



UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
3. LÉKAŘSKÁ FAKULTA



Klinika rehabilitačního lékařství

Vít Kubias

**Objektivizace vlivu spirální stabilizace
na nožní klenbu**

*Verification of the effect of spiral
stabilisation on plantar arch*

bakalářská práce

Praha, 2010

Autor práce: Vít Kubias

Studijní program: Fyzioterapie

Bakalářský studijní obor: Specializace ve zdravotnictví

Vedoucí práce: MUDr. Richard Smíšek

Pracoviště vedoucího práce:

Na Úbočí 10, 182 00 Praha 8

Datum a rok obhajoby:

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem předkládanou práci zpracoval samostatně a použil jen uvedené prameny a literaturu. Současně dávám svolení k tomu, aby byla tato bakalářská práce používána ke studijním účelům.

V Praze dne

Vít Kubias

Poděkování

Děkuji MUDr. Richardu Smíškovi za odborné vedení mé bakalářské práce. Děkuji Mgr. Pavlu Fuksovi, Olze Štastné, DiS. a Mgr. Františku Vaňousovi z kliniky Centrum léčby pohybového aparátu, s.r.o, že mi umožnili realizovat měření na baropodometru. Děkuji Ing. Jiřímu Táborskému za ochotu mi pomoci. Děkuji všem dobrovolníkům, kteří se zúčastnili studie, za vytrvalost při cvičení. Děkuji své rodině a přítelkyni za podporu.

Obsah

| | |
|---|-----------|
| ÚVOD | 7 |
| 1. NOHA..... | 8 |
| 1.1 <i>Anatomická stavba nohy</i> | 8 |
| 1.1.1 <i>Kloubní spojení</i> | 8 |
| 1.1.2 <i>Svaly nohy</i> | 9 |
| 1.1.3 <i>Klenby nohy</i> | 10 |
| 1.1.4 <i>Udržování nožní klenby</i> | 10 |
| 1.2 <i>Rozsahy pohybů v kloubech nohy.....</i> | 11 |
| 1.3 <i>Funkce nohy.....</i> | 12 |
| 2. HRUBÁ MOTORIKA | 14 |
| 2.1 <i>Stoj.....</i> | 15 |
| 2.2 <i>Chůze.....</i> | 16 |
| 2.2.1 <i>Cyklus chůze</i> | 16 |
| 2.2.2 <i>Jednotlivé fáze krokového cyklu</i> | 17 |
| 2.3 <i>Reakční síly podložky.....</i> | 21 |
| 2.3.1 <i>Plantární distribuce tlaků ve stoji</i> | 22 |
| 2.3.2 <i>Plantární distribuce tlaků při chůzi.....</i> | 22 |
| 2.4 <i>Poruchy klenby nožní.....</i> | 23 |
| 3. METODIKA SM-SYSTÉM..... | 24 |
| 3.1 <i>Vertikální stabilizace.....</i> | 24 |
| 3.2 <i>Spirální stabilizace</i> | 25 |
| 3.2.1 <i>Rozvoj spirální stabilizace během motor. vývoje.....</i> | 29 |
| 3.2.2 <i>Spirální stabilizace v průběhu krokového cyklu</i> | 29 |
| 3.2.3 <i>Stav při poruše spirální stabilizace</i> | 30 |
| 3.3 <i>Terapeutický koncept</i> | 31 |
| 3.3.1 <i>Obecné zásady cvičení.....</i> | 31 |
| 3.3.2 <i>Indikace pro léčbu metodou SM-systém.....</i> | 32 |
| 4. PRAKTICKÁ ČÁST | 33 |
| 4.1 <i>Baropodometrie</i> | 33 |
| 4.1.1 <i>Vývoj digitální baropodometrie</i> | 33 |
| 4.1.2 <i>Popis použitého přístroje.....</i> | 33 |
| 4.1.3 <i>Statický test.....</i> | 34 |
| 4.1.4 <i>Dynamický test.....</i> | 34 |
| 4.1.5 <i>Geometrie chodidla</i> | 35 |
| 4.1.6 <i>Využití digitální baropodometrie.....</i> | 35 |
| 4.2 <i>Základní cvičební sestava metody SM-systém.....</i> | 35 |
| 4.3 <i>Hypotézy</i> | 38 |
| 4.4 <i>Postup práce</i> | 38 |
| 4.4.1 <i>Fáze I – Vstupní vyšetření.....</i> | 38 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 4.4.2 | Fáze II..... | 39 |
| 4.4.3 | Fáze III – Výstupní vyšetření..... | 40 |
| 4.4.4 | Fáze IV – Vyhodnocování výsledků..... | 40 |
| 4.5 | Charakteristika výzkumného souboru | 40 |
| 4.6 | Charakteristika kontrolního souboru | 41 |
| 4.7 | Výsledky | 41 |
| 4.7.1 | Vyhodnocení výsledků statických testů | 44 |
| 4.7.2 | Vyhodnocení výsledků dynamických testů | 45 |
| 5. | DISKUZE..... | 47 |
| | ZÁVĚR..... | 49 |
| | SOUHRN..... | 50 |
| | SUMMARY | 51 |
| | SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY..... | 52 |
| | SEZNAM PŘÍLOH | 54 |
| | PŘÍLOHY | 55 |

