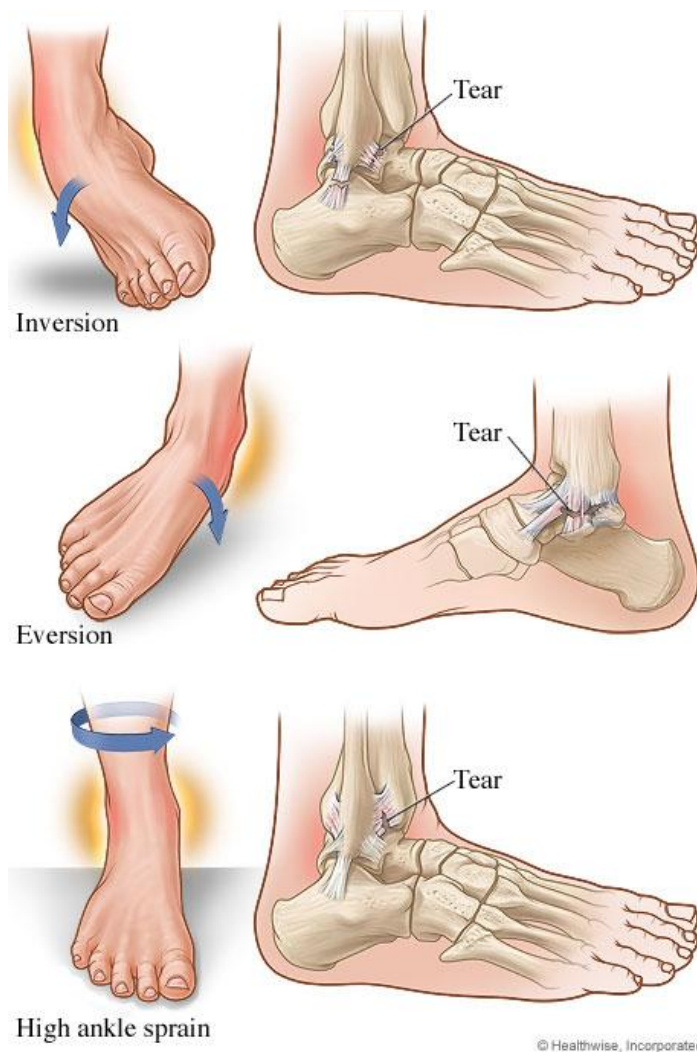
**Příloha č. 2 Svaly laterální a přední strany bérce (Obrázek)**



Copyright © Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings.

([faculty.ccri.edu/lmfrolich/My%20lectures/Lowerlimb.ppt](http://faculty.ccri.edu/lmfrolich/My%20lectures/Lowerlimb.ppt))

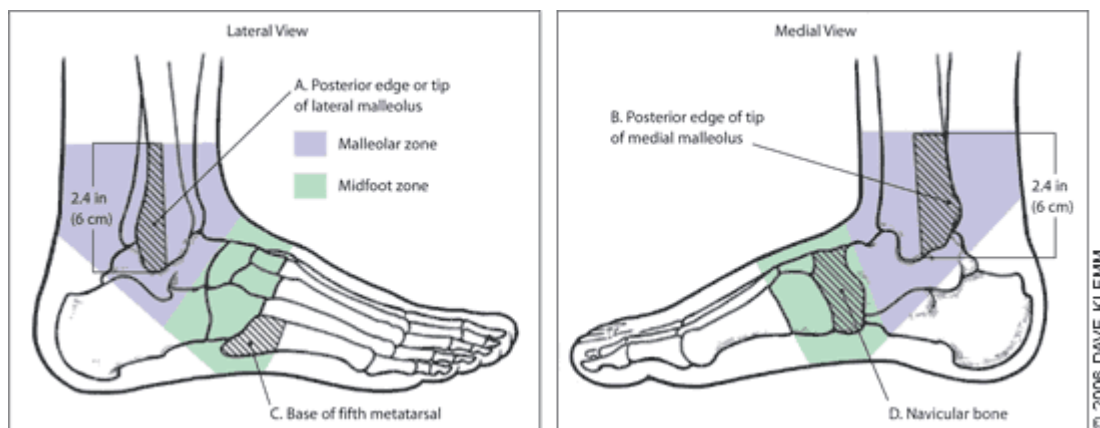
**Příloha č. 3 Mechanismus distorzního poranění hlezna (Obrázek)**



