

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLMOUCI**  
**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**

**2010**

**ERIKA OVESNÁ**

**UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI**  
**FAKULTA ZDRAVOTNICKÝCH VĚD**  
**Ústav fyzioterapie**

**POSTUROGRAFICKÁ OBJEKTIVIZACE EFEKTU  
REFLEXNÍ TERAPIE PLOSKY U NESTABILITY AKRA DOLNÍ  
KONČETINY**

**Diplomová práce**

**Autor: Bc. Erika Ovesná**  
**Studijní obor: Fyzioterapie**  
**Vedoucí práce: MUDr. Petr Konečný**

**Olomouc 2010**

## **Anotace**

**Název práce:** Posturografická objektivizace efektu reflexní terapie plosky u nestability akra dolní končetiny

**Název práce v AJ:** Posturographic Objectification of Sole Reflex Therapy Effect on Ankle Instability

**Datum zadání:** 2009-11-30

**Datum odevzdání:** 2010-05-07

**Instituce:** Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta zdravotnických věd  
Ústav fyzioterapie

**Autor práce:** Bc. Erika Ovesná

**Vedoucí práce:** MUDr. Petr Konečný

**Oponent práce:** Mgr. Dita Onderková, DiFyz.

**Počet stran:** 95

**Počet příloh:** 11

**Rok obhajoby:** 2010

**Klíčová slova:** Instabilita akra, posturální stabilita, reflexní terapie, akupunktura

**Klíčová slova v AJ:** Ankle instability, postural stability, reflex therapy, acupuncture

### **Abstrakt v ČJ:**

Cílem této diplomové práce bylo poukázat na problematiku poranění vazivového aparátu hlezna, vznik jeho instability a zároveň do jaké míry lze ovlivnit posturální chování pacientů s touto diagnózou po aplikaci reflexní terapie a akupunktury.

Pro tyto účely byl zkoumán soubor 20 pacientů s prokazatelnou distorzi hlezna. Jejich posturální reakce jsme hodnotili před terapií a následně hodinu po ní. K hodnocení efektu terapie byly použity posturografické testy v kombinaci s dotazníkem. Výsledky odhalily statisticky významné změny. Na podkladě těchto výsledků usuzujeme, že reflexní terapie plosky a akupunktura mají pozitivní vliv na posturální reakce u pacientů po distorzi hlezna.

**Abstrakt v AJ:**

The aim of this thesis was to draw the problems of the ankle ligamentous system injury, the ankle instability formation and to point out, how much reflex therapy and acupuncture can influence the postural reactions of the patients with the ankle instability.

For this purpose twenty patients with the provable distortion of ankle were examined. We evaluated their postural reaction before the therapy and one hour later.

There were used the posturographic tests and the questionnaire to assess the effect of the therapy. The results showed statistically significant changes.

We conclude, that reflex therapy and acupuncture have positive effect on the postural reactions of the patients with the ankle instability.

## **Prohlášení**

Prohlašuji, že jsem závěrečnou diplomovou práci zpracovala samostatně pod odborným vedením MUDr. Petra Konečného a uvedla všechny použité literární a odborné zdroje.

V Olomouci dne: .....4.5. 2010

## **Poděkování**

Děkuji panu MUDr. Petru Konečnému za vstřícnost a ochotu při odborném vedení této diplomové práce, za poskytnutí rad a připomínek a dále děkuji RNDr. Milanu Elfmarkovi za statistické zpracování výsledků.

## OBSAH

ÚVOD.....	- 9 -
1. PŘEHLED POZNATKŮ.....	- 10 -
1.1. Kinetika a kinematika kloubů nohy .....	- 11 -
1.2. Funkční anatomie a kineziologie .....	- 13 -
1.2.1. Skupina dlouhých svalů nohy .....	- 13 -
1.2.2. Skupina krátkých svalů nohy.....	- 15 -
1.3. Význam ligamentózního aparátu hlezna .....	- 16 -
1.3.1. Ligamentum colaterale laterale.....	- 16 -
1.3.2. Ligamentum colaterale mediale- ligamentum deltoideum .....	- 17 -
1.3.3. Morfologie ligament a jejich hojení .....	- 18 -
1.4. Distorze hlezna.....	- 19 -
1.4.1. Laterální instabilita hlezna.....	- 20 -
1.5. Podíl receptorů somatosensorického systému na posturální stabilitě.....	- 23 -
1.5.1. Kožní mechanoreceptory .....	- 24 -
1.5.2. Proprioceptory .....	- 25 -
1.5.3. Problematika postury a posturální stability .....	- 27 -
1.5.4. Definice pojmů .....	- 29 -
1.5.5. „Hlezenní“ a „kyčelní“ mechanismus udržování rovnováhy .....	- 30 -
1.6. Historie reflexní terapie a akupunktury.....	- 31 -
1.6.1. Principy použití akupunktury .....	- 32 -
1.6.2. Léčba distorze ovlivněním reflexní terapie na plantě.....	- 34 -
1.7. Použité metody výzkumu .....	- 36 -
1.7.1. Posturografie.....	- 36 -
1.7.2. Anketa.....	- 41 -
2. CÍLE A HYPOTÉZY .....	- 42 -
2.1. Cíle .....	- 42 -
2.2. Hypotézy .....	- 42 -
3. METODIKA .....	- 43 -
3.1. Soubor výzkumu .....	- 43 -
3.2. Průběh terapie.....	- 43 -
3.3. Příprava pacientů.....	- 44 -

3.4.	Průběh vlastního měření.....	- 45 -
3.5.	Metodika zpracování výsledků .....	- 45 -
3.5.1.	Posturografie.....	- 45 -
3.5.2.	Statistické zpracování .....	- 46 -
4.	VÝSLEDKY.....	- 47 -
4.1.	Výsledky k hypotéze H <sub>01</sub> .....	- 47 -
4.2.	Výsledky k hypotéze H <sub>02</sub> .....	- 49 -
4.3.	Výsledky k hypotéze H <sub>03</sub> .....	- 51 -
4.4.	Výsledky k hypotéze H <sub>04</sub> .....	- 53 -
4.5.	Výsledky k hypotéze H <sub>05</sub> .....	- 55 -
4.6.	Výsledky k hypotéze H <sub>06</sub> .....	- 57 -
4.7.	Výsledky k hypotéze H <sub>07</sub> .....	- 59 -
4.8.	Výsledky k anketě .....	- 62 -
5.	DISKUZE .....	- 65 -
5.1.	Diskuze k výsledkům jednotlivých hypotéz .....	- 66 -
5.2.	Diskuze k hypotéze H <sub>07</sub> .....	- 70 -
5.3.	Diskuze k metodice reflexní terapie a akupunktury.....	- 72 -
	ZÁVĚR .....	- 75 -
	REFERENČNÍ SEZNAM .....	- 77 -
	SEZNAM VYBRANÝCH ZKRATEK .....	- 82 -
	SEZNAM PŘÍLOH.....	- 83 -



## ÚVOD

Poranění vazivového aparátu hlezna, zejména ligamentózních struktur na fibulární straně kloubu je jedno z nejčastějších poranění muskuloskeletálního systému, se kterým se setkávají traumatologové ve svých ambulancích. Zpravidla není této problematice věnována patřičná diagnostická ani léčebná péče. Léčba distorzí hlezna s poraněním kolemkloubních vazivových struktur není uniformní, závisí na tíži poškození, stáří pacienta a jeho fyzické aktivitě. Distorze hlezna je nejčastěji léčena imobilizací. V případě kompletní ruptury zejména fibulárních vazů a kloubního pouzdra si s konzervativní terapií však již nevystačíme. Indikována je sutura, post-operační imobilizace a následná rehabilitace. Rozhodující podíl na úspěšnosti léčby a zmírnění následků má komplexní fyzioterapie, jejíž snahou je vytvořit vhodné podmínky pro dokonalou obnovu funkce hlezna.

Reflexní terapie, která je považována jako jedna z neúčinnějších metod alternativní medicíny, může být vhodným doplňujícím článkem k ucelené rehabilitaci. Výhoda této metody spočívá v tom, že pracuje s tělem jako s uceleným systémem a zároveň respektuje zákonitostia vztahy jeho fungování.

Práce shrnuje nejen teoretické a klinické poznatky, ale především efekt této terapie u pacientů po distorzi hlezna. Zda je možné ovlivnit jejich posturální reakce během translací plošiny a změnit tak jejich dosavadní nastavení. Interpretaci výsledků jsme hodnotili pomocí posturografu a ankety.

## 1. PŘEHLED POZNATKŮ

„Chodidlo je ze symbolického pohledu naším kořenem v zemi; odráží postupné zrání jedince a představuje tedy i zárodek jeho podvědomí (Al- Chamali, 2008, str. 17).“ Během embryonálního vývoje je chodidlo poslední částí těla, která se formuje. Svou definitivní podobu dosáhne až okolo 5. roku života, dokonalý tvar však získává až mnohem později-okolo 14. roku, kdy je již zformována podélná klenba. U embrya spolu s chodidlem dozrává i nervus ischiadicus. Kompletní myelinizace tohoto nervu okolo 5. roku způsobuje dozrávání receptorů tlaku na plantě. Jejich funkčnost pak dovolí zpětně regulovat napětí svalů chodidla. Toto napětí poté zase umožní normalizovat opěrnou funkci chodidla a stabilizaci fyziologického zakřivení obratlů (AL- Chamali, 2008).

Hlezenní kloub má během chůze klíčové postavení v dynamickém přenosu hmotnosti těla z dolní končetiny na podložku, protože současně s přenosem váhy musí být udržena tělesná rovnováha. Pro naplnění tohoto požadavku je nezbytná dostatečná stabilita kloubu na straně jedné a potřebný rozsah pohybu na straně druhé (Bartoníček, Heřt 2004).

Každý krok noha začíná jako pružná, flexibilní a přizpůsobivá struktura a končí jej jako rigidní páka. Pružnost nohy zajišťuje tvar jednotlivých kostí, jejich vzájemná vazba ligamentózními systémy a fixace nožních kleneb svalovým aparátem bérce a nohy. Mezi kostmi nohy je několik desítek kostních spojů. Z funkčního hlediska je pohyb v mnoha spojích značně omezen, ale určitý pružící efekt spojený s drobnými posuny musí být pro správnou funkci nohy zachován (Dylevský, 2009).

Velmi četné artikulace jsou mezi segmenty zpevněny jak kloubními pouzdry, tak i mohutným ligamentózním aparátem. I přestože jsou relativně silná, dochází k jejich poškození při subluxaci kotníku (Véle, 1997).

## 1.1. Kinetika a kinematika kloubů nohy

*Articulatio talocruralis* - horní kloub zanártní je složený kloub - kladkový, v němž se stýká tibia a fibula s talem. Pohyb v něm není zcela „čistý“. Tvar kloubních ploch umožňuje, že při plantární flexi dochází zároveň k inverzi nohy a při dorzální flexi k everzi. Díky šroubovitému tvaru kladky se talus při flexi stáčí do supinace a při extenzi se pohybuje opačně. Každý pohyb v hleznu je také doprovázen rotací kostí bérce, především fibuly. Během plantární flexe je fibula tažena vpřed, při dorzální flexi se posunuje dozadu a nahoru. Účelem tohoto pohybu je stálá obnova polohy zevního kotníku. Kloub je jistěn v relativně stabilní poloze. Přitom dochází i ke změně šířky bérceových kostí (Soderberg, 1997).

Rozsah pohybu v tomto kloubu je poměrně značný a dosahuje téměř 90°. V průběhu chůze se však daný rozsah nevyužívá - běžné exkurze se pohybují mezi 50 a 60°. (Dylevský, 2009).

Skelet tohoto kloubu tvoří distální konce obou bérceových kostí, tibia a fibula, spojenými ve vidlici, do níž je zasazena kladka hlezenní kosti (*talus*). Vnitřní a zevní kloubní plochy talu jsou rozdílně zakřivené a bimaleolární osa probíhá šikmo. Kloubní plochy jsou součástí šroubovice a při flexi nohy dochází k zevní rotaci bérce, respektive noha se stáčí do inverze a talus se sklání do valgosity.

Kladka hlezenní kosti je vpředu asi o 5 mm širší, proto je kloub stabilnější v dorzální flexi nohy. Při plantární flexi je v uvolněné vidlici bérceových kostí i mírný pohyb do stran. Obecně platí, že talus je velmi vratkým článkem skeletu nohy a jeho pozice musí být proto stabilizována poměrně rozsáhlým systémem vazivových struktur (Dylevský aj., 2000).

Kloubní pouzdro se z větší části upíná po okrajích kloubních ploch. Pouzdro je vpředu i vzadu velmi slabé a volné a proto je zesíleno systémem postranních vazů (Čihák 2001, Dylevský aj., 2000).

Horní hlezenní kloub má velmi specifické postavení nejen svou stavbou a funkcí při chůzi, ale i lokalizací patologických změn, které postihují kloubní chrupavky. Nález degenerativních změn postihující kyčelní a kolenní kloub jsou velmi běžné, avšak hlezenní kloub bývá postižen jen vzácně. Přitom kontaktní plochy kloubních chrupavek kyčelního a hlezenního kloubu jsou srovnatelné a kompresivní zatížení je

prakticky identické. Je proto zřejmé, že v patofyziologii degenerativních změn kloubních povrchů, hraje faktor zátěže jen jednoho z mnoha činitelů (Dylevský 2009).

*Articulatio subtalaris – dolní kloub zánártní* je funkční jednotkou, která je složena ze dvou anatomicky definovaných komponent: *articulatio subtalaris* a *articulatio calcaneonavicularis*.

Articulatio subtalaris je zadní oddíl dolního zánártního kloubu. Jedná se o kulovitý kloub, ve kterém kloubní hlavici reprezentuje plocha na patní kosti. Pouzdro kloubu je krátké a poměrně tenké, zesíleno 3 vazy: lig. talocalcaneum laterale a mediale a lig. interosseum. Viladot et al. udává velké individuální rozdíly v architektonce přední části subtalárního kloubu (Hertel, 2002).

Articulatio talocalcaneonavicularis je anatomickou částí předního oddílu dolního zánártního kloubu. Pouzdro je zesíleno několika vazy, které kromě zpevnění, dotvářejí i kloubní plochy. Jedná se o lig. calcaneonaviculare plantare a dorsale (Dylevský aj., 2000).

Pohyby v subtalárním kloubu probíhají kolem šikmé osy – od laterální strany patní kosti k vnitřnímu okraji os naviculare. Jde o kombinaci pohybů plantární flexe s addukcí a inverzí a dorzální flexi s abdukací a everzí nohy.

Subtalární a hlezenní kloub představují funkční jednotku, ve které rozsah obou kloubů dovoluje vzájemnou funkční kompenzaci. Například u lidí s větší rotací v hlezenních kloubech je kompenzačně zvětšený rozsah pohybu v subtalárním kloubu. Proto osoby s nehybným hlezenním kloubem chodí s nohou v zevní rotaci (Dylevský 2009).

*Articulatio tarsi transversa – Chopartův kloub* je klinický název pro spojení talu s os naviculare a kalkaneu s os cuboideum. Kloubní pouzdro je krátké a tuhé a opět je zesíleno vazy: lig. calcaneocuboideum dorsale et plantare. Zpevnění doplňuje jeden z extraartikulárních tarzálních vazů lig. plantare longum. Pohyby jsou možné ve smyslu addukce, abdukce, flexe, extenze, inverze a everze (Soderberg, 1997). Ve většině situací není pohyb v kloubu příliš velký. Může se však jako kompenzační pohyb zvětšit při omezení pohybů v horním a dolním zánártním kloubu. Můžeme říci, že Chopartův kloub je pod kontrolou subtalárního kloubu. Zmíněná kontrola se uplatňuje především při chůzi. Například v momentu kontaktu nohy s podložkou je subtalární kloub v everzi, noha se v Chopartově kloubu uvolní a je lépe

přízpůsobena povrchu terénu. K patologické reakci v ostatních kloubech dojde, zanikne - li některý z těchto kloubů (Dylevský aj., 2000).

## **1.2. Funkční anatomie a kineziologie**

Svaly pro funkci nohy lze rozdělit do dvou zcela odlišných skupin: na dlouhé zevní svaly a krátké vnitřní svaly. Dlouhé svaly se nachází v oblasti lýtky a bérce (zevní svaly nohy) a krátké svaly jsou v oblasti vlastní nohy (vnitřní svaly nohy) (Véle, 1997).

### ***1.2.1. Skupina dlouhých svalů nohy***

Pro konkrétnější postup je možné rozdělit skupinu dlouhých svalů na přední (bércovou) a zadní (lýtkovou) skupinu svalů.

Přední skupina svalů: svaly bércové

Musculus tibialis anterior spojuje tibií se skeletem nohy, účastní se dorziflexe a inverze, udržuje podélnou klenbu nohy a maximální aktivace dosahuje při chůzi.

M. extensor digitorum longus spojující tibií a fibulu se 2.-4. prstem, účastní se extenze prstů, dorzální flexe a everze nohy.

M. extensor hallucis longus spojuje fibulu s palcem nohy a provádí extenzi palce, dorzální flexi s částečnou inverzí nohy. Je velmi citlivý na změny jak periferní tak i centrální. Typicky bývá postižen i při lehčí kompresi kořene L5, nebo při počínající peroneální paréze. Nápadný je i při lehčích centrálních poruchách. Startuje reakci flexorového reflexu, která je vyvolána kožní stimulací. Při vyšší intenzitě stimulace se přidávají další dorzální flexory prstů a nohy.

M. peroneus longus spojující tibií a fibulu se skeletem nohy, provádí everzi a podporuje plantární flexi nohy.

M. peroneus brevis spojuje tibií se skeletem nohy a zabezpečuje plantární flexi a everzi nohy .

Při naklonění těla vpřed se nejvíce aktivují oba peroneální svaly. *M. peroneus brevis* svým úponem omezuje inverzi nohy generovanou dlouhým lýtkovým svalem (Dylevský, 2009 Věle, 1997).

Zadní skupina svalů: lýtkové svaly

*M. triceps surae* je tvořen dvěma výraznými hlavami *mm. gastrocnemii*, které jsou uloženy na povrchu lýtka a tvoří jeho výraznou konfiguraci, a třetí hlavou – *m. soleus*, uložen pod nimi.

*Mm gastrocnemii (medialis et lateralis)* spojují femur a tuber calcanei. Řadí se mezi dvoukloubové svaly, ale jejich účinek na kolenní kloub je oproti účinku na nohu (odvíjení planty při chůzi) relativně malý. Obě části provádí plantární flexi nohy a pomáhají při flexi kolena.

*M. soleus* spojující tibií a fibulu s tuber calcanei zabezpečují plantární flexi nohy.

*M. triceps surae* je významným flexorem nohy (stoj na špičkách, výpon). *M. gastrocnemius* se podílí spíše na funkci dynamické (chůze), zatímco *m. soleus* na funkci statické (stoj). Během stoje jsou oba *mm. gastrocnemii* v klidu, *m. soleus* však vykazuje určitou základní posturální elektrickou aktivitu. *M. soleus* je výrazným posturálním svalem, vyrovnávajícím sklon tibie (retroverzi). Dojde-li k oslabení přední skupiny svalů, následkem jsou retraktivní změny v *m. triceps surae* a při jeho oslabení vzniká deformita nohy – *pes calcaneus* (Dylevský aj., 2000, Věle, 1997).

*M. plantaris* spojuje femur s tuber calcanei a ve funkci podporuje *m. soleus*.

*M. tibialis posterior* spojující obě lýtkové kosti s nohou, provádí slabou plantární flexi, ale za to silnou addukci s inverzí. Udržuje podélnou klenbu nohy v jejím nejexponovanějším místě. Je součástí tzv. třmenu nožní klenby.

*M. flexor digitorum longus* spojuje tibií s prstci. Jeho funkcí je flexe tříčlankových prstů, plantární flexe a inverze. Jeho pohybová aktivita (společně s *m. flexor hallucis longus*) je velmi přesně koordinována s *m. soleus*. Pokud je ploska nohy mimo kontakt s podložkou, teprve v této situaci dojde k flexi prstů. V případě, že dojde ke kontaktu, který je dále akcentován vahou těla, flexory prstů přitlačují plosku nohy k podložce a zvětšují její kontakt. Tím se zlepšuje celá stabilita těla při chůzi (Dylevský aj., 2000)

M. flexor hallucis longus spojuje fibulu s palcem. Zabezpečuje flexi palce (zároveň i 2. a 3. prstu), plantární flexi a inverzi nohy. Hraje nezastupitelnou úlohu při chůzi, běhu, skoku a je hlavním „odrazovým svalem“ v těchto aktivitách.

### **1.2.2. Skupina krátkých svalů nohy**

M. extensor digitorum brevis spojuje os calcaneum s 2. - 4. prstem nohy, jehož funkcí je extenze těchto prstů.

M. flexor digitorum brevis spojuje tuber calcanei a 2.- 4. prst., provádí flexi těchto prstů.

M. quadratus plantae spojuje os calcaneum a šlachu m. flexor digitorum longus. Je synergistou tohoto svalu a svou kontrakcí vyrovnává jeho šikmý tah.

Mm lumbricales pedis I-IV spojují šlachu m. flexor digitorum longus s dorzální aponeurózou prstů 2. – 5. Ohýbají proximální a extendují distální články prstů. Limitace jejich funkce je dána obecně malou pohyblivostí prstových článků.

Mm interossei dorsales (I-IV) vyplňují metatarzální prostory a jejich funkcí je abdukce prstů od osy procházející 2. prstem, flexe metatarzofalangových kloubů a extenze interfalangových kloubů.

Mm. interossei plantares (I-III) – uloženy na plantární straně metatarzů, s funkcemi addukce 3. – 5. prstu k 2. prstu, flexe proximálních a extenze distálních článků těchto prstů.

M. extensor hallucis brevis spojující os calcaneum a hallux. Zabezpečuje extenzi palce.

M. abductor hallucis spojuje os calcaneum a sezamskou kůstku palce. Vzhledem ke svému variabilnímu úponu se uplatňuje asi u 20% osob jako abduktor. Jeho hlavní funkce spočívá ve flexi a stabilizaci vnitřního paprsku nohy při stoji.

M. flexor hallucis brevis spojuje os cuneiforme I a hallux. Jeho funkcí je flexe proximálního článku tohoto prstu.

M. adductor hallucis spojuje os cuboideum a palec. Účastní se addukce a flexe palce. Jeho caput transversum se podílí i na udržování příčné klenby nožní (Dylevský, 2009 ,Dylevský aj., 2000, Véle, 1997).

### 1.3. Význam ligamentózního aparátu hlezna

Ligamenta zesilující oblast hlezenního kloubu hrají velmi důležitou roli ve stabilizaci tohoto segmentu. V případě zranění této vazivové složky je ohrožena stabilita jak hlezenní oblasti, tak i oblastí vzdálenějších s funkční vazbou nejen na hlezenní kloub. Nejčastěji zraněným systémem je laterální systém ligament. Vzhledem ke stupni postižení může vzniknout laterální instabilita hlezna, významným způsobem ovlivňující kvalitu postižených.