Úvod

Během mého studia fyzioterapie jsem se začal zajímat o problematiku svalových zřetězení. Absolvoval jsem již několik kurzů metody SM-systém, která se zabývá spirálními svalovými řetězci. Tyto řetězce obtáčejí trup a mají vliv nejen na osový orgán, ale i na aktivní držení nožní klenby při chůzi. Vlivem sedavého způsobu života dochází k poruše činnosti těchto zřetězení s mnoha různými důsledky. Znovuzačleněním spirální stabilizace do přirozeného pohybu ovlivníme postavení osového orgánu i výšku nožní klenby. Na klenbu nožní je tedy třeba pohlížet jako na funkci celotělovou a ne jen místní.

Teoretická část této práce pojednává o anatomii a kineziologii nohy, funkci nohy při chůzi a popisuje také teoretické základy metody SM-systém. Praktická část práce obsahuje studii, jejímž cílem bylo ověřit vliv metody SM-systém na nožní klenbu.

1. Noha

1.1 Anatomická stavba nohy

Distálním článkem dolní končetiny je noha. Noha má základní uspořádání stejné jako ruka, ale vzhledem ke své funkci při vzpřímeném stoji a chůzi jsou přítomny četné stavební a funkční rozdíly. (Dylevský) Její kostní struktura je komplikovaná. Skládá se z 26 kostí, z toho 7 tarzálních kostí (talus, calcaneus, os naviculare, os cuboideum, ossa cuneiformia I,II,III), 5 metatarzů a 14 falang.(Véle)

1.1.1 Kloubní spojení

Výše uvedené kosti nohy mají mezi sebou četná kloubní spojení:

Articulatio talocruralis (horní kloub hlezenní) je kloubem složeným. Spojuje kosti bérce (tibii a fibulu) a talus. Hlavici kloubu tvoří trochlea tali, jamka je tvořena tibií a fibulou. (Čihák)

Articulatio subtalaris (dolní zánártní kloub) je funkční jednotka na spodní straně hlezenní kosti a na horní ploše patní kosti. Subtalární kloub má dva oddíly, zadní a přední. (Dylevský) Zadní oddíl subtalárního kloubu je samostatný kulovitý kloub spojující talus a calcaneus, přední oddíl (*articulatio talocalcaneonavicularis*) spojuje talus, calcaneus a os naviculare.

Chopartův kloub je klinické označení pro kloubní linii, kterou tvoří talonavikulární štěrbina v tibiální části a art. calcaneocuboidea ve fibulární části. Celá kloubní linie je důležitá z hlediska pružnosti nohy a z hlediska chirurgických zákroků.(Čihák)

Lisfrankův kloub tvoří funkční jednotku, kloubní linii skládající se z *articulationes tarsometatarsales* a *articulationes intermetatarsales*.

Articulatio cuneonavicularis je systém kloubů mezi os naviculare a ossa cuneiformia, spojený se skloubením os cuneiforme laterale a os cuboideum. (Čihák)

Na noze dále popisujeme klouby metatarzophalangeální, spojující hlavice metatarsálních kostí s jamkami na proximálních částích prstců, a klouby interphalangeální, spojující jednotlivé články prstců.