([http://www.health.com/health/static/hw/media/medical/hw/h9991457\\_003.jpg](http://www.health.com/health/static/hw/media/medical/hw/h9991457_003.jpg))



## Příloha č. 4 Ottawa ankle rules (Obrázek)



Ottawa Ankle and Foot Rules. Rentgenové vyšetření hlezna je indikováno pouze, pokud má pacient bolest v oblasti malleolů a v následujících případech: bolest kostí v oblasti označené A nebo B, neschopnost přenést váhu (4 kroky) bezprostředně po poranění i při samotném vyšetření lékařem.

(<http://www.bmj.com/content/vol326/issue7386/images/large/bac14176.f2.jpeg>)

**Příloha č. 5 Test vyklonění talu a test předsunutí talu**



Obr. č. 1 RTG vyšetření vyklonění talu (Hrazdára, 2008)



Obr. č. 2 Test vyklonění talu (<http://www.aafp.org/afp/20061115/1714.html>)



Obr. č. 3 RTG vyšetření předsunutí talu (Hrazdára, 2008)



Obr. č. 4 Test předsunutí talu (<http://www.aafp.org/afp/20061115/1714.htm>)

## Příloha č. 6 Cumberland Ankle Instability Tool - CAIT (Dotazník, anglicky), (Hiller et al., 2006)

	LEFT	RIGHT	Score
1. I have pain in my ankle			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	5
During sport	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Running on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Running on level surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Walking on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Walking on level surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
2. My ankle feels UNSTABLE			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
Sometimes during sport (not every time)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Frequently during sport (every time)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Sometimes during daily activity	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Frequently during daily activity	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
3. When I make SHARP turns, my ankle feels UNSTABLE			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Sometimes when running	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Often when running	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
When walking	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
4. When going down the stairs, my ankle feels UNSTABLE			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
If I go fast	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Occasionally	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Always	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
5. My ankle feels UNSTABLE when standing on ONE leg			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
On the ball of my foot	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
With my foot flat	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
6. My ankle feels UNSTABLE when			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
I hop from side to side	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
I hop on the spot	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
When I jump	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
7. My ankle feels UNSTABLE when			
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	4
I run on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
I jog on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
I walk on uneven surfaces	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
I walk on a flat surface	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
8. TYPICALLY, when I start to roll over (or "twist") on my ankle, I can stop it			
Immediately	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Often	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
Sometimes	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
Never	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
I have never rolled over on my ankle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
9. After a TYPICAL incident of my ankle rolling over, my ankle returns to "normal"			
Almost immediately	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3
Less than one day	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	2
1-2 days	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	1
More than 2 days	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	0
I have never rolled over on my ankle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	3

NOTE. The scoring scale is on the right. The scoring system is not visible on the subject's version.

## Příloha č. 7 Cumberland Ankle Instability Tool - CAIT (Dotazník, česky)

## Dotazník CAIT (Cumberland ankle instability tool).

U každé otázky prosím označte JEDNU odpověď, která nejlépe vystihuje stav vašeho hlezenního (kotníku).