Rozhodující podíl na úspěšnosti léčby a zmírnění následků má komplexní fyzioterapie, jejíž snahou je vytvořit vhodné podmínky pro dokonalou obnovu funkce hlezna (Kotrányiová, 2007).

#### 1.3.1. *Ligamentum colaterale laterale*

Tato postranní ligamenta (viz. Příloha 1.) mají variabilní délku, šířku, tloušťku i průběh. Jsou dělena na 3 ligamenta:

*Ligamentum talofibulare anterius (ATFL)* - jde z přední hrany distální fibuly směrem dopředu k úponu na collum talu. Pokud je noha v plantární flexi, funguje tento vaz jako kolaterální postranní ligamentum.

*Ligamentum calcaneofibulare (CFL)* - začíná z vrcholu laterálního malleolu a přibíhá k laterální straně kalkaneu. Takto formuje patro pouzdra peroneální šlachy. Tento těsný vztah je důležitý v případě diferenciální diagnostiky.

*Ligamentum talofibulare posterius (PTFL)* - vystupuje z laterálního malleolu distální fibuly a upíná se k zadnímu výběžku talu. Jedná se o nejsilnější ligamentum laterálního komplexu, a proto se s jeho poraněním setkáváme méně často. Zabraňuje posunu nohy vůči bérci dorzálním směrem (Kotrányiová, 2007).

Laterální ligamenta mají funkci stabilizační, a to především horního hlezna a subtalárního kloubu. Jejich napětí závisí na pozici nohy, např. při plantární flexi dochází k napětí ATFL a uvolnění CFL a u dorzální flexe naopak (Hertel, 2002, Hrazdira aj., 2008).



### 1.3.2. *Ligamentum colaterale mediale- ligamentum deltoideum*

Toto ligamentum začíná od mediálního malleolu a je děleno na hlubokou a povrchovou část. Hluboká ligamenta mají zásadní význam pro stabilitu kloubu ve smyslu posunu tibie vůči talu. Jsou kratší a drobnější a vedou mezi mediálním malleolem a talem.

Mezi hluboké mediální stabilizátory hlezna patří *lig. tibiotalare posterius* a *lig. tibiotalare anterius*.

Povrchová část je tvořena ligamenty jdoucími od tibie dopředu na bok os naviculare – *lig. tibionaviculare* a kolmo dolů na calcaneus – *lig. tibiocalcaneure* (Hrazdira aj., 2008).

Během pronace a zevní rotace dochází nejčastěji ke zranění ligamenta deltoidea. Z hlediska výskytu všech ligamentózních zranění se však vyskytuje pouze asi u 10% (Kotrányiová, 2007).

Pokud je hlezenní komplex plně zatížen, kloubní povrchy jsou primárně stabilizovány proti nadměrným rotacím a translacím talu, nicméně doplnění kloubní stability díky ligamentům je rozhodující.

Hertel (2002) uvádí, že pokusnou disekcí ATFL dochází ke zvýšení laxicity ventrodorzálním směrem v plantární flexi. Z toho lze usuzovat, že primární funkcí ATFL je zabránění přílišnému předozadnímu posunu talu ve vztahu k fibule a tibii ve všech pozicích, ale především během plantární flexe .

Ostatní studie, které se zabývaly disekcí jednotlivých ligament uvedly, že po uvolnění CFL ve 20% došlo ke zvýšení rozsahu rotace subtalárního kloubu a až v 77% ke zvýšení talokalkaneární addukce. K hlavním laterálním stabilizátorům v neutrální pozici až dorzální flexi patří právě CFL (Hertel, 2002, Kotrányiová, 2007).

### ***1.3.3. Morfologie ligament a jejich hojení***

Charakteristická struktura a morfologie ligament vysvětluje jejich reakci na zátěž v případě poranění v akutním přetížení. Kolagenní vlákna typu I a III, z nichž jsou vazy složeny, se mohou prodloužit jen o 8-10% své délky, ale velikost zatížení, která jsou schopna pojmout činí až 50N na 1 mm. Jejich pevnost a pružnost závisí i na periodickém pruhování. To je vytvořeno střídáním molekul tropokolagenu a mikrofibril. Určité mezery mezi jednotlivými molekulami umožňují jejich vzájemný posun. Periodicita žíhání, typická pro kolagenní fibrily, se s onemocněním vaziva mění a tím dochází ke snížení meze pevnosti v tahu a klesají i hodnoty maximálního protažení (Kotrányiová, 2007)

Zranění ligament se vztahuje ke schopnosti přijímat deformační zátěž. Ta působí ve 3 fázích:

Během iniciální fáze (I. stupeň) dochází ke zvyšování napětí ve fyziologickém rozsahu (4-6%). Toto napětí vede pouze k plnému natažení jednotlivých vláken bez ireverzibilního poškození tkání.

Ve druhé fázi (II. stupeň) zatížení již vznikají ireverzibilní prodloužení ligament, která vedou k parciálním rupturám intermuskulárních zkřížených vláken. Další zvyšování působících sil vede k evidentnímu makroskopickému selhání. V této fázi jsou již pozitivní testy na laxicitu.

Ve třetí fázi (III. stupeň) dochází ke kompletní ruptuře ligament, klinicky se projevující výraznou laxitou. Napětí překračuje o 10% až 20% fyziologické napětí, které je závislé na makroorganizaci ligamentových vláken (Hrazdira aj., 2008).

Hojení vaziva probíhá ve třech fázích a výsledkem je pevná vazivová struktura.

Ihned po poranění nastává zánětlivá fáze (4 - 6 dní), v níž dochází díky trombocytům k zástavě krvácení z rupturovaných vazů a ke vzniku koagula. Aktivují se reparační i imunitní buňky.

Následná proliferační fáze (3 týdny) je charakteristická vytvořením sítí kolagenních vláken, do které prorůstají cévy.

Během poslední fáze - maturační dozrává vazivo a obnovuje se normální vaskularita i obsah vody v tkáních. Tato fáze může trvat až rok. Jak rychle dojde k návratu normálních struktur a mechanických vlastností ligament, závisí na změnách napětí poraněného ligamenta v průběhu hojení. Studie jasně poukazují na zlepšení

hojení a získání opětovných vlastností těchto tkání co nejdříve po zavedení šetrné a kontrolované terapie, než v případech zavedení rigidních fixací (Kotrányiová, 2007).

#### **1.4. Distorze hlezna**

Jedná se o úrazový proces, pro který je charakteristické selhání adaptace tkáně. K úrazu dochází jakýmkoli mechanismem způsobujícím překročení hranice pevnosti vazů, šlach, svalů a kostí. Na jeho vzniku se podílí celá řada faktorů často se navzájem prolínajících. Od všeobecných faktorů (obezita, věk, pohlaví) až po místní faktory dané anatomickou skladbou funkční připraveností příslušné tkáně. Nemalý podíl hrají i případné abnormality (Hrazdira aj., 2008).

„Při úrazovém ději dojde na krátkou dobu k oddálení kloubních ploch od sebe a k jejich opětovnému návratu do původního místa, přičemž mohou být i závažně poraněna kloubní pouzdra, vazy, drobné cévy a další struktury. Komplikace při distorzi hlezna je hlavně vznik nestabilního kotníku s tendencí k recidivám distorzí, zejména dolního hlezenního kloubu“ (Kotrányiová, E, 2007, str. 125).

Dle stupně poranění ligament se rozlišuje:

1. Lehká distorze – s natažením ligamenta bez hlubokého poranění kolagenních vazů
2. Středně těžké poranění – s již částečným přetržením kolagenních vláken bez kompletní ruptury
3. Těžké poranění – s kompletní rupturou ligamenta

Jako jeden z nejběžnějších mechanismů úrazů se uvádí kombinace plantární flexe, addukce a supinace (inverze). ATFL je v této pozici jako první z nejslabších ligament a tudíž dochází nejčastěji k jeho poranění. Pokud tržná síla nadále pokračuje, docházím k poranění CFL, poté následuje PTFL (Hubbard, Hicks-Little, 2008, Kotrányiová, 2007).

K izolované ruptuře ATFL dochází zhruba u 66% všech zranění ligamentózního aparátu v oblasti hlezna a společně s poškozeným CFL je toto číslo o něco nižší – 20% případů. S poškozením těchto ligament je spojen zvýšený rozsah pohybu (hypermobilita) v kloubu talocrurálním a subtalárním. Na zvýšení mechanické lacity

se shodlo několik autorů v mnoha studiích. Kovalski et al. srovnal posuny směrem ventrálním a během inverze a everze v hlezenním kloubu se sekci ATFL a CFL versus nepoškozenými ligamenty. Závěrem byl zvětšený posun v této oblasti. Bahr et al. sledoval změny ve stejné oblasti, kde byla provedena sekce ATFL s oblastí se sekci CFL. Zjistil malé, leč pozorovatelné změny laxicity v oblasti hlezna se sekci ATFL (Hubbard, Hicks-Little, 2008).

### ***1.4.1. Laterální instabilita hlezna***

Poranění laterálního aparátu hlezna patří k nejběžnějším úrazům během sportovní i rekreační aktivity. K laterální instabilitě může dojít následkem těžkého stupně úrazu nebo nesprávně vedenou léčbou. „Jako instabilita je v obvyklé klasifikaci označen nálezní „ne-pevného“ nebo „měkkého bodu““ (Kotrányiová, E., 2007, str. 126).

V literatuře je členěna dle patomechaniky svého vzniku na mechanickou a laterální instabilitu laterálních ligament hlezna (Kalvasová, 2009, Tricia J. Hubbard, 2008).

- Mechanická instabilita hlezna

Příčiny, které vedou ke vzniku mechanické ligamentózní instability mohou být jednak částečná nebo parciální ruptura vazů, ale také patologická ligamentózní laxita vrozená či získaná předešlými úrazy. Bývá většinou dobře rozlišitelná pomocí zobrazovacích metod. Může vzniknout akutně (poranění III. stupně) nebo chronicky v případech chybného hojení ligamenta.

Následkem této nedostatečnosti ligament je hlezno predisponované k dalším epizodám instability. Dochází k porušení kinematiky v kloubu, což má za následek vznik degenerativních procesů (Kalvasová, 2009). Dle různých autorů je takto postiženo 20% až 40% lidí po distorzi (Stone, K., R., 1996). Nejčastější léčbou mechanických instabilit je léčba chirurgická. Dle některých autorů je její úspěšnost až 90%. Je však nutné v průběhu léčby respektovat i jiné struktury a neurofyziologické vztahy, jinak se nevyřeší problematika recidivizujících instabilit. Po operaci se hlezno imobilizuje na 7 - 10 dní. Svalový a proprioceptivní trénink začíná ihned po sundání

fixace. Sportovní aktivity se doporučují až 3 měsíce po zákroku, s použitím ortéz 6 - 8 měsíců (Kotrányiová, 2007).

Časté jsou diskuze, zabývající se určením potřebného času ke zhojení poškozených ligament. Předčasné zatěžování akutně poraněného ligamenta může vést ke vzniku jeho nestability vlivem špatného zhojení. Ligamenta zůstanou v „prolongované“ pozici a není tak plně obnovena jejich mechanická odolnost (Kalvasová, 2009).

Hubbard a Hicks-Little uvádí, že u některých pacientů dojde teprve po 12 měsících ke zhojení ligament na 80% síly jejich předúrazového stavu (Hubbard, Hicks-Little, 2008) .

- Funkční laterální instabilita

Termín funkční instabilita poprvé použil Freeman a spolupracovníci. Označil ji jako poruchu na neuromotorickém podkladě (Kotrányiová, 2007). Funkční instabilita laterálních ligament hlezenního kloubu je projevem chyby v motorické inkoordinaci, která následuje po kapsulární deafferentaci (porucha proprioceptorů) (Freeman, 1965).

Boisen a spol. 1995 potvrdili proprioceptivní deficit jako nejdůležitější z příčin funkční instability. Došli k závěru, že mechanická instabilita je zřídka zodpovědná za přítomnost této disability (snížení funkce propriocepce) a začali rozlišovat instabilitu hlezna na funkční a mechanické.

Trop 1985 zveřejnil studii, dle které zranění hlezenního kloubu navíc zhorší i posturální kontrolu. Ve své studii používá stabilometrické techniky.

Poranění laterálního systému ligament vede ke změnám v neuromuskulárním systému, které se provádějí dynamickou podporu hlezna. Následkem těchto změn je funkční nestabilita. Často je považována za komplex několika faktorů. Jedná se o poškození neuronálních tkání (propriocepce, reflexy, reakční čas svalů), svalově ligamentózních tkání (napětí, síla, výdrž a odolnost) i mechanických (kosti, klouby). Výsledkem těchto symptomů je poškození celé senzomotorické funkce.

Její projevem jsou opakovaná inverzní zranění a pocit podklesnutí končetiny, u některých lidí s minulostí distorzí hlezna (Mattacola, Dwyer, 2002).

Ztráta kloubní stability je způsobena narušením posturální kontroly, zapříčiněným chybným aferentním inputem, který vychází z mechanoreceptorů v poškozených ligamentech a v kloubním pouzdře hlezna. Tyto poruchy vedou

k neadekvátním dynamickým obranným mechanismům proti příslušnému napětí měkkých struktur kloubu. Přítomnost funkční laterální instability se většinou neprojevuje žádnými histologickými ligamentózními změnami (Kalvasová, 2009, Kotrányiová, 2007, McKeon, Hertel, 2008) .

Neuromuskulární disability nejsou přítomny pouze ve strukturách kolem postiženého hlezna. Mohou být i v místech mnohem vzdálenějších a jsou způsobeny centrální neuromuskulární adaptací na instabilitu periferního kloubu. Potvrzují to Bullock - Saxton a kol. 1994, kteří našli bilaterální deficit v náboru musculus gluteus medius u jedinců s historií poranění hlezna. Prokázali i narušení posturální kontroly ve stejné fázi chůze jak po akutním poranění tak i u repetitivních poranění metodou nepřístrojového vyšetření modifikovaného Rombergova testu (Bullock-Saxton, 1994, Kalvasová, 2009).

Lewit 2000 uvádí, že strukturální poruchy se klinicky projevují především poruchami funkce. Často ovšem bývá přehlížena skutečnost, že i zcela strukturální porucha má díky řetězení svoji „funkční složku“, kterou lze úspěšně léčit metodami manuální medicíny, kinezioterapie či fyzikální terapie. Při jakékoliv funkční či strukturální poruše je nutné zaměřit diagnostickou pozornost a terapeutické působení na posturální struktury a systém. Nejen pro terapii je důležité pochopení základních kineziologických principů řízení a funkce pohybového systému jako celku. Poruchy jednotlivých částí systému se obvykle nevyskytují samostatně. Většinou se objevují s poruchami jiných částí a na různých etážích. Proto i při terapeutickém ovlivnění poruchy dosahujeme reakčních změn na zcela vzdálených místech organismu. Tyto vzájemné funkční vztahy nejsou dány nahodile, ale vyskytují se v zákonitých souvislostech (Lewit, 2000, Vařeka, Dvořák, 2001).

Veškeré součásti pohybového systému jsou centrálně řízeny nervovým a endokrinním systémem, který pracuje na základě určitých programů. Ty volí a modifikuje podle aktuální situace. V případě oslabení nebo výpadku funkce určité součásti pohybového systému zvolí řídicí systém jiný postup tak, aby byl původní cíl splněn. Právě díky této možnosti substituce a kompenzace může plnit organismus jako celek své motorické a ostatní funkce i při různé míře poškození svých jednotlivých součástí. Vzniká „náhradní“ program, který ovšem více zatěžuje zbylé součásti. Pokud je tato zátěž nadměrná, dochází k poruše i jejich funkce. To je podstatou zřetězení.

V této koncepci mají nezastupitelný význam aferentní podněty, přicházející do CNS z periferie, a motorické programy (Vařeka, Dvořák, 2001).

V případě funkčních nestabilit je důležité zlepšit hojení neurálních struktur, spolupodílejících se na udržování rovnováhy a kvalitativního čítí a odstranit tak deaferentaci, která je příčinou této nestability. Pouhá léčba periferie, bez zřetele na mechanismy řízení, nemůže vést k obnově stability. Do procesu udržování stability zasahují mechanismy z různých etází, včetně podkorových a korových center. Terapie by měla být navržena tak, aby došlo k oslovení všech částí stabilizačního systému od periferie k centru (či naopak). Je důležité facilitovat periferii a centrální řízení jak v jednotlivých terapeutických krocích, tak i globálním přístupem, spojujícím trénink propriocepce spolu s nácvikem rovnovážných reakcí., a zároveň nácvik optimálního postavení periferních kloubů i osového orgánu (Hrazdira aj., 2008, Kalvasová, 2009).

Stále je třeba mít nutně na paměti individuální přístup k pacientovi. Jedná se v podstatě o zvolení co možná nejvhodnějšího aferentního vstupu, včetně i např. způsobu slovní instrukce. Důležitým prvkem pro terapii je i reakce pacienta, jeho pohybového systému, a schopnost terapeuta tuto reakci odezírat. Ideální reakce pacienta odpovídá obecně centrovanému postavení (jeho optimální statické zatížení), které je zároveň pro pohybový systém energeticky výhodné, a tedy ekonomické. (Kalvasová, 2009, Kolář, 1998; Vařeka, Dvořák, 2001).

### **1.5. Podíl receptorů somatosensorického systému na posturální stabilitě**

Somatosensorický systém zahrnuje kožní čítí a proprioepci. Kožním čítím rozumíme vnímání mechanických – taktilní čítí, tepelných – termocepce a bolestivých – nocicepce – podnětů, které působí na povrch těla. Jako proprioepci označujeme vnímání vzájemné polohy – statická propriocepce (statestesie) a pohybu – dynamická propriocepce (kinestesie) jednotlivých částí těla.

Receptory somatosensorického systému jsou roztroušeny po celém povrchu těla a na rozdíl od speciálních smyslových orgánů je tento systém schopen detekovat více forem informačních signálů (modalit) působících na povrch těla (Králíček, 2002).

### 1.5.1. *Kožní mechanoreceptory*

Mechanické podněty působící na povrch těla jsou detekovány a transformovány do podoby elektrického signálu prostřednictvím kožních mechanoreceptorů (taktilních). Podnětem pro jejich podráždění je deformace kůže nebo ohnutí vlasu či chlupu. Aktivita mechanoreceptorů, kterých je v lidské kůži několik typů, se v centrálním nervovém systému spojuje v komplexní taktilní vjem. Ten umožňuje rozpoznat tvary, strukturu povrchu či tvrdost ohmatávaného předmětu.

V neochlupené kůži nalézáme následující typy taktilních receptorů:

1. Merkelovy disky jsou uloženy nejpovrchněji – v epidermis.

Jedná se o pomalu adaptující receptory. Adekvátním podnětem pro jejich podráždění je dotek nebo lehký tlak působící na kůži.

2. Meissnerova tělíska se nachází v papilách koria.

Z funkčního hlediska se jedná o rychle adaptující se receptory. Podnětem pro jejich aktivaci je jemné mechanické chvění do frekvence 80 Hz.

Oba tyto receptory jsou ve velké hustotě nakupeny na bříškách prstů. Uvádí se, že slouží k přesné identifikaci objektu. Merkelovy disky detekují konturu a Meissnerova tělíska strukturu povrchu ohmatávaného předmětu.

3. Ruffiniho tělíska, lokalizovaná v hlubokých vrstvách koria, patří mezi pomalu adaptující se receptory. Reagují na napínání kůže, obzvláště, je-li způsobeno pohybem prstů nebo končetiny. Společně s Meissnerovými tělísky podávají informace sloužící k identifikaci míst s různým zatížením a tedy i poloh COP (center of pressure). Jsou významné i pro kontrolu tření, které je při zajištění posturální stability důležitým faktorem (Vařeka, 2002b).

4. Vater-Paciniho tělíska strukturálně nejsložitější kožní mechanoreceptor nacházející se v tela subcutanea. Jde o rychle adaptující se receptor s krátkým cyklem zotavení a minimální únavou. Tato vlastnost mu umožňuje schopnost detekovat vibrace. Jsou velmi citlivé na akceleraci a deceleraci (Králíček, 2002).



### 1.5.2. *Proprioceptory*

Proprioceptory hrají významnou roli v cíleně řízeném pohybu a podávají CNS informace o současném stavu pohybové soustavy. Nacházejí se v samotném svalu, v jeho šlaše i v okolních kloubních pouzdrech. Je možné k nim funkčně přiřadit i receptory informující o směru gravitace a také tlakové receptory, které podávají informaci o rozložení tlaku na kontaktních plochách s podložkou umístěnou v jiných orgánech (Véle, 2006).

Jako čidla zřejmě fungují:

1. Ruffiniformní tělíška, která signalizují extrémní pozici v kloubu.
2. Paciniformní tělíška, která signalizují pohyb v kloubu (kinestesii).

Objekty jsou lokalizovaná v kloubních pouzdrech.

3. Svalová vřeténka jsou hlavními proprioceptivními orgány svalu. Jedná se o receptor, který je nastavený na určitou úroveň citlivosti. Aby mohla být řízena koordinace pohybu, je o tomto přednastavení excitace informován i mozeček. Svalové vřeténko podává informaci jak o statických, tak i o dynamických parametrech funkce. Jedná se tedy nejen o změnu délky svalu (statická informace), ale i o rychlost, s jakou se délka svalu mění (dynamická informace) (Latash 1998, Véle, 2006).

4. Golgiho šlachová tělíška jsou lokalizovaná ve svalové šlaše. Snímají tah na šlaše svalu. Jejich funkce je obdobná jako u dynamometru. Napětí na šlaše však musí být mnohem větší, než je třeba k podráždění svalového vřeténka. Oproti vřeténku má šlachové tělíško vyšší práh dráždivosti a nelze jej dopředu měnit.

Oba receptory slouží jako automatický ochranný míšň servomechanismus, díky němuž je předcházeno drobným traumatům, která by mohla vzniknout příliš silnou aktivitou svalu, kdyby ke konci pohybového rozsahu nebyla včas utlumena šlachovým tělíškem (Véle, 2006).

5. Ruffiniho tělíška jsou tělíška, o kterých se soudí, že signalizují extrémní pozici v kloubu. Jsou uložena v korii. Společně s Golgiho šlachovým tělíškem a svalovým vřeténkem signalizují ustálenou pozici v kloubu (statestesii) (Králíček, 2002)

Kloubní receptory ovlivňují rovněž funkci svalu tím, že reagují na změny napětí v kloubním pouzdru. Ta vznikají napínáním pouzdra na konvexní straně kloubu a jeho

řasením na konkávní straně. Četnost výbojů je vysoká na straně natažené, z důvodu iritace, a na zřasené straně je naopak nízká díky uvolnění napětí zřasením. Z rozdílu frekvence výbojů obou stran lze určit polohu- úhel kloubních segmentů.