Velmi četné artikulace mezi segmenty jsou zpevněny jednak kloubními pouzdry a jednak mohutným ligamentózním aparátem. (Véle)

Na noze rozeznáváme 3 funkční oddíly. *Přednoží* (tvořené metatarsy a články prstců), *středonoží* (tvořené pěti tarsálními kostmi) a *zánoží* (tvořené talem a calcaneem). (Donelli)

1.1.2 Svaly nohy

Svaly pro funkci nohy můžeme rozdělit do dvou skupin. Na dlouhé zevní svaly a krátké vnitřní svaly. Zevní svaly jsou lokalizovány v oblasti bérce a lýtka, krátké vnitřní svaly se nacházejí v oblasti vlastní nohy. (Véle)

Zevní svaly:

M. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus, m. fibularis longus (m. peroneus longus), m. fibularis brevis (m. peroneus brevis), m. triceps surae (mm. gastrocnemii, m. soleus), m. plantaris, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus.

Vnitřní svaly:

M. extensor digitorum brevis, m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae, mm. lumbricales pedis, mm. interossei pedis plantares et dorsales, m. extensor hallucis brevis, m. abductor hallucis, m. flexor hallucis brevis, m. adductor hallucis.

1.1.3 Klenby nohy

Nožní klenba má velký význam pro pružnost nohy a její správnou funkci, také chrání měkké tkáně chodidla před mechanickým poškozením.

Již vypreparované suché kosti, složené k sobě, jsou díky tvaru svých kloubních ploch sklenuty do oblouku podélného a do oblouku příčného. (Petrovický et.al.)

Rozeznáváme tedy podélnou a příčnou klenbu, přičemž podélnou klenbu ještě rozdělujeme na mediální a laterální.

Podélnou klenbu mediální tvoří calcaneus, talus, os naviculare, ossa cuneiformia a metatarsy prvních třech prstců. Nejvyšším místem mediální podélné klenby je talus. Laterální podélná klenba je podstatně nižší než mediální. Je tvořena calcaneem, talem a metatarsy 4. a 5. prstce.

Příčná klenba nohy je nejnápadnější v úrovni ossa cuneiformia a os cuboideum. (Sammarco, Čihák)

Pro podélnou klenbu jsou důležité především m. tibialis anterior a krátké svaly palce. Pro příčnou klenbu nožní je důležitý m. fibularis longus a m. adductor hallucis. (Petrovický et.al.)

1.1.4 Udržování nožní klenby

Nožní klenba je udržována aktivně a pasivně.

Pasivní udržování nožní klenby je zajištěno tvarem kostí a uspořádáním zpevňujících ligament. Mezi tato ligamenta patří hlavně vazy na plantární straně nohy, orientované podélně, zejména pak ligamentum plantare longum, které probíhá od plantární plochy kalkaneu až na tarzometatarzální klouby. (Čihák) Další vazivovou strukturou zpevňující podélnou klenbu je plantární aponeuróza. Tato vazivová struktura je velmi komplexní, co se týče struktury a funkce. Začíná na calcaneu a upíná se až k metatarsophalangeálním kloubům. Působí jako

absorpční mechanismus nárazů při došlapu a také zabraňuje kolapsu nožní klenby při stožení.

Všechny pasivní struktury – ligamenta, šlachy a svalové fascie – absorbují při došlapu energii, která je později dále využita při odrazu. (Sammarco)

Aktivní udržování nožní klenby je nezbytné, protože pouze vazy by k udržení nožní klenby nestačily. Na této činnosti se podílí nejen krátké vnitřní svaly nohy, ale především dlouhé zevní svaly. Z těchto svalů hrají důležitou roli flexory prstců (m. flexor digitorum longus, m. flexor hallucis longus) a m. tibialis posterior, který podchycuje nejvyšší místo klenby v místě fibrocartilago navicularis. M. tibialis posterior je aktivní při stožení a je důležitý pro kontrolu stability nohy, zároveň také aktivně podporuje podélnou nožní klenbu.

Dále je třeba zmínit m. tibialis anterior, který svým tahem za os cuneiforme mediale také zvedá podélnou nožní klenbu. M. fibularis longus podchycuje nožní klenbu a svou činností udržuje klenbu příčnou. Společně s m. fibularis longus vytváří tzv. šlašitý třmen.

Ze svalů planty je důležité klidové napětí svalů palce, zejména m. abductor hallucis a m. flexor hallucis brevis.