	Levá	Pravá
1. Cítím bolest v hleznu..		
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Během sportovní aktivity	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při běhu na nerovném povrchu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při běhu na rovném povrchu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při chůzi na nerovném povrchu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při chůzi na rovném povrchu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2. Cítím, že je mé hlezno nestabilní..		
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Někdy při sportu (ne pokaždé)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Často při sportu (pokaždé)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Někdy při běžných denních činnostech	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při všech denních činnostech	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3. Při prudkém otočení celého těla, cítím nestabilitu v hleznu..		
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Někdy při běhu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Často při běhu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při chůzi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4. Vnímám nestabilitu v hleznu při chůzi ze schodů..		
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při rychlé chůzi	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Zřídka	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Vždy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5. Vnímám nestabilitu hlezna při stoji na jedné noze..		
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při stoji na špičce	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Při stoji na celém chodidle	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6. Vnímám nestabilitu hlezna při..		
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Přeskakování „ze strany na stranu“	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Poskakování na místě	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Výskoku	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7. Vnímám nestabilitu hlezna při..		
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Běhu po nerovném povrchu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Klusání (lehkém běhu) na nerovném povrchu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Chůzi po nerovném povrchu	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Chůzi po rovině	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8. Obvykle, při podvrtnutí hlezna, jej mohu nohu vrátit zpět..		
Neprodleně	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Často	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Někdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Nikdy	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Nikdy se mi toto nestalo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
9. Po typickém „podvrtnutí“ hlezna se vrací zpět do stejného stavu jako před incidentem za..		
Téměř neprodleně	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Méně než 1 den	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
1 – 2 dny	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Více než dva dny	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Nikdy se mi toto nestalo	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

## Příloha č. 8 Anamnestická data (Tabulka)

	Proband	Věk [roky]	Výška [cm]	Délka DKK [cm]	Váha [kg]	BMI[cm/kg <sup>2</sup> ]
Skupina s instabilním hlezenním kloubem	1	28	176	93	77	24,86
	2	20	174	96	66	22
	3	24	178	94	72	22,72
	4	28	173	90	75	25,06
	5	27	178	96	72	22,72
	6	27	177	90	69	22,02
	7	28	178	97	76	23,99
	8	28	176	90	70	22,6
	9	28	180	97	84	25,93
	10	27	178	95	76	23,99
	Průměr	26,5	177,9	93,8	73,8	23,6
Kontrolní skupina	1	28	178	93	73	23,04
	2	24	178	94	75	23,67
	3	27	173	92	63	21,95
	4	26	172	92	66	22,31
	5	27	178	95	74	23,36
	6	25	179	96	76	23,72
	7	26	173	90	70	23,39
	8	28	184	92	72	21,27
	9	21	182	92	75	22,64
	10	27	174	92	63	20,81
	Průměr	25,9	177,1	92,8	70,7	22,6

**Příloha č. 9 Výsledky dotazníkového šetření dle dotazníku CAIT (Cumberland Ankle Instability Tool) (Tabulka)**

Výsledky dotazníkového šetření dle dotazníku CAIT	
Proband	Počet bodů
1	13
2	19
3	13
4	18
5	18
6	20
7	17
8	17
9	18
10	15
Průměr	16,8

**Příloha č. 10 Výsledky vyšetření limitů stability (LOS, Limits of stability) přístrojem Balance Master® (Tabulka)**

**A. Reakční čas [sec]**

	Proband	Vpřed	Vzad	Vpravo	Vlevo	Comp.
<b>Skupina s instabilním hlezenním kloubem</b>	1	1,01	0,75	0,93	0,84	0,88
	2	1,99	0,94	0,72	1,01	1,17
	3	1,12	0,88	0,59	0,79	0,85
	4	1,38	0,74	1,25	1,31	1,17
	5	1,55	0,55	1,13	0,85	1,02
	6	0,64	0,58	0,94	0,53	0,67
	7	1,09	0,77	0,83	0,87	0,89
	8	1,83	0,72	0,74	0,91	1,05
	9	0,85	0,49	0,9	0,49	0,68
	10	1,11	1,19	1,12	0,89	1,08
<b>Kontrolní skupina</b>	1	1,43	0,86	1,74	0,77	1,2
	2	0,79	0,47	0,49	0,54	0,57
	3	0,3	0,35	0,54	0,34	0,38
	4	0,74	0,55	0,59	0,56	0,61
	5	0,56	0,63	0,52	0,47	0,55
	6	0,72	1,24	0,74	0,86	0,89
	7	0,52	0,9	0,52	0,78	0,68
	8	0,57	0,61	0,43	0,52	0,53
	9	0,85	0,95	1,13	0,8	0,93
	10	0,7	0,72	0,82	0,86	0,78