Jako goniometr fungují receptory s pomalou adaptací. Jako tachometr naopak fungují receptory s rychlou adaptací, která reagují na změnu rychlosti pohybu v kloubu.

Tyto receptory tedy podávají informace goniometrické i akcelerometrické o pohybu kloubu. Veškeré proprioceptivní údaje svalových, šlachových i kloubních receptorů jsou součástí zpětnovazebných informací (feed back) o průběžném stavu pohybového segmentu. Ty jsou nutné pro řízení průběhu pohybu. Zároveň však slouží k přednastavení dráždivosti (feed forward) (Véle, 2006).

Jako další pomocné receptory sloužící k řízení pohybu přispívají i receptory, které snímají např. rozložení tlaku na planta pedis, při stožení nebo chůzi. Informují o různém rozdělení zátěže na plantách, které vzniká při vychýlení průmětu těžiště (Center of pressure) ze středu sustentačního polygonu. Tím také poskytují informace o vznikající instabilitě, kterou je nutno korigovat, aby se předcházelo pádu (Véle, 2006).

Senzorická aferentace je velmi důležitým kontrolním činitelem pro řízení motorické funkce. Tam, kde chybí povrchové i hluboké čítí, schází zpětnovazebné informace a motorická funkce je proto vždy nedokonalá. Zpětná vazba je nutná pro kontrolu probíhajícího pohybu. Reedukace takové poruchy je obtížná a kontrola zrakem je v tomto případě nutná. Véle (2006) vychází z poznatků Vojty, který uvádí, že obnovení účelného pohybu je problematické tam, kde není zachována stereognózie. Nedostatek proprioceptivní signalizace je však možno zčásti nahradit zrakovou kontrolou pohybu.

Hubbard et al (2002) vychází z poznatků Refshauge et al. (1995) a Hall et al. (1983) a uvádí, že svaly, které obklopují většinu kloubů v těle přináší velkou mírou důležité proprioceptivní informace do centrální nervové soustavy. Kloubní receptory mohou zdvojnásobit informace přiváděné právě díky svalovým proprioceptorům. Proto, pokud dojde ke snížení mechanoreceptorů v kloubu, nebude to mít za následek tak znatelný proprioceptivní deficit. Dále vychází z poznatků dle Grosse (1987), který ve své studii uvedl, že nebyly pozorovány rozdíly v testování kinestezie ve skupině s funkční instabilitou hlezna a zdravou skupinou.

Porucha pohybové funkce může být často způsobena poruchami kloubních, kostních či vazivových struktur a právě k těmto poruchám se často přidružuje i změněná signalizace z příslušných receptorů nebo i nociceptivní aference, která se projeví jako inhibice či iritace. Ke strukturálním poruchám se tak připojují další poruchy – funkční poruchy řízení. Z tohoto důvodu je třeba spolehlivě diferencovat inhibici funkce od organického poškození struktury klinickým i přístrojovým vyšetřením. Během terapie se snažíme nejen zlepšit stránku svalové funkce, ale jde nám především o návrat účelově řízené motorické funkce (Véle, 2006).

### ***1.5.3. Problematika postury a posturální stability***

Složitost celé problematiky a rychlý vývoj poznatků se odráží i v nejednoznačné a nejednotné terminologii. Proto je důležité používat jednoznačné a jasně odlišitelné termíny, což napomůže lepšímu pochopení a omezí šíření obecně oblíbených omylů.

Postura je aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil. V běžném životě je nejdůležitější síla tíhová. Vyžaduje vždy zpevnění osového orgánu. Je součástí např. sedu, chůze a dalších způsobů aktivní lokomoce. Zaujmout a udržet posturu je rozhodující součástí všech motorických programů.

Vyšší úroveň kognitivních aspektů posturální kontroly je základem pro adaptivní a anticipatorní aspekty posturální kontroly. Adaptivní posturální kontrola zahrnuje modifikaci senzorickeho a motorického systému v odpovědi na změnu požadavku nejen ze zevního prostředí. Anticipatorní aspekt posturální kontroly připravuje senzorickeý a motorický systém na posturální požadavky založeny na předchozí zkušenosti a učení. Další aspekty kognitivity, které ovlivňují posturální kontrolu zahrnují proces pozornosti, motivace a záměru (Shumway aj, 2001).

Posturální stabilitou rozumíme schopnost zajistit vzpřímené držení těla a reagovat na změny vnitřních sil tak, aby nedošlo k neřízenému pádu. K jejímu zajištění slouží soubor statických a dynamických strategií – rovnováha a balance. Ty vycházejí ze tří zásadních složek: zrakové, vestibulární a proprioceptivní (Véle, 1995, Vařeka, 2002). Názory na jejich uplatnění se liší. Z experimentálních prací vyplývá, že při udržení posturální stability během klidného stoje má rozhodující podíl

propriocepce. Simoneau et al. 1995 uvádí, že pokud je propriocepce vyřazena, má v této situaci nejméně stejný dopad jako současné vyřazení zraku i vestibulárního aparátu. Vestibulární systém se uplatňuje hlavně při rotačních pohybech a jiných rychlých změnách polohy hlavy. Zrak má zásadní úlohu při celkové orientaci v prostoru a taky při anticipaci změn působení zevních sil a při pohybu. Při zavření očí se zvyšuje rychlost změn polohy COP, roste variabilita výchylek a zvětšuje se plocha konfidenční elipsy (Vařeka, 2002).

Propriocepce je významná složka senzorické aference a má velký vliv na průběh a řízení motoriky. Důležitost senzorické aference vystihuje pojem „senzomotorika“. Pojem sensoria je dáván na první místo, aby se zdůraznil význam vstupní senzorické informace na vznik a průběh pohybu.

Proprioceptivní aference slouží nejen k průběžnému udržování a stabilizaci výchozí polohy, ale také přispívá k motorickému programování neuromuskulární kontroly požadované zejména pro přesné, koordinované provedení pohybu a dále se podílí významným způsobem na vzniku reflexní svalové činnosti (Pavlů, Novosadová, 2001, Vařeka, 2002).

V případě postižení ligamentózního aparátu dochází i ke změně signalizace z příslušných receptorů. Přidružuje se i porucha nebo změna nociceptivní aference a tím se tak zvětšuje rozsah poruchy (Véle, 2006).

Dle Bruggera 1971 nemusí být nociceptivní a interoceptivní informace zpočátku ještě vědomé, ale mohou již podvědomě modifikovat posturální, nebo i pohybový program, aby nedocházelo pohybem k dalšímu poškození struktury. Je-li rozsah poškození větší, dojde při určitém pohybu k pocitu bolesti, který vede k uvědomělému vnímání poškození a k výraznějším volným změnám pohybového chování. Brugger 1971 uvádí, že taková nociceptivní aference vyvolá vznik náhradního šetřícího polohového i pohybového programu. Ten se může opakováním fixovat a stát se „náhradním“ programem jak držení, tak pohybu, aniž si to člověk uvědomuje. Podobně jako nociceptivní aference může modifikovat motoriku i aference interoceptivní (Véle, 1995).

Byly provedeny studie, ve kterých se zjišťovalo, zda nedostatek posturální kontroly souvisí se vzrůstajícím rizikem poranění laterální oblasti hlezna. Na základě důkazů a provedených testů se autoři shodují, že špatná posturální kontrola je opravdu spojována se zvýšením rizika poranění hlezna. Tropp et al. (1985) jako jediný přišel

na to, že u sportovců s historií distorze hlezna nejsou rozdíly v incidenci vzniku poranění v následující sezóně. Toto zjištění je velmi důležité, neboť ostatní autoři studií (Bahr, 1997, Beynnon, 2002) uvedli, že primární rizikový faktor při vzniku dostorzí je již prodělané zranění v oblasti hlezna (McKeon, Hertel, 2008).

#### ***1.5.4. Definice pojmů***

Těžiště těla, center of mass (COM) je hypotetický „hmotný bod“. Do něj je soustředěna hmotnost celého těla v globálním vztažném systému. Z hlediska biomechaniky lze teoreticky stanovit těžiště pro každý segment těla zvlášť. Jeho poloha se mění podle pohybů segmentů těla. V základní anatomické poloze leží těžiště těla ve střední čáře ve výši S<sub>2</sub> - S<sub>3</sub>, asi 4 - 6 cm před přední plochou obratlových těl. U žen leží níže než u muže (Dylevský, 1997, Vařeka, 2002)

COG (Center of Gravity) je průmět společného těžiště těla do roviny opěrné báze.

COP (Center of Pressure) je působiště vektoru reakční síly do podložky. Odráží adaptační mechanismy zejména v kotnících a kyčlích. Při stožení na jedné dolní končetině leží síť COP pod stojnou nohou. Pokud jsou v kontaktu s podložkou obě končetiny, síť COP leží mezi nohama (Grolichová aj, 2000).

OPĚRNÁ PLOCHA (Area of Support, AS) dříve byla definována jako plocha kontaktu podložky s povrchem těla. K aktivní opoře a kontrole posturální stability nelze využít celou plochu kontaktu (Area of Contact, AC). AS je pouze částí AC, která je aktuálně využita k vytvoření opěrné báze (Vařeka, 2002).

OPĚRNÁ BÁZE (Base of Support) je ohraničena nejbližšími hranicemi AS.

Ve statické poloze tělo jako celek svou polohu v prostoru nemění. Základní podmínkou stability v této poloze je, že se těžiště musí v každém okamžiku promítat do opěrné báze, nemusí se však promítat do opěrné plochy. Do opěrné báze se tedy musí promítat vektor tíhové síly. Stabilita je přímo úměrná velikosti plochy opěrné báze a hmotnosti.

Během lokomoce vektor tíhové síly nemusí směřovat přímo do opěrné báze, musí tam ale směřovat výslednice zevních sil (Vařeka, Dvořák, 1999, Shumway aj, 2001)

### **1.5.5. „Hlezenní“ a „kyčelní“ mechanismus udržování rovnováhy**

Pro schopnost udržet rovnováhu v gravitačním poli, při držení nebo navrácení těžiště nad opěrnou bázi, používáme termín rovnovážná kontrola (řízení rovnováhy, „balance control“). Ta vyžaduje koordinovanou aktivaci svalstva. Synergie posturálních svalů jsou organizovány v prostoru a čase.

Nejběžnější pohybová strategie v odpovědi na předozadní výkyvy centra tělesné hmotnosti je hlezenní strategie. Zahrnuje posun centra tělesné hmotnosti pohybem těla kolem osy v hlezenních kloubech s minimálními pohyby v kloubech kolenních a kyčelních. Tato strategie je využívána při balancování těžiště nad opěrnou bázi. Dle modelu obráceného kyvadla (malá plocha základny a vysoko uložené těžiště) je v předozadním směru rovnováha udržována především aktivitou plantárních (a částečně i dorzálních) flexorů v hlezenních kloubech. Je však nutné připomenout, že při stoji spatněm nemají obě hlezna stejnou osu pohybu a nelze automaticky předpokládat, že kontrola je symetrická. Z modelu obráceného kyvadla dále vyplývá, že ve stoji se opěrná báze nachází před osami hlezenních kloubů. Pouze tak je možné využití momentu síly, který vzniká kontrakcí m. triceps surae, k udržení posturální stability (Vařeka, 2002) .

Z kliniky i běžného života je známé, že stranová stabilita stoje je podstatně lepší než stabilita předozadní. Je to dáno tím, že anatomicky daná volnost pohybu dolních končetin je do stran podstatně více omezená než ve směru předozadním. Velká volnost pohybu, a naopak malá stabilita, v rovině sagitální souvisí se skutečností, že v této rovině probíhá přirozená lokomoce. Vzhledem k omezené ploše chodidel je také účinnost svalů hlezna menší, než účinnost svalů kyčle. Kotníková strategie se tak uplatňuje při klidném stoji a během drobných pertubací. Je nejběžnější pohybovou strategií na anteroposteriorní výkyvy centra tělesné hmotnosti (Vařeka, 2002, Grolichová aj.,2000) V případě větších zevních sil jsou zapojeny svaly kyčle. Kyčelní strategie posouvá centrum tělesné hmotnosti flexí a extenzí v kyčelních kloubech.

Je využívána při posunu těžiště k hranici opěrné báze. Tato strategie je předstupněm krokové strategie k vyrovnání těžiště. Kroková strategie je efektivní pro rychlé a velké změny. Na ně již ostatní strategie nezabírají a těžiště se tak dostává mimo opěrnou plochu (Grolichová aj., 2000).

Především motorické jednotky tonického charakteru nastavují a zajišťují vzájemnou polohu segmentů. Jsou schopny vyvíjet menší úsilí po delší dobu. Překročí-li korekční potřeba schopnost tonických vláken, je třeba fázický rozsah. Proto posturální systém obsahuje i fázické motorické jednotky. Posturální systém využívá obou základních svalových skupin dle okamžité potřeby. Jeho aktivita je komplexní. Je anticipována podle předpokládaného stavu zevního prostředí a při výběru vhodného programu je porovnávána s předchozí zkušeností.

Pohybové strategie pro dosažení rovnováhy vznikají centrálním učením udržovací rovnováhy v různých úkolech a kontextech, nejsou výsledkem stereotypních reflexů. Rovnováha je tak výsledkem hierarchicky uspořádaných reflexů a reakcí (Véle, 2006).

## **1.6. Historie reflexní terapie a akupunktury**

Pravý původ reflexní terapie zůstává předmětem nejrůznějších diskuzí a sporů. V Asii se považuje za kolébku této metody současně Čína, Vietnam a Indie. Tvrdí se, že tato terapie byla dokonce předchůdcem akupunktury. Obě metody mají společné kořeny v Číně. První zmínky jsou ze 3. tisíciletí před našim letopočtem. Do Evropy se tato metoda dostala po návratu Marca Pola, již kolem roku 1580. Za novodobého objevitele je považován Američan Dr. William Fitzgerald (1872-1942). K současnému postupnému rozšiřování této metody v Evropě přispívají 2 směry, mezi kterými není příliš velký rozdíl. První směr je rozšíření původní americké metody - zásluhou Hany Marquartové, druhý směr se rozšiřuje zásluhou švýcarské zdravotní sestry Hedi Masafretové (Janča, 1991).

Akupunktura patří mezi starobylé terapeutické metody jako jedna z technik tradiční čínské medicíny. Již od prehistorických dob léčila čínská medicína choroby drážděním různých částí těla kamennými bodci. Pomalu byla také objevována síť meridiánů - cest kudy v těle proudí životní energie nazývaná „Qi.“ Pokud dojde

k nahromadění či nedostatku této energie v těle - dochází k nemoci. Dnes se pracuje hlavně s 361 body rozmístněnými na 12ti hlavních a 8 vedlejších meridiánech, jimiž se řídí oběh energií. Dlouholetým vývojem se tato metoda rozšířila do celého světa a teprve současná moderní medicína a výzkum dokazují, že její jádro je racionální (Janča, 1991).

### ***1.6.1. Principy použití akupunktury***

Exaktní vědy dokázaly existenci speciálních - aktivních bodů na povrchu těla, které se liší svými vlastnostmi od okolí a jsou přístrojově zjištělné. Podle některých autorů je kožní elektrický odpor v místě bodu vyšší, dle jiných naopak nižší než v okolí kůže. Totéž platí i o kožní teplotě. Některé akupunkturální body se popisují v místě určitých anatomických struktur a jejich zasažení vyvolá intenzivnější reakci než zásah do bodu placebového. Řada aktivních bodů leží v místech průběhu nervových kmenů nebo v místě, kde vstupuje nervově cévní svazek do hilu svalu. Mohou se nacházet také v oblasti, kde je tenký kožní kryt a kde je tak přístupný citlivý, bohatě inervovaný periost. Někteří autoři se domnívají, že řada bodů je totožných se spouštěcími body, tedy zpravidla s místy svalově šlachových přechodů, kam se nejčastěji lokalizuje přenesená bolest z poškozeného svalu. Melzack, Stillwell a Fox (1997) tvrdí, že spouštěcí body (trigger points) korespondují s akupunkturálními až v 71%. Tyto body mají úzkou souvislost s určitými orgány a funkcemi v organismu a vpichem speciálních jehliček či jiným podrážděním (elektricky, ultrazvukem, laserem) můžeme působit na postižený orgán i na celý organismus ve smyslu stimulace nebo útlumu. Komplexnost působení vpichů jehličkou je představována celou řadou následných pochodů a vyplavením řady látek, které mají analgetický, sedativní, protialergický a imunitu posilující účinek. Dochází k celkovému vyrovnání různých metabolicko-energetických, hormonálních, vegetativních funkcí v organismu (Heřt aj., 2002, Chernyak, Sessler, 2005).

Existují konkrétní fyziologické mechanismy pro výklad působení akupunktury. V úvahu připadají 3: mechanismus neurofyziologický, humorální a psychický. Všechny jsou však navzájem propojeny. Cestu k jejich poznání pootevřela Malzackova



teorie „vrátková teorie“ (1965, 1977), později objev opioidů - látek podobných morfinu (Han a Terenius, 1982), a nakonec doklady o významné roli psychiky při vzniku i léčbě chorob.

Britští vědci sledovali účinek akupunktury na mozek pomocí moderních zobrazovacích metod se závěrem, že akupunktura funguje a určitě nejen jako placebo.

Při svém výzkumu britští vědci využili jako důkazy snímky mozku z počítačového emisního tomografu. Na nich prokázali, že se během akupunktury aktivuje jedna část, která se patrně podílí na regulaci pocitů bolesti.

Aby prozkoumal důkladně podíl psychiky (tzv. placebo efektu), tým George Lewitha použil u zkoumaných osob kromě skutečných jehliček i jehly tupé, které nepronikají kůží. Takovými jehlami oklamali vědci část zkoumaných osob, které se domnívaly, že jsou ošetřeny akupunkturou, a přitom nebyly. V obou případech se objevila aktivita ve stejných částech mozku - v oblastech, které souvisejí s produkcí vnitřních opiátů, tlumících bolest.

Výzkumný tým použil moderní zobrazovací metody k tomu, aby ukázal, že ošetření pravými jehlami nastartuje aktivitu i v těch oblastech mozku, které se "neaktivují" při použití jehel falešných. Opravdová, nikoli jen hraná, akupunktura aktivovala mozek ještě v oblasti zvané insula v mozkové kůře, která je zapojena právě v afektech a emocích. Podráždění nervových zakončení pod kůží tedy vede po nervových drahách až do mozku a ten pak rozehraje celou škálu fyziologických pochodů, na jejichž konci může být ústup bolesti či nemoci (<http://mfdnes.newtonit.cz/default.asp?cache=442669>).

Je to první studie, která na snímcích mozku dokázala, že akupunktura účinkuje nejen jako placebo. Britští vědci s uspokojením konstatovali, že akupunktura může vést k významnému dlouhodobému zlepšení zdravotního stavu. Je například prokázáno, že pomáhá od bolestí hlavy, od ranní těhotenské nevolnosti, snižuje vysoký krevní tlak atd. (<http://mfdnes.newtonit.cz/default.asp?cache=442669>).

Základním etickým požadavkem v medicíně je vyhnout se iatrogennímu poškození pacienta. Existují však i zde určitá rizika pro pacienta. Terapii může doprovázet například: bolest, krvácení, synkopa, spavost, kožní komplikace, výjimečně jsou uváděny pneumotorax, kardiovaskulární trauma, poškození míchy, infekce. Spíše než-li riziko přímého poškození akupunkturou jehlou, představují větší nebezpečí rizika nepřímá (např. mylná diagnóza) (Heřt aj, 2002).

### **1.6.2. Léčba distorze ovlivněním reflexní terapie na plantě**

Reflexní terapie vychází z poznání, že na periferiích lidského těla se odráží celé tělo se svými orgány. Těmito periferiemi jsou uši, oči, ruce a v reflexní terapii nejvíce využívány naše nohy - chodidla a nártý. Každý orgán v těle má na noze tzv. reflexní plošku, které se využívá při diagnostice a následně i pro léčení. Uvedené plošky jsou energeticky a nervově spojeny s odpovídajícími orgány lidského těla. Od špiček prstů až po jejich bázi se reflexně zobrazuje celá hlava a krk. Níže se nachází část odpovídající hrudníku; oblast plantární klenby odpovídá středu břicha. Dolní část chodidla, pata, se vztahuje k oblasti pánve. Vnitřní část chodidla odpovídá páteři. Při léčení terapeut jednotlivé plošky stlačuje palcem a využívá při tom různých hmatů podle potřeby - tlumivých, stimulačních, sedativních nebo pokud je bolest v reflexní plošce ostrá až nesnesitelná, pouze ji hladí. Výhoda této metody spočívá v tom, že pracuje s tělem jako s uceleným systémem a zároveň respektuje zákonitosti a vztahy jeho fungování (Al- Chamali, 2008).

Reflexoterapie jako „forma léčebné rehabilitace“ pracuje s reflexními body, které se nacházejí na celém těle. Za nejstarší, nejrozšířenější a terapeuticky nejpropracovanější se považuje mikrosystém na nohách (viz. Obrázek 1.). Taktilní podněty z definovaného místa pokožky (akupunkturální body, spoušťové body) vysílají specifické podněty do CNS, které mají vliv na průběh pohybu. Taktilní podněty se spolu s proprioceptivními sčítají. Proprioceptivní podněty vznikají při udržování určité polohy nebo pohybu. Jejich účinek se akcentuje. Vytváří se speciální soubor signálů působící specificky na CNS, který může ovlivnit ty pohybové programy, které se staly z různých důvodů zdrojem obtíží. Je však nutno tuto činnost neustále empiricky zkoušet (Véle, 2006). Reflexní terapie plošky je směřována na ovlivnění periferních receptorů. Lokální kontakt na pokožce vytváří aferentní signál, který vyvolá místní specifickou odpověď. Ta je závislá na místě kontaktu. Specifický místní kontakt má vliv nejen na funkci orgánů podle segmentové distribuce, nebo akupunkturálních bodů. Bodový kontakt prstem na kůži a podkoží působí stimulačně, podobně jako akupunktura. Stimulací kontaktem s proprioceptivní aferencí se vytváří specifický tok informací vstupující do CNS. Toho lze využít k cílenému terapeutickému zásahu do řídicí funkce CNS. Reflexní terapie na rozdíl od akupunktury umožňuje diagnostiku. Body, které ovlivňujeme reflexní terapií jsou větší a je možné je stlačovat prsty.

Během terapie je možno účinek přesně směřovat, a to nejen na žádaný orgán, ale dokonce na každou jeho část. O účinku reflexní terapie se můžeme přesvědčit téměř ihned, což má obrovský význam při bolestech, akutních potížích a při první pomoci. Pro plošné působení by bylo třeba ošetřovat více reflexních ploch (Janča, 1991, Véle, 2006).