Nožní klenby slouží k zajištění správné lokomoční funkce nohy. Noha může plnit některé biomechanické funkce i bez klenby, avšak není schopna absorpce nárazů a není schopna dobré adaptace terénu. Klenba dodává noze pružnost a odolnost. (Čihák, Sammarco)

1.2 Rozsahy pohybů v kloubech nohy

Dorsální flexe znamená pohyb špičky směrem k holeni. Tento pohyb se děje hlavně v talokrurálním kloubu a rozsah pohybu je 20-30°.

Plantární flexe znamená pohyb špičky, tj. opačný pohyb než předchozí. Pohyb se děje v rozsahu 30-50°.

Abdukce je vytočení nohy zevně. Jde o pohyb kolem vertikální osy.

Addukce je vtočení nohy dovnitř. Rozsah abdukce i addukce je cca 40°.

Pronace je otáčení chodidla kolem podélné osy chodidla tak, že planta se vytáčí laterálně. Rozsah tohoto pohybu je asi 25°.

Supinace je otáčení chodidla opačným směrem než pronace, tj. planta se vytáčí mediálně. Rozsah pohybu je 50°.

Výše uvedené izolované pohyby nohy se přirozeně málokdy vyskytují, nejčastěji se setkáváme s komplexními pohyby, jako je *inverze a everze* nohy. Osa těchto pohybů jde od zevní strany zadního okraje patní kosti šikmo dopředu mediálně nad os naviculare; současně je skloněna zdola zezadu nahoru dopředu. Při *inverzi* noha provádí plantární flexi zároveň s addukcí a supinací, při *everzi* noha provádí dorzální flexi s abdukací a pronací. (Véle, Čihák)

1.3 Funkce nohy

Noha plní několik různých funkcí. Primárně slouží k přenosu zátěže na podložku, o kterou se opíráme při stoje nebo lokomoci. Je schopna „uchopovat“ aktivně terénní nerovnosti a tím zajišťovat potřebnou oporu pro chůzi po nerovném terénu. (Véle) Slouží také jako tlumič nárazů při došlapu. Noha plní i důležitou funkci proprioceptivní a exteroceptivní; informace z receptorů chodidel hrají významnou roli pro stabilizaci stoje a chůze.

Aby mohla noha plnit všechny tyto funkce, musí být dostatečně pevná a zároveň pružná. Toho je dosaženo nejen

uspořádáním kostí nohy, ale hlavně čtenými kloubními spojeními, vazy a svalovou aktivitou.

2. Hrubá motorika

Motorika je jedním ze základních znaků živých organismů. Můžeme ji rozdělit na motoriku hrubou, zajišťující posturu a lokomoci, a motoriku jemnou, sestávající se z přesných obratných pohybů. Obě tyto složky tvoří dohromady jeden funkční celek.

Hrubá motorika sestává z posturální a lokomoční složky. Obě složky mají za cíl, aby byl pohyb bezpečný, aby kloubní plochy byly zatěžovány při pohybu rovnoměrně po celé ploše a nedocházelo k přetížení a tím k předčasnému opotřebení.

Klidová poloha těla vyznačující se určitým uspořádáním pohybových segmentů se nazývá postura. Máme-li v úmyslu udělat nějaký pohyb, změní se klidová poloha v polohu pohotovostní, ze které pak zamýšlený pohyb vychází. Změna polohy se připravuje již během rozhodování o pohybu a držení těla probíhá dynamicky. Oba typy aktivity (posturální a fázický) se tak vzájemně ovlivňují a jeden přechází v druhý.

Člověku je vlastní vzpřímená postura, která je však náročná nejen z energetického hlediska, ale klade i velké nároky na řízení centrálním nervovým systémem. Rozlišujeme 3 hlavní vstupy podílející se na udržování rovnováhy – jsou to informace z vestibulárního ústrojí, zrak a somatosenzorické vjemy. Při odstranění jednoho či dvou těchto vstupů je při dobrém zachování zbývajících aferencí možná vzpřímená postura, stává se však velmi náročnou. Pokud by došlo k odstranění všech tří vstupů, je vzpřímené držení těla nemožné.