Vysvětlivky:

Modrá barva pole = abnormální hodnota parametru vzhledem k probandům stejného věku



**B. Maximální exkurse [%LOS]**

Skupina s instabilním hlezenním kloubem								
Proband	F	RF	R	RB	B	LB	L	LF
1	73	85	109	115	111	105	98	77
2	68	111	107	102	89	118	95	97
3	73	105	102	105	95	105	100	90
4	65	85	75	112	105	90	106	56
5	87	98	101	121	105	102	103	90
6	78	113	105	130	103	110	102	82
7	76	107	107	125	102	102	107	102
8	77	106	104	105	103	100	103	96
9	85	101	96	100	92	99	90	92
10	79	82	50	71	47	75	46	60

Kontrolní skupina								
Proband	F	RF	R	RB	B	LB	L	LF
1	103	115	94	97	95	105	89	86
2	99	103	97	89	77	92	101	96
3	99	100	97	76	65	91	84	93
4	64	89	100	107	99	108	91	74
5	92	120	99	122	107	132	100	96
6	89	98	67	95	70	88	92	82
7	49	92	99	95	89	102	84	67
8	107	110	99	94	82	95	91	104
9	84	113	106	109	92	122	102	108
10	50	101	101	95	82	92	101	83

Vysvětlivky:

F forward (vpřed); RF right forward (dopředu vpravo); R right (vpravo) ; RB right back (vpravo dozadu); B back (vzadu); LB left back (vlevo vzadu); L left (vlevo); LF left forward (vlevo dopředu)

**Příloha č. 11 Výsledky testu SUO (Step Up Over) vyšetřované přístrojem Balance Master®**

Proband	Step Up Over - Skupina s instabilním hlezenním kloubem								
	Lift up index [% m]			Movement time [sec]			Impact index [% m]		
	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]
1	32	27	8	1,38	1,68	10	44	48	4
2	25	22	6	1,81	2,12	8	29	23	12
3	32	29	5	1,77	1,69	2	21	33	22
4	32	31	2	1,24	1,37	5	38	43	6
5	40	49	10	1,43	1,3	5	40	40	0
6	41	31	14	1,64	1,9	7	30	36	9
7	49	39	11	1,66	1,48	6	43	47	4
8	27	27	0	1,49	2,25	20	43	54	11
9	41	30	15	1,31	1,39	3	33	34	1
10	39	23	26	1,48	1,62	5	29	43	19

Proband	Step Up Over - Kontrolní skupina								
	Lift up index [% m]			Movement time [sec]			Index index [% m]		
	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]
1	26	27	2	1,87	1,61	7	38	38	0
2	42	38	5	1,37	2,13	22	31	32	2
3	51	42	10	1,43	1,24	7	53	65	10
4	28	27	2	1,44	1,4	1	31	39	11
5	40	29	16	1,19	1,58	14	27	31	7
6	34	32	2	1,45	1,43	1	37	34	4
7	34	34	0	1,5	1,55	2	29	35	9
8	34	30	6	1,31	1,43	4	35	38	4
9	33	33	0	1,5	1,55	1	32	31	2
10	38	30	12	1,98	1,97	0	35	58	25

Vysvětlivky:

Dex = pravá dolní končetina, Sin = levá dolní končetina

Červená barva písma = končetina s instabilním hlezenním kloubem

Modrá barva pole = abnormální hodnota parametru vzhledem k probandům stejného věku