Iritací taktilními a motorickými podněty se používají jako metody k reflexnímu zmírnění nebo potlačení bolesti. Pracují na již zmíněném principu „vrátkové“ teorie bolesti. Véle (1997) vychází z poznatků autorů Melzacka a Walla o „nociceptivním signále“, který je přenášen tenkými nervovými vlákny do míchy, kde se předpokládá existence neuronů, které mají funkci vrátek. Ty mohou propouštět méně nebo více signálů do mozku podle toho, jak jsou pootevřena; vrátka se pootevírají aferencí z tenkých vláken a přivírají aferencí z tlustých vláken. V podkoří mozku existuje interpretační ústředí, které určuje, kdy a za jakých okolností budou tyto signály převedeny do vědomí a interpretovány jako bolest a kdy ne. Další cestou jak blokovat nociceptivní aferenci je uzavřením synapsí přenášejících nociceptivní aferenci prostřednictvím endorfinů, který je CNS schopen přenášet.

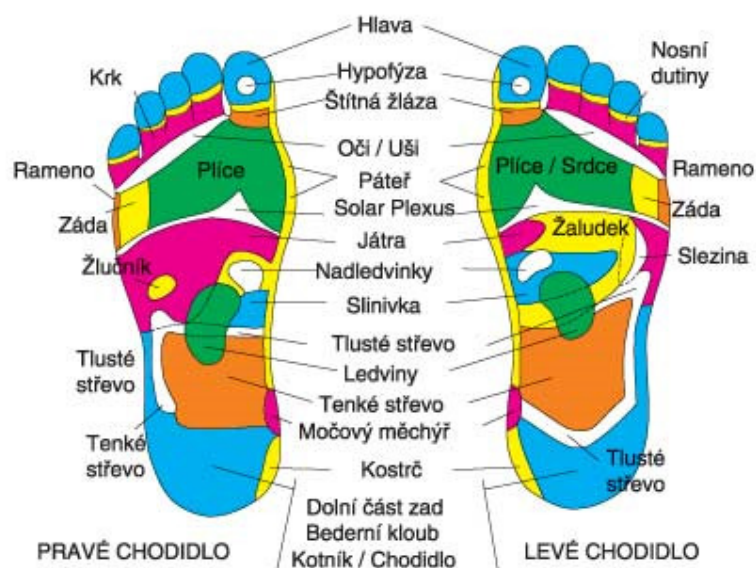
Dle Marquardtové (2009) pacienti, kteří vyhledávají tuto formu terapie mohou být s následujícími indikacemi: staticko-muskulární zatížení a deformace (cervikální a lumbální syndromy, omezená pohyblivost kloubů), zažívací potíže, onemocnění dýchacího ústrojí, lymfatické poruchy, bolesti hlavy, atd.

Jako každá terapie i reflexní terapie může být doprovázena různými vegetativními příznaky: zvýšená produkce potu na různých místech těla, spontánní změny ve frekvenci tepu - většinou směrem k tachykardii, v barvě obličeje, tělesné teploty, v rytmu dechu.

K absolutním kontraindikacím terapie patří: pacienti s akutními záněty v žilní a lymfatické soustavě, s cizorodými tělesy v těle, s aneurysmaty, transplantáty a melaniny především v oblasti chodidel. K relativním kontraindikacím se řadí např.: Sudeckova choroba, gangréna na noze, rozšířený ekzém, revmatoidní onemocnění (Marquardtová, 2009).

## Obrázek 1. Reflexologie nohy

([http://www.kotvan.cz/images/stories/reflexni\\_zony\\_1.jpg](http://www.kotvan.cz/images/stories/reflexni_zony_1.jpg))



## 1.7. Použité metody výzkumu

### 1.7.1. Posturografie

Posturografické vyšetření umožňuje kvantifikovat aspekty posturální kontroly. Slouží k rozlišení a kvantifikaci v širokém spektru možných sensorických, motorických a centrálních poruch stability. Je založena na měření reakční síly silovou (tenzometrickou) plošinou při statických či dynamických situacích. Vyšetření jsou orientována jednak na „automatické pohybové dovednosti“ nezbytné pro aktivity každodenního života a dále potom na pohybové charakteristiky během funkčních dovedností. Posturografie spadá pod dynamografické metody. Výstupními údaji dílčích testů (po softwarovém zpracování informací ze silových tenzometrických plošin) jsou časové, vzdálenostní a silové parametry.

Posturograf umožňuje využití několika testů sloužících k experimentální objektivizaci či k vizuálnímu feedbacku v rámci terapie. Jejich podmínkou je schopnost pacienta vydržet v samostatném stoji po dobu 20 sekund.

Posturograf firmy Neurocom<sup>®</sup>, který je v přístrojovém vybavení Kineziologické laboratoře Fakultní nemocnice Olomouc se skládá z modulu Smart Equitest System a modulu Balance Master System.

Výsledek každého testování je graficky znázorněn v protokolu generovaném počítačem na základě vyšetření, tento protokol je možné vytisknout. Orientačně pro zjednodušenou klinickou interpretaci vyšetření je graficky u každého testu zobrazeno, zda jsou výsledky vyšetřovaný v mezích normy - výsledná data jsou normována ke zdravé populaci příslušné věkové kategorie (znázorněno zeleně), nebo není (znázorněno červeně).

#### *SMART EQUITEST SYSTEM*

Jedná se o modul posturografu. Skládá se z pohyblivé duální tenzometrické plošiny a pohyblivé kabiny (Obrázek 2.). Ve střední části plošiny jsou vyznačeny linie pro umístění chodidel. Smart Equitest System hodnotí efektivitu posturální stabilizace ve vzpřímeném bipedním postoji za předem definovaných podmínek. Podle charakteru testu je hodnocena schopnost adaptace na alterované sensorické vstupy, efektivita automatických posturálních reakcí, nebo schopnost volní kontroly pohybu těžiště předem vymezeným směrem. Vyšetřovaný je instruován, že v průběhu vyšetření se nesmí změnit poloha chodidel, jinak bude vyšetření přerušeno. V průběhu vyšetření je poloha chodidel stále kontrolována. Pokud se výrazně změní charakter opěrné báze (např. pacient udělá jednou dolní končetinou krok) bude pokus označen jako pád, nebo je možné jej zopakovat.

**Obrázek 2.** Modul posturografické kabiny (<http://resourcesonbalance.com>).



### *BALANCE MASTER SYSTEM*

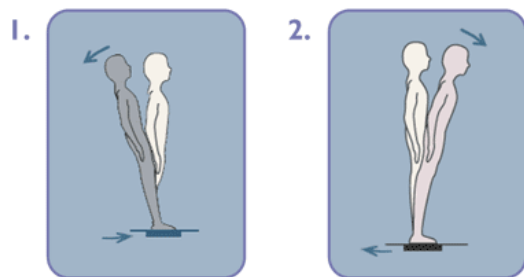
Jedná se o druhý modul posturografu. Je složen z tenzometrické plošiny dlouhé asi 1,5 m, široké asi 50 cm, která je umístěna v dřevěném rámu. Ve střední části plošiny jsou vyznačeny linie pro umístění chodidel. Oproti modulu Smart Equitest System je zde možné kvantifikovat aspekty volných funkčních pohybů (chůze, přechod přes schod, výpad vpřed), vyžadujících pohyb v prostoru. Pokud jsou testy realizovány pro každou dolní končetinu zvlášť, software provede procentuální porovnání mezi pravou a levou dolní končetinou.

Pro účely výzkumu jsme použili následující testy:

### *Motor Control Test (MCT)*

Test posuzuje efektivitu automatických posturálních reakcí na translaci plošiny (posun plošiny horizontálně) v závislosti na směru a rychlosti translace (viz. Obrázek 3). Testovány jsou dva směry translace plošiny – dopředu a dozadu. Pro každý směr jsou testovány tři rychlosti – malá (prahový stimul), střední a velká (maximální odpověď) vždy ve třech opakováních. Velikost translací je normována k tělesné výšce vyšetřovaného. Pacient stojí vzpřímeně, ruce volně podél těla. V průběhu testování se nesmí změnit postavení chodidel. Pacient je informován, že se bude pohybovat podložka. Měřením se hodnotí rozložení váhy při podtrhu (Weight Symmetry), rychlost reakce (Latency) a amplituda aktivní silové odpovědi (Amplitude Scaling).

**Obrázek 3.** Pohyb posturografické plošiny při Motor Control Testu (<http://resourcesonbalance.com>).



Forward/Backward Translations

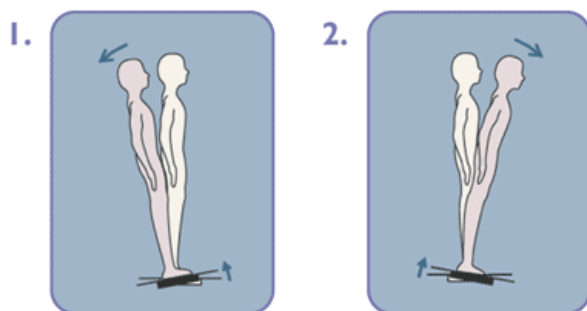
**Legenda (Obrázek 3)**

Forward/Backward Translation- pohyb posturografické plošiny vpřed a vzad.

***Adaptation test (ADT)***

Test odhaluje pacientovu schopnost minimalizovat posturální výchylky (Sway), pokud je vystaven neočekávaným a nerovnoměrným změnám během naklápění plošiny (Obrázek 4). Test vystavuje pacienta 5 výchylkám ve dvou rotacích: posteriorně („toes down“) a anteriorně („toes up“). Tyto rotace přichází v náhodných časových intervalech, aby se minimalizovala adaptabilita pacienta. Provedení ADT je závislé na dostatečném rozsahu pohybu v hlezenním kloubu, svalové síle, stejně jako na efektivní motorické adaptaci.

**Obrázek 4.** Pohyb posturografické plošiny při Adaptation Testu (<http://resourcesonbalance.com>).



Toes Up and Toes Down Rotations

**Legenda (Obrázek 3)**

Toes Up and Toes Down Rotations – Pohyb posturografické plošiny rotací- prsty nahoru, prsty dolů.

***Unilateral stance (US)***

Test hodnotí rychlost posturálních výchylek (Sway Velocity) při stoji na jedné noze (na silové plošině), s otevřenými a se zavřenými očima. Každý pokus trvá 10 sekund, po 3 opakováních. V případě větších posturálních výchylek je horší stabilita.

***Weight bearing squat (WBS)***

Test hodnotí symetrii rozložení tělesné hmotnosti v průběhu volního snižování těžiště těla. S postupnou flexí v kolenním kloubu se zvyšuje tlak na kolenní a hlezenní klouby a je možné určit rozdíly v rozložení tělesné hmotnosti. Začíná se ze vzpřímené polohy, stoj s flexí kolenního kloubu 30°, 60°, 90°.

***Limits of stability (LOS)***

Test hodnotí schopnost vyšetřovaného aktivně měnit polohu COG předem vymezeným směrem a udržet dosažené maximum. Každý pokus trvá 8 sekund. Pohyb těžiště je kontinuálně monitorován a přehráván na obrazovku. Tu pacient sleduje a může tak na základě vizuálního feedbacku korigovat požadovaný směr pohybu COG dle svých schopností (<http://resourcesonbalance.com>).



### **1.7.2. Anketa**

Pro potřeby našeho výzkumu byl sestaven dotazník (Příloha 5.), který jednotliví pacienti vyplnili před terapií a následně po provedení terapie. Obsah dotazníku tvoří:

- základní anamnéza (iniciály, pohlaví, věk aj.)
- námi vytvořena anketa na popis problematiky v oblasti hlezna
- vizuální analogová škála pro subjektivní zhodnocení bolesti, v rozpětí 0 (bez bolesti) až 10 (maximální bolest)
- test stability stoje (Romberg, Solobalance)

## **2. CÍLE A HYPOTÉZY**

### **2.1. Cíle**

Cílem diplomové práce je zjistit a zhodnotit efekt reflexní terapie na posturální chování pacientů po distorzi hlezna.

Dílním cílem je zhodnocení efekt reflexní terapie na subjektivní vnímání bolesti u pacientů po distorzi hlezna.

### **2.2. Hypotézy**

H<sub>01</sub>- Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity při otevřených očích US test u postižené končetiny před a po provedení terapie.

H<sub>02</sub>- Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity při zavřených očích US test u postižené končetiny před a po provedení terapie

H<sub>03</sub>- Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vzad před a po provedení terapie u postižené končetiny.

H<sub>04</sub>- Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vpřed před a po provedení terapie u postižené končetiny.

H<sub>05</sub>- Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway ADT Toes Up před a po provedení terapie u postižené končetiny.

H<sub>06</sub>- Není statisticky významný rozdíl v ADT Toes Down před a po provedení terapie u postižené končetiny.

H<sub>07</sub>- Není statisticky významný rozdíl ve vizuální analogové škále bolesti před a po provedení terapie u postižené končetiny

### **3. METODIKA**

#### **3.1. Soubor výzkumu**

Do studie byli zařazeni pacienti s prodělanou distorzí talocrurálního kloubu. Délka jejich imobilizace trvala 3 týdny. Poté byli informováni o možnosti provedení reflexní terapie plosky a akupunktury. Po jejich souhlasu bylo nutné provést základní odebrání anamnézy (Příloha 3.). Pro objektivní porovnání stavu pacienta před a po provedení terapie bylo použito měření na posturografické plošině v Kineziologické laboratoři na Klinice rehabilitačního a tělovýchovného lékařství Fakultní nemocnice Olomouc. Každý pacient byl seznámen s přípravou a průběhem měření a podepsal informovaný souhlas (Příloha 2.).

Vybraný soubor tvořil 20 pacientů. Byla zastoupena obě pohlaví v poměru 11 : 9 (ženy : muži). U 11 pacientů byla diagnostikována distorze talocrurálního kloubu vlevo, u 9 pacientů vpravo. Průměrný věk žen byl 29 let (v rozpětí 22 - 49 let). Průměrný věk mužů byl 35 let (v rozpětí 24 – 55 let). Průměrná výška žen byla 166,8 cm (v rozpětí 162 – 174 cm). Průměrná výška mužů byla 183 cm (v rozpětí 176 - 193 cm).

Skupina sledovaných pacientů byla v době měření bez známek infektu či jiných obtíží, které by byly kontraindikací pro naše měření.

Pacienti byli vyšetřeni klinicky a pomocí posturografu vždy před zahájením terapie a kontrolní měření následovalo 1 hodinu po provedené terapii. Naměřená data se tedy hodnotila před a po provedené terapii.

#### **3.2. Průběh terapie**

Terapie probíhala v Kineziologické laboratoři na Klinice rehabilitačního a tělovýchovného lékařství Fakultní nemocnice Olomouc pod vedením zkušeného lékaře.

Terapie byla provedena vždy na končetině postižené. Ještě před samotným začátkem ovlivnění reflexních zón jsme aplikovali akupunkturální jehly na mistrovský

bod vaziva (pro lepší prokrvení). Poté na postižené dolní končetině následovala reflexní terapie plosky s uvolňováním jednotlivých kloubů - distrakcí a následnou trakcí metatarsophalangeálního kloubu palce. Palpační a poté mobilizační ošetření dalších metatarsophalangeálních kloubů nohy. Protážení dorzální a plantární aponeurosy. Palpační ošetření střední oblasti chodidla – v linii od 3. prstu směrem kaudálním, k patě, v linii 2. a 4. prstu současně kaudálně k patě a poslední linie od 1. a 5. prstu opět až k patě. Všechny linie začínají od oblasti metatarsophalangeálních kloubů 1.- 5. prstu, po plantární i dorsální straně a opakují se 3x za sebou. Další zónou ošetření byla oblast páteře – až po oblast pánevních orgánů provedena 3x za sebou. Abychom provedli kompletní ošetření pohybového aparátu, následovala oblast pro dolní končetinu, opět 3x za sebou. Palpační ošetření Achillovy šlachy je taktéž nezbytné. Závěrem bylo celkové zklidnění pacienta přiložením terapeutových rukou na oblast nohy a vyjmutí akupunkturních jehel. Celková doba terapie trvala 25 - 30 minut a vždy byla prováděna dle doporučených zásad reflexní terapie.

### **3.3. Příprava pacientů**

Všichni pacienti se před vlastním měřením podrobili kineziologickému vyšetření, jehož součástí bylo i odebrání základních anamnestických údajů (jméno, rok narození, pohlaví, výška, lateralizace postižení, typ a doba fixace). Kineziologický rozbor byl zaměřen zejména na vyšetření stoje, solobalance.

Součástí vyplnění ankety bylo i zhodnocení subjektivního pocitu bolesti pacienta, vztažené na postižený hlezenní kloub.

Všichni pacienti byli informováni o průběhu měření a cílech našeho výzkumu a následně podepsali informovaný souhlas a vyplnili dotazník (Příloha 5. ).

O průběhu testů na tenzometrické plošině nebyli pacienti záměrně do detailů informováni, aby nedošlo k možnému ovlivnění výsledků. Před každým testováním byli všichni pacienti řádně poučeni o bezpečnosti a pro její zajištění jim byla nasazena vesta s popruhy, která se pomocí karabin připevnila ke kabině posturografu.

### **3.4. Průběh vlastního měření**

Měření probíhala vždy v pracovních dnech v časovém rozmezí od 15 do 19:00 hodin. Prostředí v testovací místnosti bylo klidné, se stálou teplotou, aby nebyl ničím pacient při testování rušen. Vlastní průběh měření byl jednotný pro všechny testované subjekty. Terapie byla vždy provedena stejným lékařem a následné testování prováděla vždy tatáž osoba. U žádného z probandů se neobjevily případné akutní obtíže či pohybová omezení před ani během měření.

Měření probíhalo na tenzometrické plošině v kabině posturografu firmy Neurocom® modulu Smart Equitest Systém, konkrétně testy v tomto pořadí: Motor Control Test, Adaptation Test, Weight Bearing Squat, Limits of Stability a Unilateral Stance.

### **3.5. Metodika zpracování výsledků**

#### ***3.5.1. Posturografie***

Pro zpracování a vyhodnocení výsledků byla použita data naměřená na tenzometrické plošině. Hodnocení se vztahovala na parametry jednotlivých testů před a po provedení terapie na postižené končetině.

Během posturografického vyšetření jsme sledovali tyto parametry:

*Motor Control Test (MCT)*

- Latency (LAT) - zpoždění reakce v milisekundách při podtržení MB a MF

*Adaptation test (ADT)*

- Sway (SW) - síla generovaná pacientem k minimalizaci anterioposteriorních výchylek (5.pokus)

*Unilateral Stance (US)*

- Sway Velocity (SV) – stabilita COG během stoje na 1 DKK s otevřenýma a poté se zavřenýma očima.

### **3.5.2.     *Statistické zpracování***

Ke statistickému zpracování dat byl použit software STATISTICA (softwarový systém pro analýzu dat), verze 8.0 firmy StatSoft CR s r.o. (2007). Byla provedena základní popisná statistika (aritmetický průměr, směrodatná odchylka, medián, maximum, minimum) pro jednotlivé parametry. K testování jsme využili znaménkový test. Hypotézy byly testovány jako nulové a statistickou významnost jsme určovali na 5% hladině ( $p < 0,05$ ).

## 4. VÝSLEDKY

### 4.1. Výsledky k hypotéze H<sub>01</sub>

Hypotézu jsme ověřovali ze záznamu posturografického vyšetření v testu US, stoj na jedné DKK při otevřených očích. Hypotéza H<sub>01</sub> zní: *Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity při otevřených očích US test u postižené končetiny před a po provedení terapie.* Statisticky byla zpracována data pro postiženou dolní končetinu v měření před a po terapii. Popisná statistika a výsledky jsou uvedeny v Tabulce 1.a 2.a znázorněny v Grafu 1.

**Tabulka 1.** Popisné statistiky k hypotéze H<sub>01</sub>

	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
US EO Před	20	0,775	0,7	0,4	2,3	0,39852
US EO Po	20	0,555	0,5	0,3	1,1	0,20125

**Legenda ( Tabulka 1):**

US EO Před/Po- Unilateral stance- Eyes open- před a po terapii , N-počet platných měření, Sm. Odch.- směrodatná odchylka.

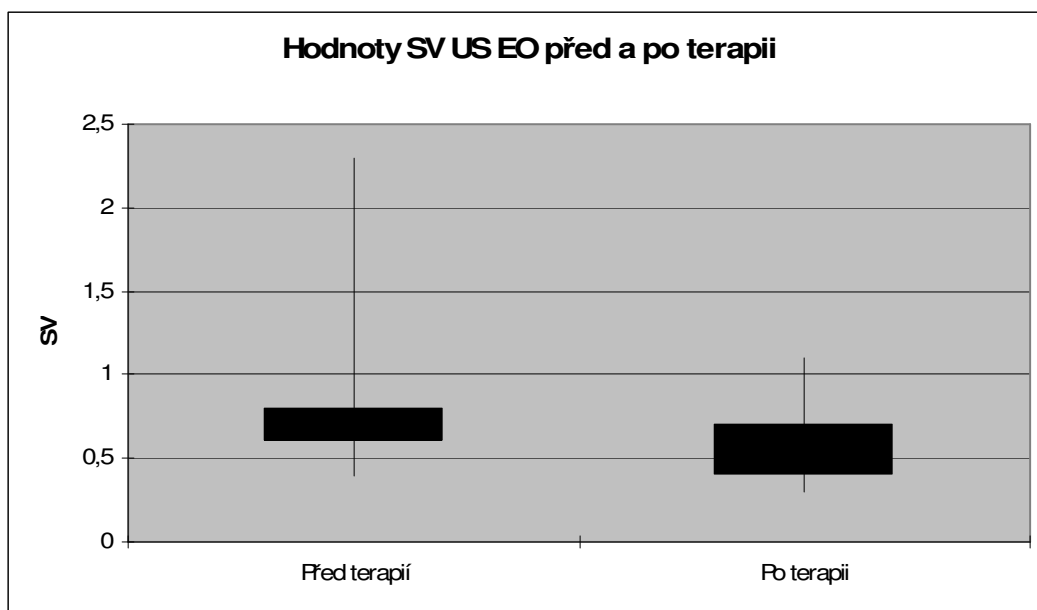
**Tabulka 2.** Hodnoty testovacího kritéria a hladiny statistické významnosti pro US EO před a po terapii.

Znaménkový test	Z	Úroveň p
US EO Před & US EO Po	3,75	0,000177

**Legenda (Tabulka 2) :**

US EO Před/Po- Unilateral stance – Eyes open – před a po terapii, Z – hodnota testovacího kritéria, Úroveň p – úroveň pravděpodobnosti.

**Graf 1.** Hodnoty SV US EO test před a po provedení terapie .



**Legenda (Graf 1):**

Burzovní graf: dolní hranice krabice označuje hodnotu 1. kvartilu, horní hranice krabice označuje hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty.