Vzpřímené držení těla je dynamický proces udržující tělo ve vertikále. Tělo musí neustále odolávat vnějším i vnitřním fyzikálním vlivům, proto je nutné nepřetržité udržování a upravování vzájemného postavení jednotlivých tělních segmentů.

Toto je zajištěno prostřednictvím postojových a vzpřimovacích reflexů, které ovlivňují svalový tonus různých svalových skupin.

Je třeba odlišovat vzpřímené spontánní držení těla od napřímeného držení. Spontánní vzpřímené držení je programově fixováno, napřímení je vědomě korigováno. (Véle)

2.1 Stoj

Stoj je charakterizován jako vertikální vzpřímené držení těla bez přítomnosti lokomoční složky.

Při stoji nohy zaujímají tzv. opornou bázi. Opornou bázi tvoří plošky nohou v kontaktu s podložkou, na které působí reaktivní síla. Báze má tvar lichoběžníku s kratší zadní stranou tvořící spojnici pat. Osy nohou se uchylují od střední čáry o 15–20° laterálně, přední nejdelší část lichoběžníku tvoří spojnice hlaviček metatarsů.

Čím je obtížnější udržet stabilní stoj, tím širší opornou bázi člověk zaujímá. Přibližně do středu oporné báze se promítá těžiště těla (CoG – Center of Gravity).

V ideálním případě by měly být obě nohy zatíženy stejnou měrou, avšak v praxi toto často nenastává. Spontánní vzpřímený stoj (tedy nikoli vůlí korigovaný) je vždy asymetrický, jedna dolní končetina je zatížena více než druhá. Rozdíl zátěže by ale podle Véleho neměl převyšovat 10-15% celkové hmotnosti.

V symetrickém stoji je sice zvýšená úroveň svalové aktivity, ale celkově je relativně nízká. Je obtížné vytvořit „normativ“ svalové aktivity při vzpřímeném stoji, protože udržování stoje je individuální záležitostí. Zřetelné zvýšení svalové aktivity ve vzpřímeném stoji je známkou zvýšeného stabilizačního úsilí, je neekonomické a unavující. Pasivní stoj spojený se závěsem ligament a s minimem svalové aktivity není

rovněž výhodný, protože přetěžuje vazivový aparát. Svalová aktivita má být při nezatěžujícím stoj nízké úrovně, ale harmonicky rozložená tak, aby stoj byl vyvážený a pružný. (Véle)

2.2 Chůze

Bipedální chůze slouží k přesunu těla z místa na místo. Jde o složitý pohybový stereotyp, který se týká celého pohybového aparátu.

Bezpečná chůze po nerovném zemském povrchu je možná jenom při zajištění stabilizace vzpřímené polohy těla jak v klidu, tak i při pohybu. Stabilitu je schopna CNS zajistit svalovým aparátem za předpokladu pevné opory v místě kontaktu s opornou bází na zemi tak, aby mohla působit reaktivní síla vznikající působením gravitace a propulzní svalové síly. Udržení polohy i pohyb při lokomoci působí antigravitační svaly. Propulzní síla produkovaná svaly odrazové končetiny zvedá trup šikmo vzhůru a vpřed a švihová končetina brání pádu trupu podporovanému gravitací při posunu těžiště vpřed vyvolaném odrazovou končetinou.

Chůze probíhá jako rytmický pohyb těla kyvadlového charakteru; začíná v určité výchozí poloze, prochází obloukem přes nulové postavení do jedné krajní polohy a pokračuje do druhé krajní polohy. (Véle)

2.2.1 Cyklus chůze

Jelikož se pohyby při chůzi neustále opakují, jsme schopni chůzi rozdělit do několika fází: na fázi švihovou, kdy končetina postupuje vpřed bez kontaktu s podložkou, na fázi opornou, kdy je končetina v kontaktu s podložkou, a na fázi dvojí opory, kdy jsou obě končetiny zároveň v kontaktu s opornou bází. (Véle)

Oporná fáze

Je definována jako interval, během kterého se noha neustále dotýká země. (Inverarity) Tato fáze trvá asi 60-65% délky krokového cyklu. Opornou fázi rozdělujeme na fázi opory o jednu dolní končetinu a na fázi dvojí opory, kdy jsou v kontaktu s podložkou obě dolní končetiny.