Diff = stranový rozdíl

**Příloha č. 12 Výsledky testu SQT (Step/Quick Turn) na přístroji Balance Master®  
(Tabulka)**

Proband	Skupina s instabilním hlezenním kloubem					
	Turn time [sec]			Turn sway [deg]		
	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]
1	0,44	0,42	2	14,8	11,7	12
2	0,73	1,09	20	19,5	25,1	13
3	0,73	1,02	17	14,2	23,3	24
4	0,83	0,81	1	19	24,4	12
5	0,5	0,43	8	15,7	16,7	3
6	0,96	0,21	64	20,5	7,9	44
7	0,73	0,72	1	17,7	23	13
8	0,3	0,34	6	11,3	13,5	9
9	0,5	0,68	14	15,2	19,5	12
10	0,74	0,72	1	16,7	14,9	6
Průměr	0,6	0,6	13,4			
Proband	Kontrolní skupina					
	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]
	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]
1	0,66	0,96	19	18,3	21,2	7
2	0,54	0,32	26	19,7	14,3	16
3	0,57	0,67	10	16,6	21,3	12
4	0,57	0,5	7	22,7	23,2	1
5	0,33	0,3	5	16	13,5	8
6	0,48	0,53	5	18,4	18,1	1
7	0,5	0,7	17	15,9	19,5	10
8	1,07	1,36	12	24,3	24,2	0
9	0,76	0,6	12	16,9	15,2	5
10	1,39	1,01	16	36,2	25,8	17
Průměr	0,7	0,7	12,9			

Vysvětlivky:

Dex = pravá dolní končetina, Sin = levá dolní končetina

Červená barva písma = končetina s instabilním hlezenním kloubem

Modrá barva pole = abnormální hodnota parametru vzhledem k probandům stejného věku

Diff = stranový rozdíl

**Příloha č. 13 Výsledky testu FL (Forward Lunge) na přístroji Balance Master®  
(Tabulka)**

Skupina s instabilním hlezenním kloubem												
Proband	Distance [% HT]			Impact index [% WT]			Contact time [sec]			Force impulse [%WT/sec]		
	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]
1	49	47	2	14	15	3	1,13	1,06	3	115	108	3
2	41	38	4	14	9	22	1,49	1,51	1	150	148	1
3	44	46	2	26	29	5	1,03	0,99	2	110	105	2
4	51	53	2	51	33	21	1,11	1,18	3	117	122	2
5	50	50	0	17	8	36	1,48	1,5	1	151	151	0
6	45	41	5	17	13	13	1,46	1,49	1	148	149	0
7	47	49	2	14	16	6	1,1	1,14	1	149	148	0
8	55	53	2	21	22	2	0,9	1,12	11	96	17	10
9	50	49	1	24	29	9	1,08	1,22	6	112	124	5
10	45	44	1	16	17	3	1,54	1,71	5	158	170	4

Kontrolní skupina												
Proband	Distance [% HT]			Impact index [% WT]			Contact time [sec]			Force impulse [%WT/sec]		
	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]	Dex	Sin	Diff [%]
1	49	48	1	17	15	6	1,15	1,12	1	120	117	1
2	49	49	0	28	25	6	1,11	1,05	3	117	112	2
3	54	56	2	30	34	6	0,9	0,83	4	95	91	2
4	59	61	2	13	23	28	0,96	0,95	1	98	98	0
5	71	70	0	35	50	18	0,78	0,8	1	87	90	2
6	50	54	4	33	30	5	1,11	1,08	1	121	117	2
7	53	51	2	21	21	0	1,26	1,27	0	131	128	1
8	38	41	4	21	23	5	1,15	1,16	0	120	118	0
9	53	47	6	26	23	6	0,85	0,73	8	91	79	7
10	63	63	0	31	26	9	0,93	1,05	6	102	113	5

Vysvětlivky:

Dex = pravá dolní končetina, Sin = levá dolní končetina

Červená barva písma = končetina s instabilním hlezenním kloubem

Modrá barva pole = abnormální hodnota parametru vzhledem k probandům stejného věku