US EO Před/Po- Unilateral stance Eyes Open před a po terapii, SV- Sway Velocity.

Vstupní data pro parametr Sway Velocity US EO testu před terapií byla v našem testovaném souboru hodnocena s průměrem 0,775 a se směrodatnou odchylkou 0,399. Po terapii byla data vyhodnocena s menším průměrem a to 0,555 a se směrodatnou odchylkou 0,201. Jejich ověření probíhalo statisticky významným testem – Znaménkovým testem. Na základě jeho výsledků jsme zjistili statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_0$  tím můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity při otevřených očích US test u postižené končetiny před a po provedení terapie.*

Z výsledků je nadále patrné určité zlepšení u pacientů v jejich posturální stabilitě. U 16 z 20 pacientů došlo ke zmenšení hodnot posturálních výchylek (Příloha 6.).



## 4.2. Výsledky k hypotéze H<sub>02</sub>

Hypotézu jsme ověřovali ze záznamu posturografického vyšetření v testu US, stoj na jedné DKK při zavřených očích. Hypotéza H<sub>02</sub> zní: *Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity při zavřených očích US test u postižené končetiny před a po provedení terapie.* Statisticky byla zpracována data pro postiženou dolní končetinu v měření před a po terapii. Zjistili jsme statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu H<sub>02</sub> můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity při zavřených očích US test u postižené končetiny před a po provedení terapie* Popisná statistika a výsledky jsou uvedeny v Tabulce 3.a 4. a znázorněny v Grafu 2.

**Tabulka 3.** Popisné statistiky k hypotéze H<sub>02</sub>

	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
US EC Před	20	1,46	1,5	0,8	2,5	0,41977
US EC Po	20	1,105	1,15	0,5	1,8	0,32683

**Legenda (Tabulka 3):**

US EC Před/Po- Unilateral stance –Eyes closed – před a po terapii, N-počet platných měření, Sm.Odch.- směrodatná odchylka.

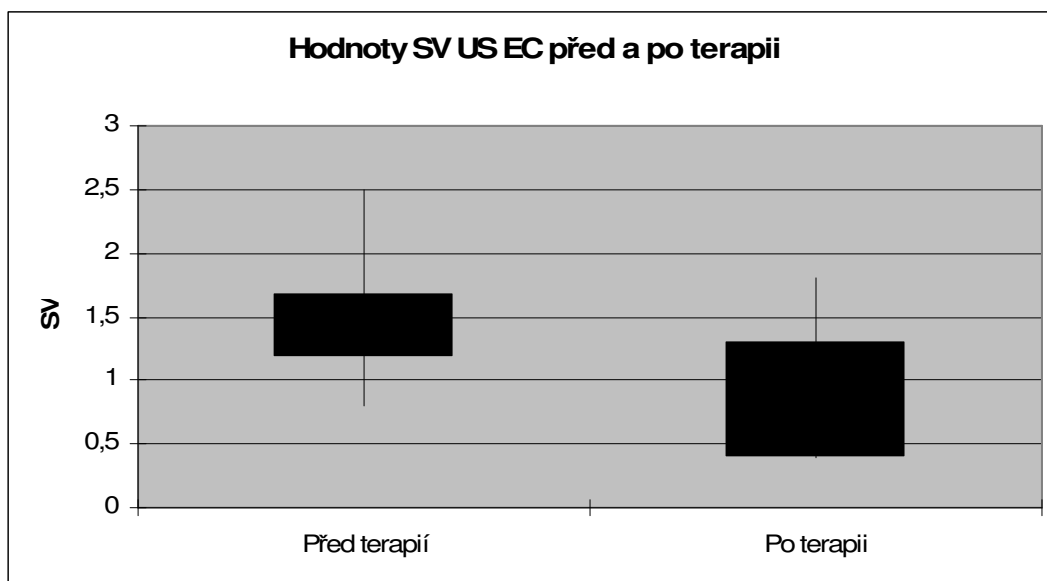
**Tabulka 4.** Hodnoty testovacího kritéria a hladiny statistické významnosti pro US EC před a po terapii.

Znaménkový test	Z	Úroveň p
US EC Před & US EC Po	4,129483	0,000036

**Legenda (Tabulka 4):**

US EC Před/Po- Unilateral stance před a po terapii, Z – hodnota testovacího kritéria, Úroveň p – úroveň pravděpodobnosti.

**Graf 2.** Hodnoty SV US EC test před a po provedení terapie.



**Legenda (Graf 2):**

Burzovní graf: dolní hranice krabice označuje hodnotu 1. kvartilu, horní hranice krabice označuje hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty.

US EC Před/Po- Unilateral stance Eyes Closed před a po terapii, SV- sway velocity .

Vstupní data pro parametr Sway Velocity US EC testu před terapií byla v našem testovaném souboru hodnocena s průměrem 1,46 a se směrodatnou odchylkou 0,420. Po terapii byla data vyhodnocena s menším průměrem a to 1,105 a se směrodatnou odchylkou 0,327. Jejich ověření probíhalo statisticky významným testem – Znaménkovým testem. Na základě jeho výsledků jsme zjistili statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_0$  tím můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v parametru Sway Velocity při zavřených očích US test u postižené končetiny před a po provedení terapie.*

U většiny pacientů došlo ke zvětšení posturálních výchylek po zavření očí ještě před aplikací terapie. Po terapii u 17 z 20 pacientů je patrné zlepšení v jejich posturální stabilitě (Příloha 7.).

### 4.3. Výsledky k hypotéze H<sub>03</sub>

Hypotéza H<sub>03</sub> zní: *Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vzad před po provedení terapie u postižené končetiny.* Ověřování probíhalo pomocí posturografického vyšetření MCT při 1. podtrhu vzad (MB) střední rychlostí. Testovaným parametrem byla Latency (LAT). Popisné statistiky a výsledky jsou uvedeny v Tabulkách 5. a 6 a v grafu 3.

**Tabulka 5.** Popisné statistiky k hypotéze H<sub>03</sub>

	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
MB Před	20	129,5	130	110	140	8,87041
MB Po	20	141,5	140	110	160	12,25819

**Legenda (Tabulka 5):**

MB Před/Po- Medium backward před a po terapii, N-počet platných měření, Sm.Odch.- směrodatná odchylka.

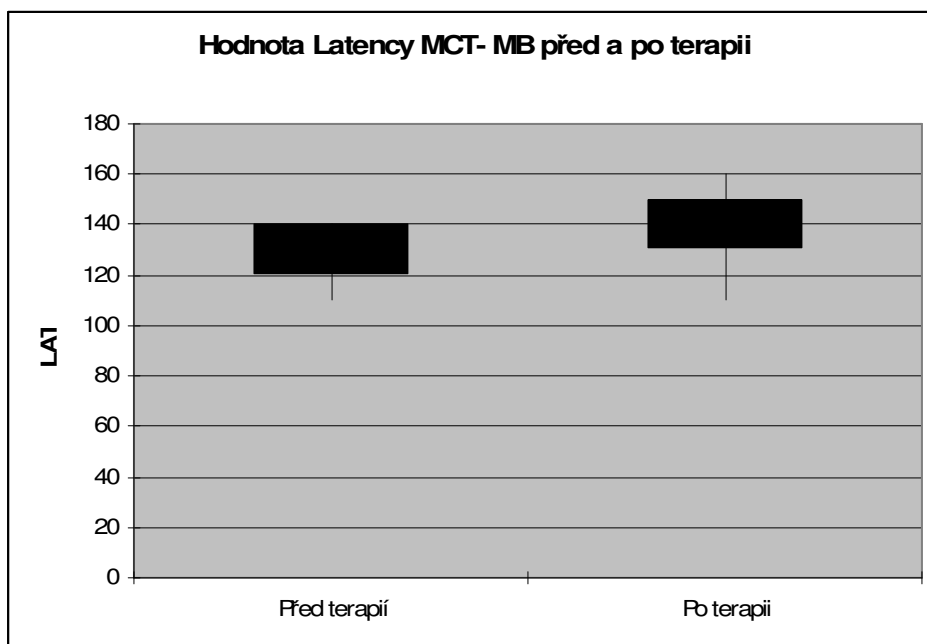
**Tabulka 6.** Hodnoty testovacího kritéria a hladiny statistické významnosti pro MB před a po terapii.

Znaménkový test	Z	Úroveň p
MB Před & MB Po	3,614784	0,000301

**Legenda (Tabulka 6):**

MB Před/Po- Medium backward před a po terapii, Z – hodnota testovacího kritéria, Úroveň p – úroveň pravděpodobnosti.

**Graf 3.** Hodnoty Latence před a po terapii při podtrhu vzad.



**Legenda (Graf 3):**

Burzovní graf: dolní hranice krabice označuje hodnotu 1. kvartilu, horní hranice krabice označuje hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty.

MB před/po-medium backward před a po provedení terapie, LAT (msec)-latency.

Vstupní data pro parametr Latency MCT podtrh vzad před terapií byla v našem testovaném souboru hodnocena s průměrem 129,5 a se směrodatnou odchylkou 8,870. Po terapii byla data vyhodnocena s větším průměrem a to 141,5 a se zvětšenou směrodatnou odchylkou 12,258. Jejich ověření probíhalo statisticky významným testem – Znaménkovým testem. Na základě jeho výsledků jsme zjistili statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_0$  tím můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vzad před a po provedení terapie u postižené končetiny.*

Z výsledků je patrné, že u 15 z 20 pacientů došlo ke zvětšení testovaného parametru Latence (Příloha 8.). V průběhu měření tak dochází ke zpoždění pacientovy reakce na pohyby plošiny.

#### 4.4. Výsledky k hypotéze H<sub>04</sub>

Hypotézu H<sub>04</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vpřed před a po provedení terapie u postižené končetiny* jsme ověřovali pomocí posturografického vyšetření MCT při 1. podtrhu vpřed střední rychlostí (MF). Testovaným parametrem byla Latency (LAT). Popisné statistiky a výsledky jsou uvedeny v Tabulkách 7. a 8 a v grafu 4.

**Tabulka 7.** Popisné statistiky k hypotéze H<sub>04</sub>

	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
MF Před	20	129	130	120	140	7,88069
MF Po	20	137	140	120	150	9,78721

**Legenda (Tabulka 7):**

MF Před/Po- Medium forward před a po terapii, N-počet platných měření, Sm.Odch.- směrodatná odchylka.

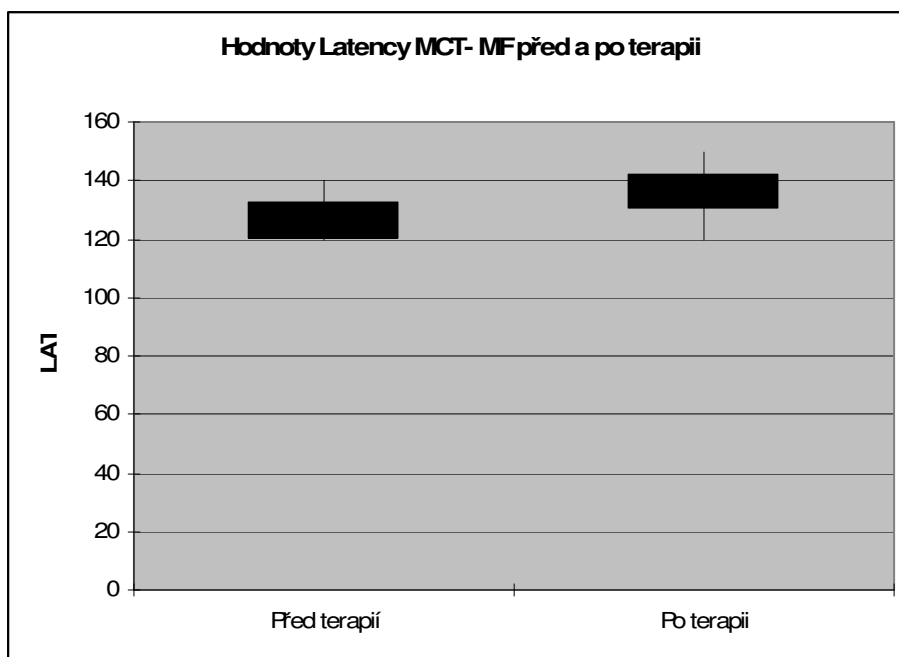
**Tabulka 8.** Hodnoty testovacího kritéria a hladiny statistické významnosti pro MF před a po terapii.

Znaménkový test	Z	Úroveň p
MF Před & MF Po	2,939874	0,003283

**Legenda (Tabulka 8):**

MF Před/Po- Medium forward před a po terapii, Z – hodnota testovacího kritéria, Úroveň p – úroveň pravděpodobnosti.

**Graf 4.** Hodnoty Latence před a po terapii při podtrhu vpřed.



**Legenda (Graf 4):**

Burzovní graf: dolní hranice krabice označuje hodnotu 1. kvartilu, horní hranice krabice označuje hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty.

MF před/po-medium forward před a po provedení terapie, LAT (msec)-latency.

Vstupní data pro parametr Latency u MCT podtrh vpřed před terapií byla v našem testovaném souboru hodnocena s průměrem 129 a se směrodatnou odchylkou 7,881. Po terapii byla data vyhodnocena s větším průměrem a to 137 a se zvětšenou směrodatnou odchylkou 9,787. Jejich ověření probíhalo statisticky významným testem – Znaménkovým testem. Na základě jeho výsledků jsme zjistili statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_0$  tím můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v parametru Latency MCT podtrh vpřed před a po provedení terapie u postižené končetiny.*

Z výsledků je zřejmé, že u 15 z 20 pacientů došlo ke zvětšení testovaného parametru Latence po provedení terapie (Příloha 9.). Její zvýšená hodnota může být opět přisuzována jisté relaxaci pacienta během terapie. V průběhu měření tak dochází ke zpoždění pacientovy reakce na pohyby plošiny, stejně jako v předchozím případě.

## 4.5. Výsledky k hypotéze H<sub>05</sub>

Hypotézu jsme ověřovali ze záznamu posturografického vyšetření v testu ADT – 5.pokus. Hypotéza H<sub>05</sub> zní: *Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway ADT Toes Up (TU) před a po provedení terapie u postižené končetiny.* Statisticky byla zpracována data pro postiženou dolní končetinu v měření před a po terapii. Popisná statistika a výsledky jsou uvedeny v Tabulce 9.a 10.a znázorněny v Grafu 5.

**Tabulka 9.** Popisné statistiky k hypotéze H<sub>05</sub>

	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
ADT TU Před	20	49,85	51	34	63	7,96225
ADT TU Po	20	43,6	43	30	52	6,1078

**Legenda (Tabulka 9):**

ADT TU Před/Po- Adaptation test Toes Up před a po terapii, N-počet platných měření, Sm.Odch.- směrodatná odchylka

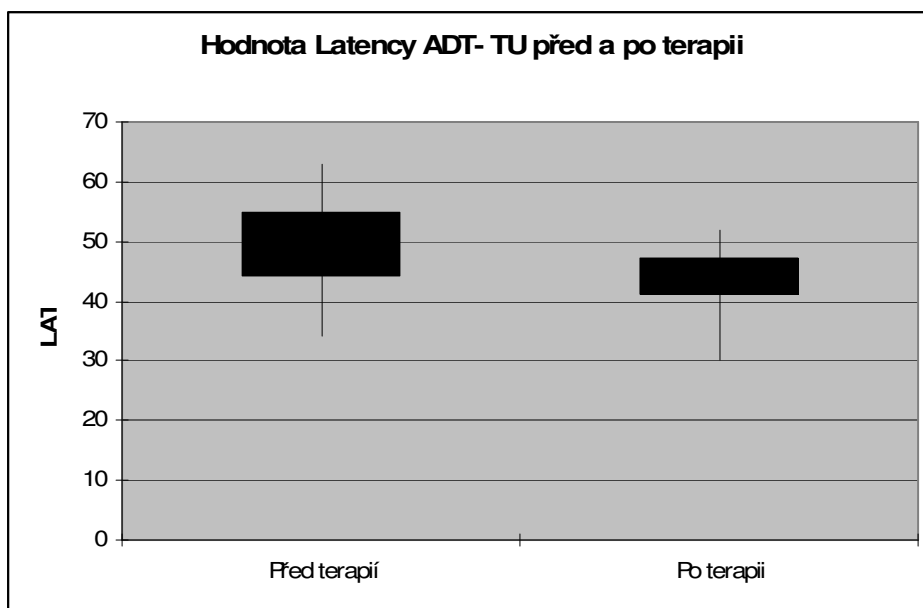
**Tabulka 10.** Hodnoty testovacího kritéria a hladiny statistické významnosti pro ADT UP před a po terapii.

Znaménkový test		
	Z	Úroveň p
ADT TU Před & ADT TU Po	4,006938	0,000062

**Legenda (Tabulka 10):**

ADT TU Před/Po- Adaptation test Toes Up před a po terapii, Z – hodnota testovacího kritéria, Úroveň p – úroveň pravděpodobnosti.

**Graf 5.** Hodnoty Sway ADT TU před a po terapii.



**Legenda (Graf 5):**

Burzovní graf: dolní hranice krabice označuje hodnotu 1. kvartilu, horní hranice krabice označuje hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty.

ADT TU Před/Po- Adaptation test Toes Up před a po terapii.

Měřeným parametrem Sway lze z grafu hodnotit zlepšení schopnosti minimalizace posturálních výchylek na neočekávanou a nerovnoměrnou změnu během naklápění plošiny (viz. Též Příloha 10.).

Vstupní data pro parametr Sway ADT Toes Up před terapií byla v našem testovaném souboru hodnocena s průměrem 49,85 a se směrodatnou odchylkou 7,962. Po terapii byla data vyhodnocena s menším průměrem a to 43,6 a se zmenšenou směrodatnou odchylkou 6,108. Jejich ověření probíhalo statisticky významným testem – Znaménkovým testem. Na základě jeho výsledků jsme zjistili statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_0$  tím můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v parametru Sway ADT TU před a po provedení terapie u postižené končetiny.*



## 4.6. Výsledky k hypotéze H<sub>06</sub>

Hypotézu jsme ověřovali ze záznamu posturografického vyšetření v testu ADT – 5.pokus. Hypotéza H<sub>06</sub> zní: *Není statisticky významný rozdíl v parametru Sway ADT Toes Down (TD) před a po provedení terapie u postižené končetiny.* Statisticky byla zpracována data pro postiženou dolní končetinu v měření před a po terapii. Popisná statistika a výsledky jsou uvedeny v Tabulce 11.a 12., znázorněny v Grafu 6. a v Příloze 11. pro jednotlivé pacienty.

**Tabulka 11.** Popisné statistiky k hypotéze H<sub>06</sub>

	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
ADT TD Před	20	44,7	43	30	60	9,08498
ADT TD Po	20	37,55	38,5	29	50	5,36534

**Legenda (Tabulka 11):**

ADT TD Před/Po- Adaptation test Toes Down před a po terapii, Sm.Odch.- směrodatná odchylka

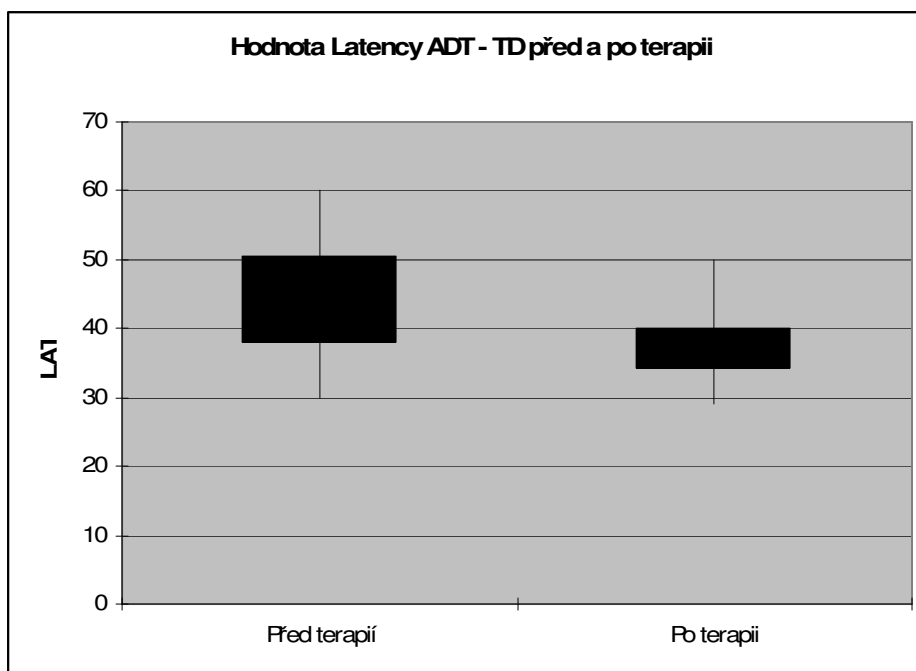
**Tabulka 12.** Hodnoty testovacího kritéria a hladiny statistické významnosti pro ADT TD před a po terapii.

Znaménkový test	Z	Úroveň p
ADT TD Před & ADT TD Po	3,535534	0,000407

**Legenda (Tabulka 12):**

ADT TD Před/Po- Adaptation test Toes Down před a po terapii, Z – hodnota testovacího kritéria, Úroveň p – úroveň pravděpodobnosti.

**Graf 6.** Hodnoty Sway ADT TD Před a po terapii.



**Legenda (Graf 6):**

Burzovní graf: dolní hranice krabice označuje hodnotu 1. kvartilu, horní hranice krabice označuje hodnotu 3. kvartilu, anténky ukazují maximální a minimální naměřené hodnoty.

ADT TD Před/Po- Adaptation test Toes Down před a po terapii.

Vstupní data pro parametr Sway ADT TD před terapií byla v našem testovaném souboru hodnocena s průměrem 44,7 a se směrodatnou odchylkou 9,085. Po terapii byla data vyhodnocena s menším průměrem a to 37,55 a se zmenšenou směrodatnou odchylkou 5,365. Jejich ověření probíhalo statisticky významným testem – Znaménkovým testem. Na základě jeho výsledků jsme zjistili statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu  $H_0$  tím můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl v parametru Sway ADT TD před a po provedení terapie u postižené končetiny.*

#### 4.7. Výsledky k hypotéze H<sub>07</sub>

Z výsledků hodnot Vizuelní analogové škály bolesti (subjektivního hodnocení bolesti pacientů v rozpětí 0 – 10) jsme ověřovali hypotézu H<sub>07</sub> ve znění: *Není statisticky významný rozdíl ve vizuelní analogové škále bolesti před a po provedení terapie u postižené končetiny*. Popisné statistiky a výsledky jsou uvedeny v Tabulce 13 a 14 a v Grafu 7.