Ve fázi s oporou o jednu dolní končetinu dochází k tomu, že končetina nese celou váhu těla, zatímco se druhá „kročná“ končetina přemísťuje, chystá se na došlap či zachycení pádu. Fáze dvojí opory je definována jako část krokového cyklu, kdy jsou obě dolní končetiny v kontaktu se zemí. Fáze dvojí opory jsou dvě a každá trvá přibližně 10% z krokového cyklu. První fáze dvojí opory se objevuje v čase mezi počátečním kontaktem a reakcí na zatížení, druhá během fáze předšvihů. (Komendová)

Poměr délky fází krokového cyklu se mění v závislosti na rychlosti chůze. Se zvyšováním rychlosti se zkracuje doba trvání fáze dvojí opory. Pokud chůze přejde v běh, fáze dvojí opory zcela vymizí. (Ayyappa)

Švihová fáze

Je definována jako interval, během kterého se noha nedotýká země, a trvá asi 35-40% délky krokového cyklu. Délka této fáze odpovídá délce fáze opory o jednu (kontralaterální) dolní končetinu. (Bogey)

2.2.2 Jednotlivé fáze krokového cyklu

Počáteční kontakt („initial contact“)

Počáteční kontakt nastává, když se přední dolní končetina dotkne patou podložky. Tato situace se objevuje na počátku stojné fáze kroku. Místo pojmu „initial contact“ bývá někdy použit termín „heel strike“, tedy „úder paty“. Tento termín však není

zcela přesný, protože počáteční kontakt nemusí nastávat vždy přes patu. (Ayyappa)

Pánev je v okamžiku kontaktu paty s podložkou stejnostranně rotována až o 5° ventrálně v sagitální rovině a je přítomna maximální rotace horní části trupu opačné strany. Kyčelní kloub je flektován přibližně ve 30° flexi a v neutrální poloze vzhledem k abdukci a addukci, kolenní kloub je v plné extenzi. Hlezenní kloub se nachází v neutrální pozici, avšak noha může být lehce supinovaná (cca 5°). (Komendová)

V okamžiku počátečního kontaktu se aktivuje m. gluteus maximus, medius et minimus, v oblasti stehna m. quadriceps femoris, hamstringy a m. tensor fasciae latae. V oblasti bérce nalézáme aktivní především m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus a m. extensor hallucis longus, které zabraňují přepadnutí špičky dopředu. (Véle)

Reakce na zatížení („loading response“)

V průběhu této fáze, která trvá zhruba 10% krokového cyklu, se noha dostává do plného kontaktu s podložkou. Tento konečný okamžik bývá také označován termínem „foot flat“.

Během reakce na zatížení nastává fáze dvojí opory a těžiště těla se nalézá v nejnižším bodě. Noha reaguje na zvyšující se hmotnostní zatížení a pokládá se na podložku při zachování dopředného pohybu.

Kyčel je ve 25-30° flexi a koleno se dostává až do 10° flexe, která je kontrolována excentrickou kontrakcí m. quadriceps femoris. Tibie rotuje dovnitř. V hlezenním kloubu nastává pronace a plantární flexe. Dochází k „odemknutí“ tarsálních kloubů, což zvyšuje flexibilitu nohy. (Ayyappa, Can)

Střed stoje („mid stance“)

Střed stoje se nachází mezi 10-30% krokového cyklu. Začíná odlepením kontralaterální nohy od podložky a

reprezentuje první polovinu doby trvání opory o jednu dolní končetinu. (Ayyappa)

Kýčel se extenduje, z 25° flexe se dostává až do nulového postavení, femur rotuje dovnitř, koleno je v 0-5° flexi, tibie rotuje zevně. V hlezenním kloubu dochází k supinaci a dorzální flexi. Tarsální klouby se uzamykají; noha se tak stává rigidnější, což je významné pro její správnou podpůrnou funkci. (Can)

V průběhu této fáze chůze zaznamenáváme zejména aktivitu m. tensor fasciae latae, m. gluteus maximus, medius et minimus. Tato nastává v důsledku kontroly laterálního posunu pánve směrem ke stojné dolní končetině. Aktivita m. quadriceps femoris postupně ustává. Jak dosáhne končetina vertikální polohy, dochází k uzamknutí kolena. (Véle)

Konečný stoj („terminal stance“)