Diff = stranový rozdíl

**Příloha č. 14 Procentuelní vyjádření jednotlivých fází krokového cyklu****A. Skupina s instabilním hlezem**

Proband	Swing time Dex/Sin	Stance time Dex/Sin	Load response Dex/Sin	Pre-swing Dex/Sin	Single support Dex/Sin
1	37,79/39,17	62,21/60,83	11,06/11,98	11,98/11,06	39,17/37,79
2	36,36/37,8	63,64/62,20	12,44/13,4	13,4/12,44	37,8/36,36
3	33,87/37,10	66,13/62,90	14,78/12,17	12,17/14,78	37,10/33,87
4	38/40	62,55/61,28	14,10/11,45	11,45/14,10	40/38
5	36,08/38,82	63,92/61,18	13,33/11,76	11,76/13,33	38,82/36,08
6	36,78/33,88	63,22/66,12	12,0/13,6	13,6/12	33,88/36,78
7	32,26/34,77	67,74/65,23	15,77/17,92	17,92/15,77	34,77/32,26
8	39,82/36,28	60,18/63,72	11,50/12,39	12,39/11,50	36,28/39,82
9	40,22/32,78	59,78/70,37	14,07/15,08	15,08/14,07	32,78/40,44
10	39,05/36,19	60,95/63,81	11,43/13,33	13,33/11,43	36,19/39,05

**B. Kontrolní skupina**

Proband	Swing time Dex/Sin	Stance time Dex/Sin	Load response Dex/Sin	Pre-swing Dex/Sin	Single support Dex/Sin
1	38,03/38,5	61,97/61,5	11,27/12,21	12,21/11,27	38,5/38,03
2	34,53/34,98	65,47/65,02	17,04/14,35	14,35/17,04	34,98/34,53
3	39,49/40,0	60,5/60,0	11,54/10,58	10,58/11,54	40,0/39,49
4	39,34/38,86	60,66/61,14	11,37/10,43	10,43/11,37	38,86/39,34
5	39,71/38,28	61/61	11,21/10,28	10,28/11,21	38,28/39,71
6	39,42/37,5	60,58/62,50	11,54/11,54	11,54/11,54	37,5/39,42
7	37/37	63/63	13/13	13/13	37/37
8	39,91/37,67	60,09/62,33	10,76/11,66	11,66/10,76	37,67/39,91
9	39,02/39,51	60,98/60,49	11/10	10/11	39,02/39,51
10	38,9 / 36,4	61,2 / 63,6	11,3 / 11,1	11,1 / 11,3	36,4 / 38,9

Vysvětlivky: Dex = pravá dolní končetina, Sin = levá dolní končetina

Červená barva písma = končetina s instabilním hlezenním kloubem

## Příloha č. 15 Vyšetření stoje na dvou dolních končetinách pomocí FDM platform®

Průměrné rozložení reakčních sil [%]				
Proband	Skupina s instabilním hlezenním kloubem		Kontrolní skupina	
	Dex.	Sin.	Dex.	Sin.
1	46,2	53,8	55	45
2	55,9	44,1	47,9	52,1
3	53,4	46,6	51,2	48,8
4	46,4	53,6	49,6	50,4
5	50,5	49,5	51,1	48,9
6	52,7	47,3	50,5	49,5
7	57,9	42,1	53	47
8	55	45	48	52
9	43,7	56,3	51,1	48,9
10	45	55	51	49

Vysvětlivky:

Dex = pravá dolní končetina, Sin = levá dolní končetina

Červená barva písma = končetina s instabilním hlezenním kloubem

**Příloha č. 16 Vyšetření stoje na jedné dolní končetině pomocí FDM platform®**

Délka trajektorie COP [mm]		
Proband	Skupina s instabilním hlezením kloubem	Kontrolní skupina
1	592,6	435,5
2	667,4	478,8
3	548,1	455,8
4	551,8	424,5
5	746,4	478,6
6	569,8	320,5
7	491,2	351,2
8	520,4	415,6
9	572,9	435,9
10	541,9	551,5
Průměr	580,2	434,8