**Tabulka 13.** Popisné statistiky k hypotéze H<sub>07</sub>

	N platných	Průměr	Medián	Minimum	Maximum	Sm.odch.
VAS Před	20	3,95	4	2	7	1,23438
VAS Po	20	2,2	2	1	5	1,10501

**Legenda (Tabulka 13):**

VAS-vizuální analogová škála bolesti, Sm.Odch. - směrodatná odchylka.

**Tabulka 14.** Hodnoty testovacího kritéria a hladiny statistické významnosti pro VAS.

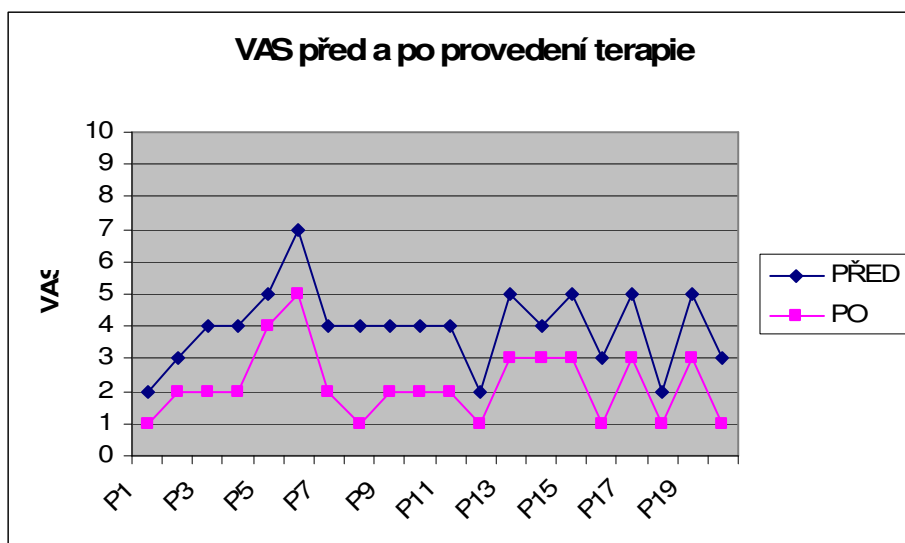
Znaménkový test	Z	Úroveň p
VAS Před & VAS Po	4,248529	0,000022

**Legenda (Tabulka 14):**

VAS před/ VAS po – Vizuelní analogická škála před a po terapii, Z – hodnota testovacího kritéria, Úroveň p – úroveň pravděpodobnosti.

Při hodnocení Vizuelní analogové škály bolesti před a po rehabilitaci jsme zjistili statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . Nulovou hypotézu H<sub>07</sub> tedy můžeme zamítnout. Přijímáme tak alternativní hypotézu ve znění: *Je statisticky významný rozdíl ve vizuelní analogové škále bolesti před a po provedení terapie u postižené končetiny*.

**Graf 7:** Vizuální analogová škála bolesti před a po terapii.



**Legenda (Graf 7):**

VAS Před/po- Vizuální analogová škála bolesti před a po terapii., P- pacient.

**Tabulka 15.** Vizuální analogová škála bolesti před a po terapii.

VAS	PŘED	PO
P1	2	1
P2	3	2
P3	4	2
P4	4	2
P5	5	4
P6	7	5
P7	4	2
P8	4	1
P9	4	2
P10	4	2
P11	4	2
P12	2	1
P13	5	3
P14	4	3
P15	5	3
P16	3	1
P17	5	3
P18	2	1
P19	5	3
P20	3	1

**Legenda (Tabulka 15):**VAS Před/po- Vizuální analogová škála bolesti před a po terapii, p- pacient.

## 4.8. Výsledky k anketě

Součástí ankety byly dotazy směřované k charakteristice obtíží doprovázené distorzi hlezna. Jednalo se o pocity instability, používání opěrných pomůcek během dne, zda je přítomen otok, zarudnutí. Výsledky dotazů byly zpracovány pro všech 20 pacientů před i po provedení terapie a jsou uvedeny v Tabulce 16. jak číselně tak i procentuálně.

Z ankety vyplývá, že 65% pacientů má neustálý pocit instability hlezna, 65% pociťuje občasnou nejistotu při chůzi a 30% je bez pocitu instability hlezna. Po terapii se 80% pacientů cítí bez nejistoty při chůzi a 20% s občasnou nejistotou.

Před provedením terapie 65% pacientů nepoužívá žádné opěrné pomůcky během dne, pouze 35% je používá v náročnějším terénu. Po terapii jsou výsledky stejné u všech 20 pacientů.

U 40% pacientů před terapií nebyl viditelný žádný otok. 15% udává vznik otoku po delší fyzické aktivitě a u 45% přetrvává otok i v klidu. Měřením obvodu hlezna po terapii nedochází k žádným změnám ani u jednoho z pacientů.

U 95% pacientů před terapií nenacházíme žádné zarudnutí v oblasti hlezna, pouze u 5% se objevuje zarudnutí po delší fyzické aktivitě a námaze. Po terapii nedochází k žádným změnám ani u jednoho z pacientů.

U testu stability stoje uspělo všech 20 pacientů jak před tak i po provedení terapie. Zvládli stoj spojný i se zavřenýma očima po dobu 10 sekund.(Romberg III) (viz. Tabulka 17).

Solobalanci na postižené DKK zvládlo opět všech 20 pacientů před i po terapii. Jednalo se o stoj na 1 DKK se zvednutými oběma HKK a zavřenýma očima (viz. Tabulka 18).

**Tabulka 16.** Výsledky z vyhodnocené ankety.

Počet pacientů	Před terapií	Počet v %	Po terapii	Počet v %
<b>1. Instabilita hlezna</b>				
Bez pocitu "podklesnutí"-nejistoty v hleznu	6	30%	16	80%
Občas pocit "podklesnutí"-nejistoty v hleznu	13	65%	4	20%
Neustálý pocit "podklesnutí"-nejistoty v hleznu	1	5%	0	0%
<b>2. Použití opěrných pomůcek během dne (berle, ortézy)</b>				
Bez použití opěrných pomůcek	13	65%	13	65%
Pomůcky nutné v náročnějším terénu	7	35%	7	35%
Pomůcky nutné i po rovině a v náročnějším terénu	0	0%	0	0%
<b>3. Otok</b>				
Bez otoku v oblasti hlezna	8	40%	8	40%
Po delší fyzické aktivitě a námaze	3	15%	3	15%
Otok hlezna přetrvává i v klidu	9	45%	9	45%
<b>4. Zarudnutí</b>				
Bez známek zarudnutí hlezna	19	95%	19	95%
Po delší fyzické aktivitě a námaze	1	5%	1	5%
Zarudnutí hlezna přetrvává i v klidu	0	0%	0	0%
<b>5. Bolest</b>				
Bez bolesti v oblasti hlezna	2	10%	6	30%
Bolest se dostaví během námahy nebo těsně po ní	18	90%	14	70%
Bolest přetrvává i v klidu	0	0%	0	0%

**Tabulka 17.** Hodnocení stability stoje dle Romberga.

	Před terapií	Počet v %	Po terapii	Počet v %
Romberg I	0	0%	0	0%
Romberg II	0	0%	0	0%
Romberg III	20	100%	20	100%

**Legenda (Tabulka 17):**

Romberg I-stoj – vzdálenost chodidel na šířku ramen, Romberg II-stoj spojný, Romberg III- stoj spojný a zavřené oči.

**Tabulka 18.** Hodnocení solobalance.

Stoj na 1 DKK	Před terapií	Počet v %	Po terapii	Počet v %
s poklesem pánve na nestojné DKK	0	0%	0	0%
bez podklesu pánve na nestojné DKK	0	0%	0	0%
se zvednutými HKK	0	0%	0	0%
se zvednutými HKK + zavřené oči	20	100%	20	100%

**Legenda (Tabulka 18):**

DKK- dolní končetiny, HKK- horní končetiny.



## 5. DISKUZE

V mé diplomové práci jsem se zabývala otázkou posturografické objektivizace efektu reflexní terapie, aplikovanou na postiženou končetinu po prodělání distorze hlezna. Reflexní terapii i aplikaci akupunkturních jehel prováděl vždy zkušený lékař. K objektivizaci bylo použito posturografické vyšetření spolu s anketou. Každý z pacientů podstoupil dvě měření, před a po provedení terapie.

Do souboru měřeného výzkumu bylo zařazeno celkem 20 pacientů. Při posuzování výsledků je nutné brát v úvahu jistou variabilitu souboru. Snahou bylo získat ucelenou homogenní skupinu dle kritérií stejného věku, somatických parametrů, medikace a stejného zastoupení obou pohlaví. Stejně jako čas, který byl potřeba na kineziologické vyšetření, příprava na samotné měření mohla vyvolat u pacientů zvýšenou únavu, a tím ovlivnit jejich výkon a data získaná během měření.

Z metodického hlediska by bylo optimální, aby všichni pacienti absolvovali měření i terapii vícekrát a opakovaně v delším časovém úseku. To však z časových důvodů pacientů a z omezené kapacity laboratoře, ve které jsme prováděli testy i terapii, nebylo možné.

Otázkou aplikace reflexní terapie ve spojení s akupunkturou se v České republice ani v zahraničí nezabývala doposud žádná práce. V zahraniční literatuře nacházíme spoustu vědeckých prací, které se zaměřují na ovlivnění posturálního chování u pacientů po distorzi hlezna. Jejich ovlivnění však spočívá v aplikaci balančních – propioceptivních tréninků, aplikaci ortéz a tapingu, ve snaze zmírnit následky, popřípadě opakovaná traumata v oblasti hlezna, která poté bývají velmi častá. Verhagen et al. (2004) ve své studii o propioceptivním tréninkovém plánu, týkající se prevence zranění hlezenního kloubu, uvádí, že došlo ke statisticky významnému poklesu v incidenci poranění hlezenního aparátu po prodělání již zmíněného programového plánu. Jako zajímavost uvádí, že u atletů s historií poranění kolenního kloubu došlo po terapii naopak k nárůstu incidence rizika poranění v dané oblasti. Proprioceptivní trénink se tak zdá být vhodný ke snížení výskytu poranění hlezenního aparátu avšak může být kontraindikován u pacientů, kteří již prodělali zranění kolenního kloubu.

Ve fyzioterapii přibývá neustále nových metod, kterými jsme schopni pacientovi ulevit. Mnohé z nich jsou výsledkem syntéz již známých metod, ostatní jsou převzaté z jiných kultur, jako například reflexologie. I tato metoda si našla postupem času své

uplatnění i v klasické západní medicíně. Její aplikace na poranění muskuloskeletálního systému je neobvyklá, proto jsme se rozhodli pro objektivizaci daného efektu posturografickým měřením.

## **5.1. Diskuze k výsledkům jednotlivých hypotéz**

K objektivnímu zhodnocení posturálního chování pacientů po prodělané distorzi hlezenního kloubu jsme použili několik testů naměřených na tenzometrické plošině v kineziologické laboratoři.

Jeden z testů byl US Test, který se řadí mezi statické testy. Díky němu jsme schopni hodnocení rychlosti posturálních výchylek při stožení na jedné noze (na silové plošině). Každý pokus trvá 10 sekund a 3x se opakuje. Posturální stabilita je tím horší, čím se zvětšuje hodnota posturální výchylky.

Sledovaným parametrem byla nejprve hodnota Sway Velocity, postižené končetiny, při otevřených očích a 1. pokusu ve stožení na 1 končetině. 1. pokus byl zvolen z důvodu postupně narůstající únavy pacientů a tím možnost ovlivnění dalších výsledků.

Při hodnocení rychlosti posturálních výchylek byly ve výsledcích hypotézy  $H_0$ 1 zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . U 16 z 20 pacientů došlo ke zmenšení hodnot posturálních výchylek (viz. Příloha 6.). V procentuálním vyjádření to znamená, že u 80% pacientů měla reflexní terapie vliv na jejich posturální chování. U zbylých 20% pacientů nedošlo k projevu odezvy do takové míry, aby byla hodnotitelná.

Posturální systém je stále aktivní jako celek a v rámci jeho jednotlivých složek existují určitá konstantní funkční spojení. Oslovení z periferie vyvolá vstupní signál, který má odezvu vždy v celé soustavě, ale programově různě diferencovanou. Na základě výsledků měření předpokládáme, že aplikací reflexní terapie se zlepšilo přednastavení atitudy a tím došlo k ovlivnění posturálního nastavení. Následné reakce na zevní podněty tak probíhaly odlišně než před provedením terapie.

Ve studii Williams et al. (2005) a Beynon et al (2001) byly sledovány hodnoty exkurze COG ve stožení na 1 končetině mezi skupinou zdravých probandů a pacientů s distorzi hlezna. Tato měření neodhalila žádné rozdíly v posturální kontrole mezi

oběma skupinami. Stejně jako Baier and Hopf (1998) ani oni ve své studii neprokázali signifikantní rozdíly mezi 22 pacienty s funkční instabilitou hlezna a 22 zdravými probandy během stoje na jedné dolní končetině.

K naprosto odlišným výsledkům došli ve své studii Konradsen and Ravn (1991), kteří zaznamenali signifikantní poškození posturální stability u pacientů s funkční instabilitou hlezenního kloubu. Data byla použita z měření průměrných vzdáleností pozice COP. Tropp a Odenric (1988) zkoumali kinematiku kyčelního a hlezenního kloubu ve stoji na 1 končetině s otevřenými očima. Soubor tvořil 15 pacientů s funkční instabilitou hlezna a 15 zdravých probandů. Zaměřili se na horizontální pozici bérce, spinu iliacu anterior superior a manubrium sterni ve frontální rovině. Došli k závěru, že se významně zvětšily exkurze COP a že u pacientů s instabilitou hlezna byl větší náznak použití kyčelní strategie k vyrovnání posturálních výchylek. Jejich studie se soustředila na jednorázové měření. V našem projektu jsme zkoumali změnu v rámci určitého časového úseku. Stejně jako Konradsen a Ravn, Tropp a Odenric došli k závěrům, že posturální kontrola je po prodělání funkční instability do jisté míry porušena, tak i naše závěry hodnotíme jako statisticky významné díky provedeným testům. Můžeme tedy říci, že aplikací reflexní terapie jsme pozitivně ovlivnili 80% pacientů s poraněním hlezenního kloubu.

Dalším parametrem US Testu, kterým jsme hodnotili posturální chování pacientů po distorzi hlezna, byla hodnota Sway Velocity, postižené končetiny, při zavřených očích a 1. pokusu ve stoji na 1 končetině.

Při hodnocení rychlosti posturálních výchylek byly ve výsledcích hypotézy  $H_02$  zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . U 17 z 20 pacientů došlo ke zmenšení hodnot posturálních výchylek (viz. Příloha 7.). V procentuálním vyjádření to znamená, že u 85% pacientů se podařilo zlepšit jejich posturální chování. U zbylých 15% pacientů se nepodařilo oslovit jejich posturální systém, ba naopak, došlo u nich ke zhoršení výsledků. I s takovou odezvou na terapii je však nutno počítat. Ať už se jedná o výsledky v pozitivním či negativním smyslu, k ovlivnění stability dochází.

Perrin et al (1997) srovnával ve své studii 15 profesionálních hráčů basketbalu s již prodělaným traumatem hlezenního kloubu a kontrolní skupinu, kterou tvořilo 50 zdravých probandů. Jejich statické testování spočívalo ve stoji na obou končetinách, nejprve s otevřenými očima a poté se zavřenými očima na tenzorimetrické plošině.

Závislé veličiny (exkurze velikosti rychlosti a plochy) byly založeny na datech z COP. Byly zaznamenány významné rozdíly ve velikosti oblasti polohy COP mezi 2 skupinami, nebyly však nalezeny rozdíly ve velikosti rychlosti. Podobně i Lentell et al (1990) použil k vyšetření hodnocení stability srovnání stoje mezi zdravou skupinou probandů a pacientů s jednostrannou funkční instabilitou hlezna. Opět byl pokus prováděn s otevřenými a poté se zavřenými očima. Ačkoli u 45% pacientů došlo k symetrickému zatěžování, u 55% byly pozorovány deficity v posturální kontrole na nemocné dolní končetině. V obou studiích autoři srovnávali stranové rozdíly stability ať už ve stoji na jedné nebo dvou dolních končetinách. Terapie byla aplikována s předpokladem ovlivnění nastavení segmentu v pozitivním smyslu i v tak balanční poloze jako je stoj na jedné dolní končetině s vyřazením zrakové kontroly. Jak již bylo zmíněno, daného efektu se nám podařilo dosáhnout z 85% dle výsledků plynoucích z hypotézy  $H_02$ .

Z dalších testů pro objektivní hodnocení efektu terapie jsme použili MCT. Posuzuje efektivitu automatických posturálních reakcí během translace plošiny (posun plošiny horizontálně) v závislosti na směru a rychlosti translace. Hodnotili jsme parametr Latency - zpoždění reakce v milisekundách nejdříve při 1. podtrhu vzad, střední rychlostí. 1. podtrh byl zvolen z důvodu, aby nedošlo k adaptaci pacienta na daný podnět.

Při hodnocení parametru velikosti rychlosti reakce na translaci plošiny vzad byly v hypotéze  $H_03$  zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . U 15 z 20 pacientů došlo ke zvětšení hodnot Latence a u 5 pacientů se hodnoty nezměnily (viz. Příloha 8.). V procentuálním vyjádření to znamená, že u 75% pacientů se podařilo dosáhnout vyšších hodnot velikosti rychlosti než před provedením terapie. U zbylých 25% pacientů nedošlo k projevu odezvy do takové míry, aby byla hodnotitelná.

Naším předpokladem bylo, že u pacientů vyvoláme rychlejší odpověď na translaci plošiny. To se nám však později nepodařilo potvrdit, neboť výsledky ukazují na zcela opačné hodnoty. Můžeme se domnívat, že během terapie došlo oslovením reflexní složky ke svalové relaxaci pacienta. Jedná se tedy o další efekt, který terapie přináší - svalovou relaxaci.

Studii, ve které autoři podobně zkoumali pohyby plošiny, byli Isakov and Mizrahi (1997). Těm se ovšem podařilo chybně poukázat na oboustranné rozdíly

u 8 gymnastů s opakujícími se zraněními v oblasti hlezna. Použili průměrné hodnoty amplitud z pohybující se plošiny směrem antero-posteriorně a medio-laterálně. Aby byl test kompletní, provedli jej jak při otevřených tak i při zavřených očích.

Další test, který byl použit v naší studii, byl stejně jako v předchozím případě Motor Control Test, parametr Latency, ale tentokrát posun plošiny vpřed. Opět jsme se snažili využít prvotní minimální adaptace pacienta na podtrh, a proto byla hodnocena 1. reakce.

V numerickém hodnocení jsme dosáhli stejných výsledků jako v předchozím případě. Při hodnocení daného parametru byly v hypotéze  $H_04$  zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . U 15 z 20 pacientů došlo ke zvětšení hodnot Latence a u 5 pacientů se hodnoty nezměnily (viz. Příloha 9.). V procentuálním vyjádření to znamená, že u 75% pacientů se podařilo terapií dosáhnout vyšších hodnot velikosti rychlosti reakce než před aplikací terapie. U zbylých 25% pacientů nedošlo k projevu odezvy do takové míry, aby byla hodnotitelná. Rychlost jejich reakce na podtrh plošiny tak zůstala nezměněna.

Díky vstupním datům pro parametr Latency došlo mnohem více ke zvětšení průměrných hodnot před i po terapii u reakce na podtrh vzad. Jeví se tak náročnější translace plošiny vzad než- li vpřed pro pacienty s distorzí hlezna. Nemůžeme se opírat v naší práci o žádné studie, které by se zabývali danou terapií, popřípadě zkoumali reakce posturální stability na již zmíněné podtrhy u pacientů s instabilitou hlezna.

Další z testů, který jsme použili pro objektivní hodnocení posturální stability po aplikaci kombinací reflexní terapie a akupunktury u pacientů po distorzi hlezna byl ADT Toes UP. Hodnotí schopnost reakce a adaptace vyšetřovaného na předem definovaný podnět. Hodnotí schopnost pacienta reagovat na horizontální pohyb plošiny. Data jsme použili z 5. pokusu pro vyhodnocení síly generované pacientem pro minimalizaci anteroposteriorních vychylek.

Při hodnocení parametru Sway na rotační pohyb plošiny byly v hypotéze  $H_05$  zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . U 18 z 20 pacientů došlo ke zmenšení hodnot Sway a u 2 pacientů zůstaly hodnoty nezměněny (viz. Příloha 10.). V procentuálním vyjádření to znamená, že u 90% pacientů se nám podařilo ovlivnit a zlepšit reakce pro minimalizaci vychylek než před provedením terapie. U zbylých 10% pacientů opět nedošlo k projevu odezvy do takové míry, aby byla hodnotitelná.

Stabilizační mechanismus během vzpřímeného stoje spočívá na opěrné stabilizační funkci dolních končetin a stabilizační schopnosti páteře. Bipední stoj je zvláštním typem statické polohy a stejně jako bipední lokomoce přináší výhody. Je však třeba si uvědomit, že klade mnohem větší nároky na stabilitu, než-li například kvadrupední poloha či lokomoce. Aby nedocházelo k destabilizaci nebo pádu při změně pohybu, musí při znovunabytí rovnováhy působit silové dvojice v (agonista a antagonist) v harmonii. Terapií se snažíme docílit ovlivnění distálních segmentů tak, aby pracovali v co nejlepší koaktivaci a zároveň tím poskytly vhodnou základnu pro jakoukoli další mobilitu jednotlivých segmentů vůči sobě.

Posledním testem na tenzometrické plošině byl ADT Toes Down, 5. pokus.

Při hodnocení parametru Sway na rotační pohyb plošiny byly v hypotéze  $H_06$  zjištěny statisticky významné rozdíly na hladině statistické významnosti  $p < 0,05$ . U 17 z 20 pacientů došlo ke zmenšení hodnot Sway, u 2 pacientů zůstaly hodnoty stejné a u 1 pacienta došlo ke zhoršení hodnot (viz. Příloha 11.). V procentuálním vyjádření to znamená, že u 85% pacientů se nám podařilo dosáhnout zlepšení rekce pro minimalizaci výchylek než před provedením terapie. U 10% pacientů nedošlo vůbec ke změně jejich nynějšího posturálního nastavení a 5% pacientů dosáhlo negativních výsledků.

Díky vstupním datům pro parametr Sway byly průměrné hodnoty u testu adaptability směrem Toes Up mnohem větší jak před terapií tak i po ní. Jeví se tak náročnější klopení plošiny nahoru než- li dolů pro pacienty s distorzí hlezna.

## **5.2. Diskuze k hypotéze $H_07$**

Diskuzi k hypotéze  $H_07$  uvádím zvlášť, neboť se nejedná o parametry hodnotitelné přístrojovým testem, ale vychází z analýzy subjektivního pocitu bolesti pacienta.