Fáze konečného stoje začíná odlepením paty stojné dolní končetiny a končí počátečním kontaktem s podložkou na kontralaterální dolní končetině. Tato fáze se nachází mezi 30-50% cyklu chůze a je druhou polovinou oporné fáze o jednu dolní končetinu. (Ayyappa)

Kýčelní kloub nadále extenduje až do 10° extenze, femur rotuje zevně. Koleno je v 0-5° flexi a tibie rotuje zevně. Vektor hmotnosti těla se posouvá stále více dopředu, v důsledku toho vzniká v hlezenním kloubu dorziflexe. Během fáze konečného stoje narůstá aktivita m. triceps surae a v konečné fázi dochází k jeho mohutné koncentrické kontrakci. (Can)

Tělo je nyní zvedáno, přemísťováno vpřed a podpíráno přední částí chodidla. Příčná klenba je oplošťována, a tím se přední část chodidla rozšiřuje. Dochází k zatížení přednoží s maximem v místě oblouku metatarzálních hlaviček. (Komendová)

Předšvihová fáze („preswing phase“)

Předšvihová fáze začíná v momentě počátečního kontaktu s podložkou kontralaterální dolní končetiny a končí odlepením špičky ipsilaterální dolní končetiny od podložky. Zabírá zbylých 10% stojné fáze chůze, nachází se tedy mezi 50-60% cyklu chůze. V průběhu této fáze dochází k odlehčování stojné dolní končetiny a k přenášení váhy na druhostrannou dolní končetinu pro umožnění následné švihové fáze. (Ayyappa)

Kyčelní kloub se začíná flektovat. Tuto flexi zajišťuje m. iliopsoas a m. rectus femoris svou koncentrickou kontrakcí. Ze svalů oblasti stehna je dále aktivní m. adductor longus a m. gracilis, které se také kontrahují koncentricky. Koleno se dostává až do 30°flexe, tibie rotuje zevně. Postavení v hlezenním kloubu se z výchozí dorziflexe dostává do 20° plantární flexe koncentrickou aktivitou m. triceps surae. (Can)

Zvýšené je zatížení přednoží, chodidlo je opřeno na prvních třech prstech s převahou na palci a je to poslední etapa opory. Přední část nohy je v maximální supinaci. (Komendová)

Počáteční švih („initial swing“)

Fáze počátečního švihu začíná se zvednutím nohy od podložky a končí v momentě maximální flexe v koleni. Představuje část 60-75% krokového cyklu. (Ayyappa)

V průběhu této fáze se kyčel dostává do 20°flexe a koleno až do 60°flexe. Femur rotuje zevně a dostává se do střední polohy, tibie rotuje dovnitř. V hlezenním kloubu nastává dorziflexe aktivací extensorů, především m. tibialis anterior.(Can)

Ze svalů kyčle jsou aktivní zejména m. iliopsoas, m. rectus femoris, m. sartorius a m. adductor longus. (Véle)

Střední švih („mid swing“)

Fáze středního švihu se nachází mezi 75-85% krokového cyklu. Začíná tehdy, když koleno dosáhne maximální flexe, a končí v okamžiku vertikálního postavení tibie. (Ayyappa)

Ve fázi středního švihu kyčel zůstává nadále ve 20-30°flexi, femur rotuje zevně. Koleno se extenduje a tibie rotuje zevně. Hlezenní kloub je v neutrálním postavení. (Can)

Konečný švih („terminal swing“)

Konečný švih zabírá zbývajících 15% krokového cyklu, během kterých se končetina připravuje na následující fázi počátečního kontaktu. Kyčel se flektuje do 30°, koleno se plně extenduje a hlezenní kloub je supinován. Aby byla zajištěna dostatečná stabilita pro fázi počátečního kontaktu, dochází k aktivaci flexorů i extenzorů kyčle a kolene. (Ayyappa, Can)

2.3 Reakční síly podložky

Během stoje a chůze na sebe chodidlo a podložka působí vzájemnými silami. Tyto interakce se označují jako reakční síly podložky, neboli „ground reaction force“ (GRF). Reakční síly podložky jsou prostorovým vektorem, jenž se skládá ze 3 částí: vertikální roviny, horizontální roviny ve směru antero-posteriorním a horizontální roviny ve směru latero-mediálním. (Trinder)