Hypotéza  $H_07$  se zabývala hodnocením subjektivního pocitu bolesti jednotlivých pacientů dle Vizuální analogové škály a to před a po terapii. Žádnému z pacientů nebyla indikována analgetika k pravidelnému užívání. V době měření byli všichni pacienti bez analgetické léčby.

Ze zkušenosti je běžně známo, že bolest je činitelem, který omezuje pohyb a signalizuje možnost vzniku mikrotraumat. Na tento složitý fenomén je několik

názorů a teorií. Do značné míry se rozšířila teorie již zmíněných autorů Melzacka a Palla – „vrátková“ teorie bolesti. Podle ní je však možno snížit bolest i pohybem, provokujícím aktivitu tlustých proprioceptivních vláken přivírajících míšní vrátka, za předpokladu aktivace mimo zdroj nocicepce. Další možností je tvorba endorfinu při pracovní aktivitě.

Dle Véleho (2006) se podařilo dokázat dvojitě zaslepeným pokusem, že placebo má až ve 43% výrazný analgetický účinek při srovnání s analgetikem i u těžkých bolestí. Psychoterapie je proto vždy základní účinnou součástí léčby bolestivých motorických poruch. Pokud je pacient přesvědčen o účinku procedury, dočká se výsledku i kdyby použitá metodika neměla na léčenou poruchu žádný léčebný vliv.

Vizuální analogová škála bolesti (VAS) je jednoduchá a často používaná metoda pro posouzení intenzity bolesti (Carlsson, 1983). V našem výzkumu jsme využili škálu v rozpětí 0 až 10. Výsledky dosáhly hodnot statisticky významných na hladině statistické významnosti (viz Tabulka 14). Průměrně došlo ke snížení velikosti bolesti, klesla také hodnota mediánu (viz Tabulka 13). U žádného pacienta nedošlo ke zhoršení bolesti nebo jeho celkového zdravotního stavu.

Podobná studie, kdy byla porovnávána VAS bolesti u pacientů s distorzí hlezna před a po reflexní terapii nebyla zatím provedena. V Korei bylo však provedeno několik studií, na kterých se demonstroval účinek akupunktury. Jednalo se o syndrom zmrzlého ramene (Park and Lee, 1999), cervikokraniální syndromy (Lee and Kim, 1998), hernie disku bederní páteře (Kim and Choi, 1988). Kim et al. (2001) srovnával léčbu akupunkturou s léčbou trigger pointů u poranění hlezna. Jeho výsledky však nebyly statisticky významné.

Naším dílčím cílem bylo tedy zhodnotit, zda reflexní terapie ve spojení s akupunkturou přináší efekt v ústupu bolesti. Zvolená metoda ověření dle VAS názorně ukazuje na pozitivní efekt - ústup bolesti. Jako každá terapie v dobře zvoleném dávkování tak i reflexní terapie a její účinky by se mohly ještě lépe uplatnit při další a častější aplikaci.

### 5.3. Diskuze k metodice reflexní terapie a akupunktury

Použití reflexní terapie v kombinaci s akupunkturou se jeví jako velmi vhodná metoda k doplnění ucelené rehabilitace u pacientů po distorzi hlezna. Dle vyhodnocení jednotlivých výsledků posturografických testů došlo u pacientů po provedení terapie ke změně posturálního chování směrem k lepším hodnotám. V naší práci jsme se zaměřili na sledování jednorázového efektu, který se nám prokázal ihned po terapii. Jsme ale přesvědčeni, že častější a pravidelná aplikace této terapie by u pacientů jistě vyvolala mnohem výraznější změny v porovnání s výsledky před provedením terapie. Objektivizovat a statisticky vyhodnotit dlouhodobý efekt reflexní terapie a akupunktury je tak předmětem možnosti dalšího zkoumání.

Reflexní terapie je založena na podobném principu jako senzomotorická stimulace. V metodě jde v zásadě o ovlivnění pohybu a vyvolání reflexního svalového stahu v rámci určitého pohybového stereotypu facilitací několika základních struktur, a to proprioreceptorů, které se výrazněji podílejí na řízení zvláště stoje a vertikálního držení a dále na aktivaci spino-cerebello-vestibulárních drah a center podílejících se na regulaci stoje a provedení přesně adjustovaného a koordinovaného pohybu.

Z hlediska aferentace hrají vedle kožních receptorů roli pro regulaci správného držení především receptory plosky nohy a šjíjových svalů. Krátké okcipitální svaly jsou dokonce považovány za svaly rovnováhy. Receptory plosky nohy lze facilitovat několika způsoby, např. stimulací kožních receptorů a taky hlavně aktivací m. quadratus plantae s vytvořením zvýrazněné klenby nohy. Tato změna konfigurace vede ke změně postavení prakticky všech kloubů nohy a změněnému rozložení tlaku v kloubech, což příznivě ovlivňuje propriocitivní signalizaci (Haladová et al., 2003).

Reflexní terapií lze dále výrazně ovlivnit i činnost imunitního systému, lymfatického systému, látkové výměny, zmírnit či odstranit bolesti zad a krční páteře, je možno ji použít u řady běžných i chronických nemocí, zažívacích problémů, migrény, ale i při stresu. Masáž chodidla a mačkání reflexních plošek příznivě ovlivňuje i psychiku.

Jsou zde však i stinné stránky použití této techniky. Celkově trvá terapie 25 - 30 minut, což se může zdát i časově náročné. Stejně jako u každé terapie i zde může dojít k různým zdravotním komplikacím. Ve většině případů ale bývá terapie snášena velmi dobře. Aplikací akupunkturálních jehel dochází k porušení kožních vrstev, jedná se tedy



o invazivní metodu. Je proto nutné, aby ji vždy prováděl pouze lékař, nebo školený fyzioterapeut dle platných norem. Během aplikace naší terapie nedošlo u žádného z pacientů ke komplikacím ani ke zhoršení jeho zdravotního stavu.

Zmiňovali jsme fakt, že k porovnání účinků dané metody nám chybí dosavadní studie zaměřené na podobnou problematiku. Již citovaný Verhagen et al. (2004) ve své studii došel k závěru, že propioceptivní trénink je vhodný spíše u opakujících se zranění hlezenního kloubu a naopak kontraproduktivní u prodělaných zranění v oblasti kolene. Další studie, ale se zaměřením na použití ortéz v prevenci zranění hlezna provedli Garrick a Requa (1973), Sitler et al. (1994) a Surve et al. (1994). Sitler et al. (1994) prokázali 3 násobný pokles ve vzniku opakujících se zranění hlezenního kloubu mezi probandy používající ortézy a skupinou probandů bez použití ortéz. Surve et al. (1994) dokonce uvádí až 5 ti násobné snížení výskytu poranění hlezna u atletů s ortézami než u skupiny atletů, kteří ortézy nepoužívají. Aplikace ortéz i tapingu se tak jeví jako užitečná forma propioceptivního, mechanického a zároveň preventivního účinku před vznikem opakujících se zranění. Jejich používání má minimální vliv na snižování výkonu. Olmsted (2004) uvedl zajímavou studii s ohledem na náklady versus účinnost použití ochranného tapingu a ortéz v prevenci zranění hlezna. Použil data ze studií, která splňovala jistá kritéria a analyzoval je. V závěru uvádí, že je větší benefit tapingu a ortéz u atletů s již prodělaným zraněním hlezna, než u atletů bez historie zranění. Z hlediska cenové analýzy uvádí, že taping je 3x finančně náročnější než užití ortéz.

Během jakékoliv terapie musíme brát v úvahu fakt, že každý pacient je jedinečný a kolik je pacientů, tolik je i norem. Není tedy možné přistupovat s jedním měřítkem univerzálně ke všem pacientům. Ať už v terapii zvolíme propioceptivní trénink, balanční trénink, senzomotorickou stimulaci, fyzikální terapii nebo formy alternativní léčby, vždy přistupujeme k pacientovi s úmyslem zlepšení jeho dosavadního zdravotního stavu a také co možná největší míru aktivní spolupráce ze strany pacienta.

Každý pohyb je výsledkem řetězce reakcí, na jejichž počátku stojí procesy v našem vědomí a povědomí. To je důvod, proč prakticky nemůžeme oddělit pohyb od psychiky. Psychika je součástí motorické funkce a jejich vzájemného úzkého vztahu se využívá v oborech zabývajících se jak tělem, tak i duší.

U pacientů s funkčními poruchami pohybového systému zpravidla nacházíme i zvýšenou míru psychického napětí. Otázkou, na kterou se ne vždy podaří nalézt

odpověď, zůstává, zdali je tomu z důvodu probíhajícího bolestivého onemocnění či do jaké míry se psychická labilita podílela na vzniku funkční poruchy. Přesto však neustále platí fakt, že podaří-li se zlepšit duševní stav pacienta (motivací, relaxací, produkcí endorfinů v důsledku pohybové aktivity apod.), zvyšuje se pravděpodobnost úspěchu terapie (Vařeková, 2001). Reflexní terapie částečně ovlivňuje i tuto oblast. Díky ní jsme schopni na pacienta působit jak somatopsychicky tak i somatoviscerálně.

## ZÁVĚR

Již v úvodu jsme se zmínili, jak častá jsou poranění v oblasti hlezenního kloubu-konkrétně poranění vazivového aparátu. Nedostatečná diagnostika lékaře, popřípadě neadekvátní přístup k terapii ze strany pacienta, vede často ke vzniku chronických laterálních instabilit. Z hlediska terapie je vhodné do rehabilitačního plánu zařadit nejen proprioceptivní trénink, ale dále také zajistit, co možná největší počet aferentních vstupů do CNS, vedoucích k pozitivnímu ovlivnění a správnému nastavení atitudy. Její optimální nastavení je základním odrazovým můstkem pro jakoukoli další záměrnou aktivaci.

Jako netradiční formu terapie u distorze hlezna jsme se rozhodli použít a následně objektivizovat efekt kombinace reflexní terapie a použití akupunktury. Do našeho zkoumaného souboru bylo zařazeno 20 pacientů s jednoznačně prokázanou distorzi hlezenního kloubu. Prvotní měření proběhlo v rámci testů na posturografické plošině před provedením terapie. Součástí objektivního hodnocení bylo i vyplnění ankety na zaměřenou problematiku. Po aplikaci terapie byli pacienti opět měřeni na plošině. Hlavním cílem bylo zjistit a zhodnotit efekt reflexní terapie na posturální chování pacientů po distozi hlezna. Dílčím cílem jsme si stanovili zhodnocení efektu reflexní terapie na subjektivní vnímání bolesti u pacientů po distorzi hlezna. K posouzení velikosti bolesti byla použita Vizuelní analogová škála (0 – 10). Naším předpokladem bylo, že vhodnou kombinací terapie, dosáhneme zlepšení pacientovy posturální stability během translace plošiny. Jak vyplývá z výsledků, naše předpoklady se potvrdily. Díky terapii došlo k ovlivnění senzorycké aference, propriocepce a ke zvýšení zpětnovazebných informací. Následkem je úprava pohybového programu. Nečekaným předpokladem, ke kterému jsme však došli, byla velikost Latence při MCT. Po terapii se její hodnota zvětšila a prodloužila se tak reakce na neočekávaný podnět. Danou odpověď považujeme za jistou relaxaci pacienta během terapie. Dalším předpokladem bylo, že prokážeme pozitivní efekt terapie u hodnocení bolesti. Můžeme se tedy vyjádřit k jednoznačnému pozitivnímu efektu reflexní terapie v kombinaci s akupunkturou u pacientů, kteří prodělali distorzi hlezna. K porovnání efektu naší terapie a podobnou volbou léčby v zahraničí nám však chybí dosavadní studie, které by se zaměřily na podobnou problematiku. V našich předpokladech tak vycházíme

ze všeobecných biomechanických poznatků týkajících se instability akra dolní končetiny a jeho úlohy při posturální kontrole.

## REFERENČNÍ SEZNAM

- AL- CHAMALI, G., C. *Plantární reflexologie*. 1. vyd. Olomouc: Fontána 2008. ISBN 978-80-7336-489-2.
- BAIER, M., HOPF, T. Ankle orthoses effect on single-limb standing balance athletes with functional Ankle instability. *Archive of Physiology Medicine and Rehabilitation*, 1998, č. 79. s. 939-944.
- BARTONÍČEK, J., HEŘT, J. *Základy klinické anatomie pohybového aparátu*. Praha: MAXDORF, 2004. ISBN 80-7345-017-8.
- BOBŮRKOVÁ, E. Důkaz: Akupunktura opravdu léčí. *Elektronický archiv deníku MF DNES*. [online]. Dostupné na URL: <<http://mfdnes.newtonit.cz/default.asp?cache=442669>> [cit. 2010-03-28].
- BOISEN, W.R., STAPLES, S., RUSSELL, S.W. Rezidua disability following acute ankle sprains. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1955, č. 37. s. 1237-1243.
- CARLSSON, A. M. Assesment of chronic pain: I. Aspect of the reliability and validity of the visual analogue scale [Abstract]. *Pain*. Vol. 16. 1983.
- DYLEVSKÝ, I. *Speciální kineziologie*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing 2009. ISBN 978-80-247-1648-0.
- DYLEVSKÝ, I., DRUGA, R., MRÁZKOVÁ, O. *Funkční anatomie člověka*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 2000. ISBN 80-7169-681-1.
- FREEMAN, M. A. R. Instability of the foot after injuries to the lateral ligament of the ankle. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 1965, č. 47. s. 669-677.
- GARRICK, J., G., REQUA, R., K. Role of external support in the prevention of ankle sprains. *American Journal of Sports medicine*, 1973. č. 5. s.200–203. ISSN 1552-3365
- GRAY, H. Anatomy of the humen body [online]. Dostupné na URL: <[http://www.kotvan.cz/images/stories/reflexni\\_zony\\_1.jpg](http://www.kotvan.cz/images/stories/reflexni_zony_1.jpg)> [cit. 2010-03-29].
- GROLICHOVÁ, J., MAYER, M., ELFMARK, M., JANURA, J. Některé rovnovážné kontroly vzpřímeného stoje fixací krční páteře- posturografická

studie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2000, č. 4. s. 149-154. ISSN 1211-2658.

- HALADOVÁ, E. et al. *Léčebná tělesná výchova*. 2.vyd. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů., 2003. ISBN 80-7013-384-8.
- HAMIL, J., KNUTZEN, K., M. *Biomechanical basic of human movement*. Baltimore, 1995. ISBN 0-683-03863-X.
- HERTEL, J. Functional anatomy, Patomechanics and Pathophysiology of laterál ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 2002, č. 37. s. 364. ISSN 1062-6050.
- HEŘT, J., HNÍZDIL, J., KLENER, P. *Akupunktura mýty a realita*. 1.vyd. Praha: Galén 2002. ISBN 80-7262-167-X.
- HRAZDIRA, L., BERÁNKOVÁ, L., HANDL, M., FREI, R. Komplexní pohled na poranění hlezenního kloubu ve sportu. *Ortopedie*, 2008,č. 2. s. 267-275. ISSN 1802-1727.
- HUBBARD, T., J., HICKS-LITTLE, C.H.A. Ankle ligament healing after an acute ankle sprain: An evidence based approach. *Journal of Athletic Training*, 2008, č. 43. s. 523-529. ISSN 1062-6050.
- HUBBARD, T., J., KAMINSKI, T., W. Kinesthesia is not affected by functional ankle instability status. *Journal of Athletic Training*, 2002, č. 437. s. 481-486. ISSN 1062-6050.
- CHERNYAK, G., V., SASSLER, D., I. Perioperative acupuncture and related techniques. *Anesthesiology*, 2005. č. 102 (5). s. 1031-1078.
- ISAKOV, E., MIZRAHI, J. Is balance impaired by reccurent sprained ankle? *British Journal of Sports Medicine*, 1997, č. 31. s. 65-67.
- JANČA, J. *Reflexní terapie-tajemná řeč lidského těla*. 1.vyd. Praha: Eminent, 1991. ISBN 80-900176-1-4.
- KALVASOVÁ, E. Možnosti terapeutického řešení laterálních instabilit ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2009, č. 3. s. 87-95. ISSN 1211-2658.
- KIM, Y.,I. KIM, Y., H. LEE, H. LEE, B., R. Clinical comparison studies on 26 cases of patient with ankle sprain with acupuncture treatment group and

trigger point treatment group. *Journal of KeroaAcupuncture Society*, 2001, č.18. s.50–9.

- KIM, J., K. CHOI, Y.,T. Clinical study on the effect of acupuncture treatment for herniation on lumbar intervertebral disc. *Kyunghee Medicine*, 1988; č.4. s. 425–31.
- KOLÁŘ, P. Senzomotorická podstata posturálních funkcí jako základ pro nové přístupy ve fyzioterapii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 1998, č. 4. s. 142-147. ISSN 1211-2658
- KONRADSEN, L., RAVN, J., B. Prolonged peroneal reaction time in Antle instability. *International Journal of Sports Medicine*, 1991, č. 12. s. 290-292.
- KOTRÁNYIOVÁ, E. Význam laterálních ligament hlezna. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2007, č. 3. s. 122-129. ISSN 1211-2658.
- KOTVAN, Z.. Reflexní zóny chodidel. [online]. Dostupné na URL: <[http://www.kotvan.cz/images/stories/reflexni\\_zony\\_1.jpg](http://www.kotvan.cz/images/stories/reflexni_zony_1.jpg) > [cit. 2010-03-29].
- KRÁLÍČEK, P. *Úvod do speciální neurofyziologie*. Praha: Karolinum 2002. ISBN 80-246-0350-0.
- LATASH, M. *Neurophysiological basis of movement*. 1. vyd. Champaign: Human Kinetics, Pennsylvania State University, 1998. ISBN 0-88011-756-7.
- LEE, S.,Y. KIM, J., H. The clinical observation of patient with headache treated by trigger point acupuncture therapy. *Journal of Oriental Pediatric Society*, 1998, č.12. s. 133–43.
- LENTELL, G., L., KATZMANL.,L., WALTERS, M., R. The relationship between muscle function and ankle instability. *Journal of Orthopaedic and Sports Physiotherapy*, 1990. č. 11. s. 605-611.
- LEWIT, K. Vztah struktury a funkce v pohybové soustavě. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2000, č. 3. s. 99-101. ISSN 1211-2658.
- MARQUARDTOVÁ, H. *Praktická učebnice terapie reflexních zón na noze*. 6.vyd. Olomouc: Poznání 2009. ISBN 978-80-86606-81-1.
- MATTACOLA, C., G., DWYER, M., K. Rehabilitation of the ankle after acute sprain or chronic instability. *Journal of Athletic Training*, 2002, č. 37. s. 413-425. ISSN 1062-6050.
- McKEON, P., HERTEL, J. Systematic review of postural kontrol and Lateral Antle instability, Part I: Can deficits be detected with instrumented destiny?

*Journal of Athletic Training*, 2008, č. 3. s. 293-304. ISSN 1062-6050.

- OLMSTED, E., C., DENEGAR, C., R., et al. Prophylactic ankle taping and bracing: a numbers - needed - to treat and cost – benefit analysis. *Journal of Athletic Training*, 2004, č. 39. s. 95 - 100. ISSN 1062-6050.
- PARK, S.Y, LEE, B. R. A clinical observation for the patients who are taken by frozen shoulder with the physical exercise problem. *Journal of Korea Acupuncture Society*, 1999; 4.16. s. 17–25.
- PAVLŮ, D., NOVOSADOVÁ, K. Příspěvek k objektivizaci účinku „metodiky senzomotorické stimulace dle Jandy a Vávrové“ se zřetelem tzv. Evidence Based Practice. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, No. 4 ISSN 1211-2658.
- PERRIN, M., BENE M., C., PERRIN, C., A., DURUPT, D. Ankle trauma significantly impairs postural control. A study in basketball players and controls. *International Journal of Sports Medicine*, 1997, č. 18. s. 387-392.
- SAMMARCO, G., J. *Rehabilitation of the foot and Ankle*. Mosby, 1995. ISBN 0-8016-7771-8.
- SHUMWAY, A, WOOLACOT, M., H. *Motor kontrol Tudory and practical applications*. Williams&Wilkins, 2001. ISBN 0-683-30643-Y.
- SITLER, M., R., RYAN, J., WHEELER, B. The efficacy of a semirigid ankle stabilizer to reduce acute ankle injuries in basketball: a randomized clinical study at West Point. *American Journal of Sports Medicine*, 1994. č. 22. s. 454-461.
- SODERBERG, G., L. *Kinesiology – application to pathological morión*. Williams&Wilkins, 1997. ISBN 0- 68307851-8.
- STONE, K., R. *The Ankle point. The Stone Clinic*. San Francisco, 1996.
- SURVE I., SCHWELLNUS, M.,P., NOAKES, T., LOMBARD, C. . A fivefold reduction in the incidence of recurrent ankle sprains in soccer players using the Sport-Stirrup orthosis. *The American Journal of Sports Medicíně*, 1994. č. 22. s. 601-606. ISSN 1552-3365.
- TROP, H., ASKLING, C., GILLQUIS, J. Prevention of ankle sprains. *The American Journal of Sports Medicine*, 1985, č.13. s. 259-262. ISSN 1552-3365
- TROPP, H., ODENRIC, P. Postural control in single-limb stance. *Journal of OrthopaedicResearch*, 1988, č.6. s. 833-839.



- VAŘEKA, I., DVORÁK, R. Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 1. s. 33-37. ISSN 1211-2658.
- VAŘEKA, I. Posturální stabilita (I. část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2002, No. 4. ISSN 1211-2658
- VAŘEKOVÁ, J. Skupinová fyzioterapie (možnosti využití skupinové edukace v léčebné rehabilitaci). *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 2001, č. 2. s. 57-61. ISSN 1211-2658.
- VÉLE, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-71841005.
- VÉLE, F. *Kineziologie pro klinickou praxi*. 1. vyd. Praha: Grada Publishing, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
- VÉLE, F. *Kineziologie. Přehled klinické kineziologie patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy*. 2.rozšířené a přepracované vyd. Praha : Triton 2006. ISBN 80-7254-837-9.
- VERHAGEN, E, van der BEEK, A, TWISK, J. et al. The effect of proprioceptive training balance board training program for the prevention of ankle sprains: a prospective controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 2004. č. 32. s. 1385-1393. ISSN 1552-3365.
- Anonym. [online] [cit. 2010-02-22]. URL: <<http://www.onbalance.com>>. Anonym. Computerized Dynamic Posturography Protocols. Setting the Standarts in Balance and Mobility [online] [cit. 2010-02-22]. URL: <<http://www.resourcesonbalance.com/neurocom/protocols/motorImpairment.asp>>.

## **SEZNAM VYBRANÝCH ZKRATEK**

- ADT - Adaptation test
- COP - center of pressure
- CNS - centrální nervová soustava
- DKK - dolní končetina
- HKK - horní končetina
- Lig. - ligamentum
- M. - musculus
- MCT - Motor control test
- Mm. - Musculi
- US - Unilateral stance
- VAS - Vizuální analogová škála bolesti

## **SEZNAM PŘÍLOH**

**Příloha 1. Vazy laterální strany hlezenního kloubu.**

**Příloha 2. Informovaný souhlas pacienta.**

**Příloha 3. Anamnestické údaje a kineziofický rozbor**

**Příloha 4. Přehled výsledků kineziofického rozboru**

**Příloha 5. Anketa na dotazovanou problematiku**

**Příloha 6. Grafické znázornění hodnoty SV US EO test před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

**Příloha 7. Grafické znázornění hodnot SV US EC test před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

**Příloha 8. Grafické znázornění hodnot Latence u MCT MB před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

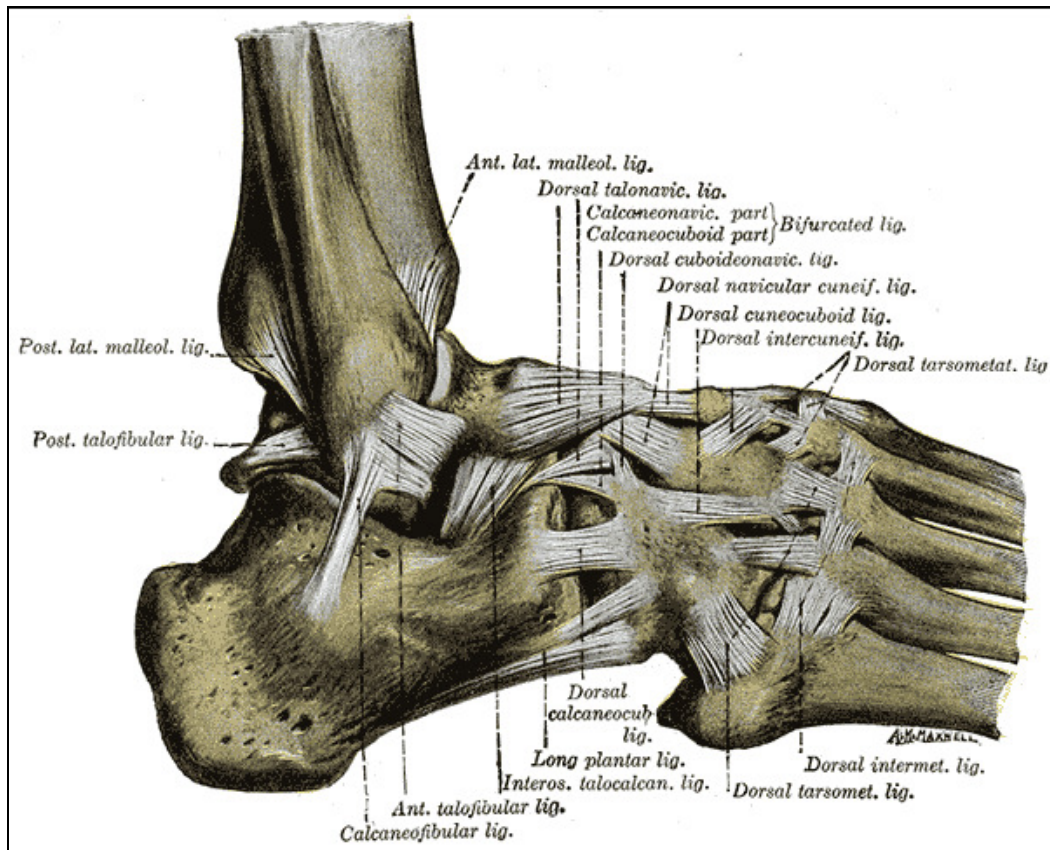
**Příloha 9. Grafické znázornění hodnot Latence u MCT MF před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů**

**Příloha 10. Grafické znázornění hodnot Sway u ADT TU před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

**Příloha 11. Grafické znázornění hodnot Sway u ADT TD před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

Příloha 1.

Obrázek 1. Vazy laterální strany hlezenního kloubu  
( <http://www.bartleby.com/107/illus355.html> )



## **Příloha 2**

### **Obrázek 2. Informovaný souhlas pacienta.**

<p style="text-align: center;"><b>Univerzita Palackého v Olomouci</b> Fakulta zdravotnických věd Klinika rehabilitačního a tělovýchovného lékařství Tř. Svobody 8 77126 Olomouc</p> <p style="text-align: center;"><b>Poučení a souhlas klienta</b></p> <p>Klient ..... souhlasí s provedením diagnostického vyšetření a měření pro účely výzkumu na FZV UP v Olomouci.</p> <p>Byl/a jsem srozumitelně seznámen/a s průběhem vyšetření a měření. Souhlasím s jeho provedením, nahlédnutím do mé zdravotnické dokumentace v rozsahu nezbytně nutném, anonymním použitím získaných údajů s respektováním pravidel ochrany osobních dat.</p> <p>V Olomouci dne.....podpis klienta.....</p>
---

### Příloha 3

#### Tabulka 1 Anamnestické údaje kineziologický rozbor.

ANAMNESTICKÉ ÚDAJE:	
Jméno pacienta.....	
Pohlaví.....Rok narození.....	
Osobní anamnéza.....	
Pracovní anamnéza.....	
Lateralizace postižení.....	
Typ fixace.....Doba fixace.....	
KINEZIOLOGICKÝ ROZBOR:	
Goniometrie:	
Před terapií:	Po terapii:
PF/DF	PF/DF
PDK	PDK
LDK	LDK
Vyšetření cití (u postižené končetiny):	
Před terapií:	Po terapii:
1) povrchové ( analgezie (0), hypestezie (-), normostezie (N), hyperstezie (+) Planta nohy / dorzum nohy.....	
2) hluboké - vibrační (ladička 128 Hz) medialní / laterální kotník	
1. metatarz / 5. metatarz.....	
polohocit – v prstech / v hleznu.....	
pohybovit ( s vyřazením zrakové kontroly).....	

## Příloha 4

### Tabulka 2 Přehled výsledků kineziologického rozboru

	Před terapií Postižená	Po terapii Postižená	Před terapií Postižená			
Pacient	PF/DF	PF/DF	taktilní čítí	vibrační čítí	polohocit	Pohybocit
1	30/15	30/20	N	6/8	N	N
2	40/15	40/15	N	6/8	N	N
3	40/15	40/20	N	7/8	N	N
4	40/15	40/20	N	8/8	N	N
5	15/15	20/15	N	7/8	N	N
6	20/15	20/20	N	6/8	N	N
7	20/15	20/15	N	6/8	N	N
8	40/15	40/15	N	7/8	N	N
9	30/15	30/20	N	6/8	N	N
10	30/15	30/15	N	6/8	N	N
11	20/10	20/15	N	6/8	N	N
12	30/15	30/20	N	7/8	N	N
13	40/15	40/15	N	8/8	N	N
14	20/15	20/20	N	6/8	N	N
15	30/15	30/15	N	7/8	N	N
16	20/15	20/15	N	6/8	N	N
17	30/10	30/15	N	7/8	N	N
18	40/15	40/15	N	7/8	N	N
19	30/15	30/15	N	7/8	N	N
20	30/15	30/20	N	6/8	N	N

#### Legenda (Tabulka 2)

DF- dorzální flexe, PF- plantární flexe, N-neporušeno.

	Po terapií Postižená			
Pacient	taktilní čítí	vibrační čítí	polohocit	Pohybocit
1	N	7/8	N	N
2	N	6/8	N	N
3	N	7/8	N	N
4	N	8/8	N	N
5	N	7/8	N	N
6	N	6/8	N	N
7	N	7/8	N	N
8	N	7/8	N	N
9	N	6/8	N	N
10	N	7/8	N	N
11	N	6/8	N	N
12	N	7/8	N	N
13	N	8/8	N	N
14	N	6/8	N	N
15	N	7/8	N	N
16	N	6/8	N	N
17	N	7/8	N	N
18	N	8/8	N	N
19	N	7/8	N	N
20	N	6/8	N	N

**Legenda (Tabulka 2)**

N- neporušeno.



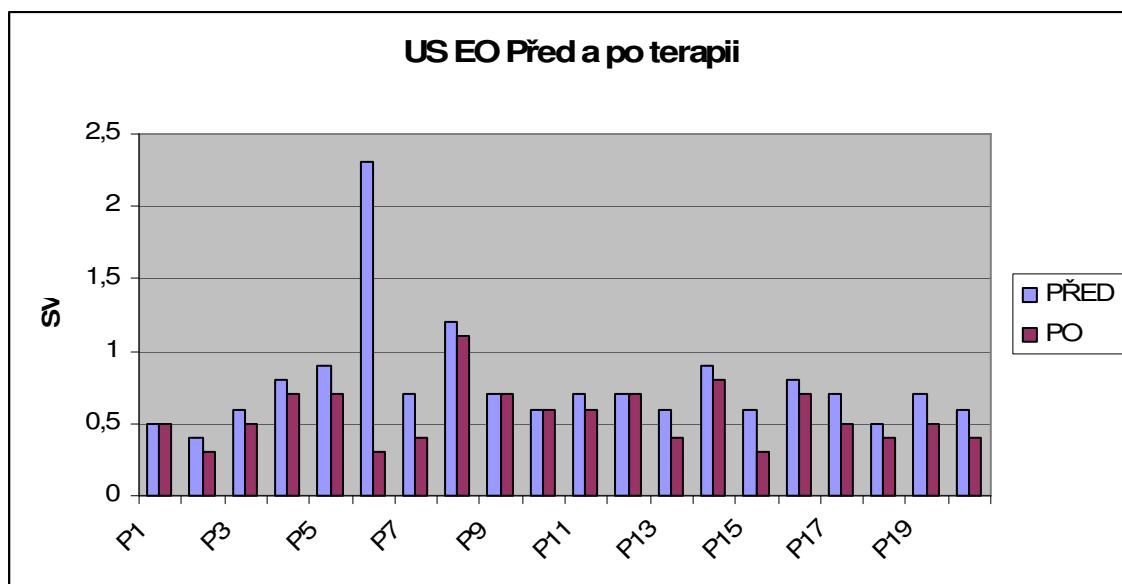
## Příloha 5

### Tabulka 3. Anketa na dotazovanou problematiku.

	Před terapií	Po terapii
1) Instabilita hlezna		
a) Bez pocitu „podklesnutí“- nejistoty v hleznu		
b) Občas pocit „podlesnutí“- nejistoty v hleznu		
c) Neustálý pocit „podklesnutí“- nejistoty v hleznu		
2) Použití opěrných pomůcek při chůzi (berle, ortézy)		
a) Bez použití opěrných pomůcek		
b) Pomůcky nutné v náročnějším terénu		
c) Pomůcky nutné i po rovině a na kratší vzdálenost.		
3) Otok		
a) Bez otoku v oblasti hlezna		
b) Po delší fyzické aktivitě a námaze		
c) Otok hlezna přetrvává pořád i v klidu		
4) Zarudnutí		
a) Bez známek zarudnutí hlezna		
b) Po delší fyzické aktivitě a námaze		
c) Zarudnutí hlezna přetrvává pořád i v klidu		

**Příloha 6. Grafické znázornění hodnot SV US EO test před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

**Graf 1.** Hodnoty SV US EO test před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů .

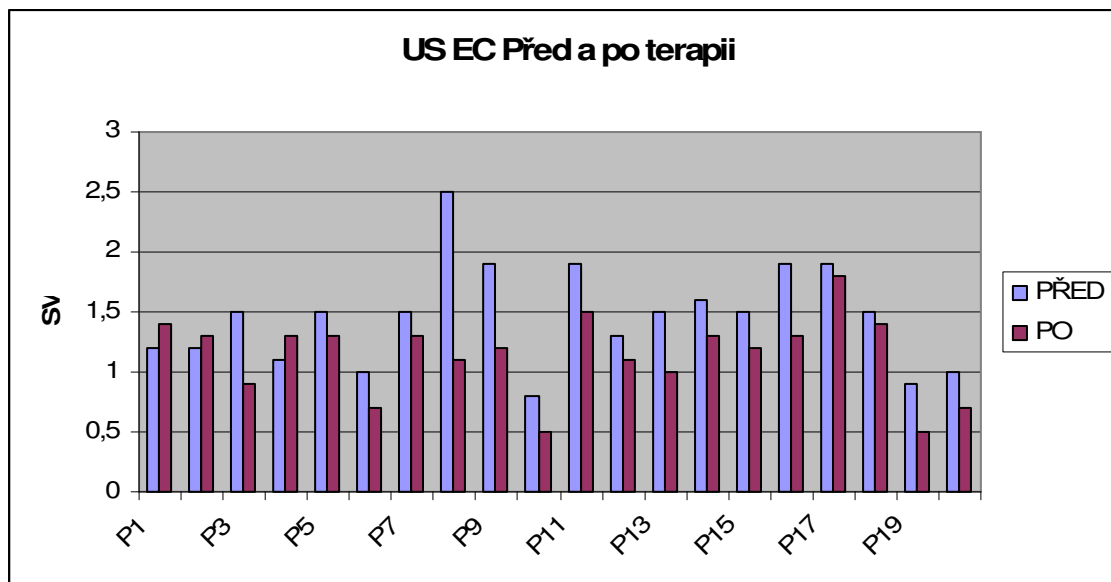


**Legenda (Graf 1):**

US EO Před/Po- Unilateral stance Eyes Open před a po terapii, SV- Sway Velocity, P-pacient.

**Příloha 7. Grafické znázornění hodnot SV US EC test před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

**Graf 2.** Hodnoty SV US EC test před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.

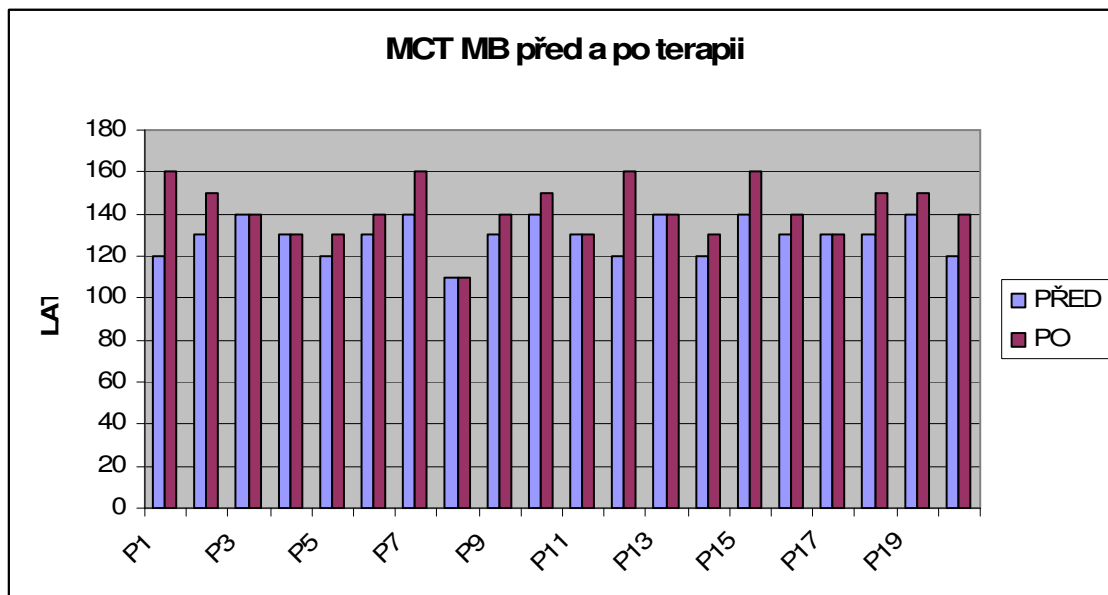


**Legenda (Graf 2):**

US EC Před/Po- Unilateral stance Eyes Closed před a po terapii, SV- sway velocity, P-pacient

**Příloha 8. Grafické znázornění hodnot Latence u MCT MB před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

**Graf 3.** Hodnoty Latence před a po terapii při podtrhu vzad u jednotlivých pacientů.

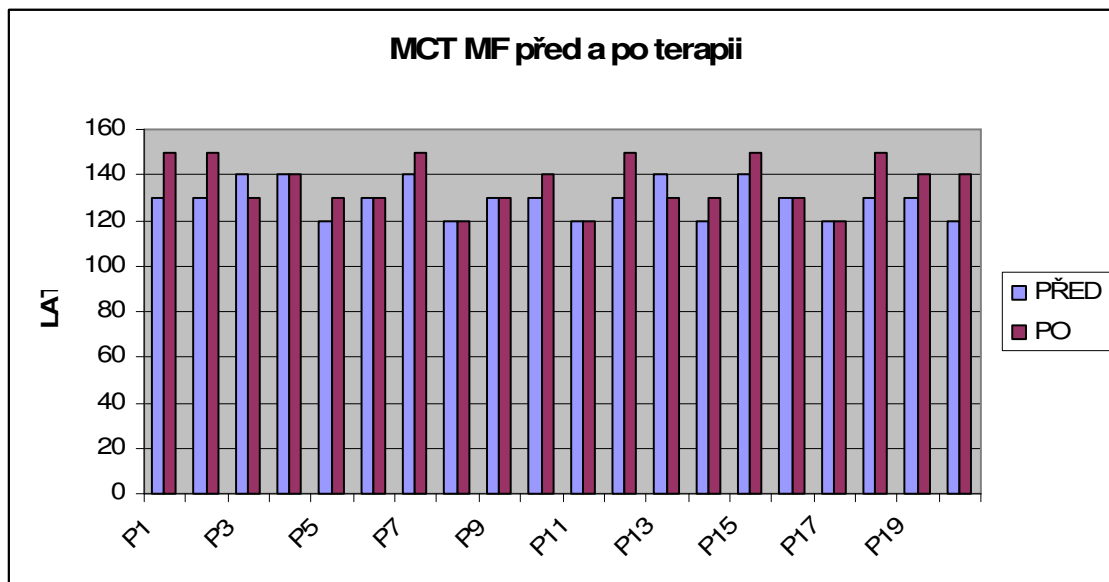


**Legenda (Graf 3):**

MCT- Motor Control Test, MB před/po-medium backward před a po provedení terapie, LAT (msec)-latency, P-pacient.

**Příloha 9. Grafické znázornění hodnot Latence u MCT MF před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů.**

**Graf 4.** Hodnoty Latence před a po terapii při podtrhu vpřed u jednotlivých pacientů.

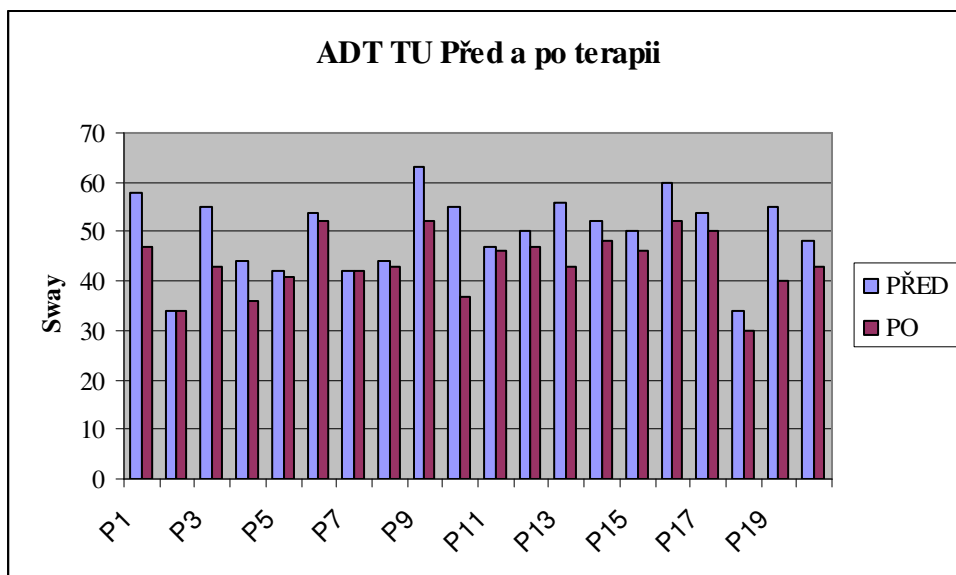


**Legenda (Graf 4):**

MCT- Motor Kontrol Test, MF před/po-medium forward před a po provedení terapie, LAT (msec)-latency, P-pacient.

**Příloha 10. Grafické znázornění hodnoty Sway u ADT TU před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů**

**Graf 5.** Hodnoty Sway ADT TU před a po terapii u jednotlivých pacientů.

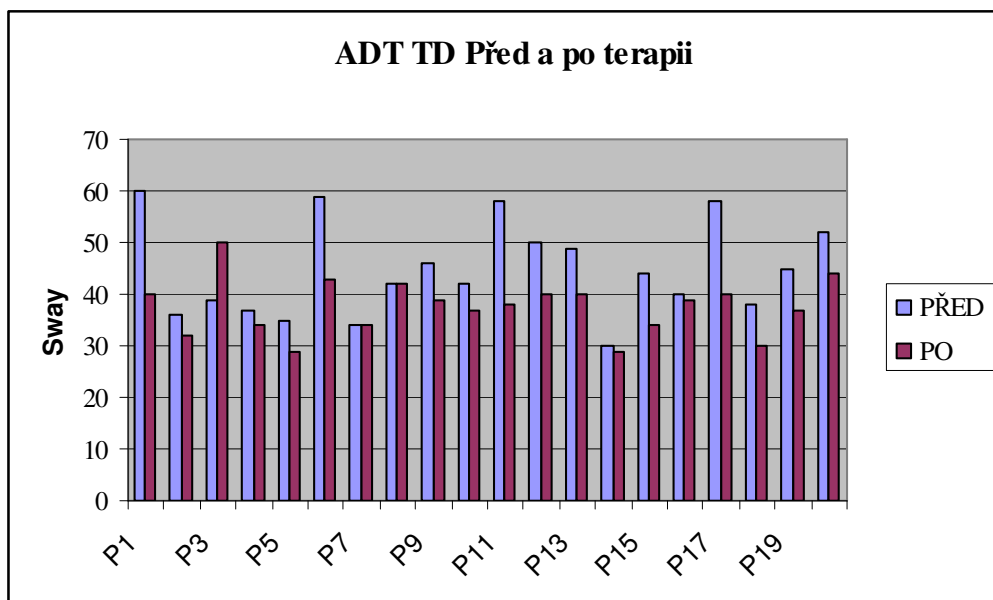


**Legenda (Graf 5):**

ADT TU Před/Po- Adaptation test Toes Up před a po terapii, p-pacient.

**Příloha 11. Grafické znázornění hodnoty Sway u ADT TD před a po provedení terapie u jednotlivých pacientů**

**Graf 6.** Hodnoty Sway ADT TD před a po terapii u jednotlivých pacientů.



**Legenda (Graf 6):**

ADT TD Před/Po- Adaptation test Toes Down před a po terapii, P-pacient.