Vertikální komponenta GRF je dána gravitační přitažlivostí a její velikost se mění v čase v závislosti na fázi krokového cyklu. Má dvouvrcholovou křivku, přičemž největší nárůst této komponenty nastává ve fázi reakce na zatížení a ve fázi konečného stoje. Horizontální komponenty jsou menší než vertikální složka. Jsou také označovány jako síly smykové a torzní a souvisí s balancováním v průběhu chůze a brzdou akcí

nohy. Při klidném stoji jsou horizontální komponenty GRF zanedbatelné. (Komendová)

Velikost sil je závislá na rychlosti chůze. Se snižující se rychlostí chůze dochází ke zmenšování vrcholových hodnot reakčních sil.

CoG („center of gravity“)

Jako center of gravity je označována vertikální projekce těžiště těla do podložky. Pokud je tělesná hmotnost rozložena na podložce rovnoměrně, mělo by se CoG v klidném stoji nacházet uprostřed opěrné báze. V průběhu chůze se CoG rytmicky pohybuje do stran po sinusové křivce. (Sarmini)

CoP („center of pressure“)

Centre of pressure je charakterizováno jako místo působení vektoru vertikálních reakčních sil podložky a je nezávislé na těžišti těla. Označujeme ho pro každou nohu zvlášť. (Sarmini)

2.3.1 Plantární distribuce tlaků ve stoji

Na správnou plantární distribuci tlaků ve stoji se názory jednotlivých autorů liší.

Véle uvádí, že tlak na plosce nohy má být rozložen na třech opěrných bodech: na patě, hlavici 5. metatarsu a hlavici 1. metatarsu, o které se „opírá“ nožní klenba. Podle Véleho má být 50% zatížení na patě a zbytek na přednoží s maximem na palci.

Čihák popisuje, že váha těla se v klidném stoji přenáší vzadu na tuber calcanei, vpředu na hlavici 1. metatarsu (až 33% zatížení) a hlavici 2. metatarsu. Zatížení hlavic ostatních metatarsálních kostí postupně k zevní straně nohy ubývá.

2.3.2 Plantární distribuce tlaků při chůzi

I přes velkou variabilitu distribuce tlaků při chůzi byly v různých studiích zjištěny podobné vzorce. Největší hodnoty tlaku byly naměřeny pod patou, v oblasti přednoží a palce,

zatímco nejnižší hodnoty byly zjištěny ve střední části nohy a pod 4. a 5. prstcem. Největší hodnoty v oblasti paty byly zaznamenány ve fázi počátečního kontaktu, v oblasti hlaviček metatarsů byl zjištěn maximální tlak ve fázi konečného stoje. (Perttunen)

2.4 Poruchy klenby nožní

Velmi častou poruchou klenby nožní je *pes planus*. Při ploché noze dochází k poklesu mediální strany nohy, což má za následek rozšíření nášlapné plochy. Tento stav je způsoben oslabením svalů a protažením vazů udržujících nožní klenbu. (Čihák)

Terapie plochonoží je obtížná. Zřejmě nejvíce používanou metodou je korekce plochonoží ortopedickými vložkami, čímž dojde k pasivnímu zvednutí nožní klenby. K oslabení svalů udržujících nožní klenbu dochází podle Smíška oslabením systému spirální stabilizace vlivem sedavého způsobu života (viz. kapitola 3.2.3). K terapii plochonoží přistupuje Smíšek komplexně posílením svalových řetězců, které při chůzi zvedají nožní klenbu.

Mezi další poruchy nožní klenby patří např. *pes equinus*, kdy se pata zvedá pro kontrakturu m. triceps surae a váha spočívá na špičce, a *pes excavatus*, kdy je nožní klenba prohloubena. (Véle)

3. Metodika SM systém

SM systém je cvičební metoda, jejímž cílem je především odstranění bolestí zad a velkých kloubů a zároveň navrácení ztracené stability a mobility trupu. Toho je docíleno zvýšením aktivity spirálních svalových zřetězení, které obtáčejí trup, vytvářejí trakční sílu vzhůru, a odlehčují tak meziobratlové ploténky a velké klouby.

SM systém provádí terapii pomocí aktivního cvičení, a vyžaduje tedy od pacienta / klienta značnou spolupráci, motivaci a chuť k pravidelnému cvičení. Součástí metodiky je však i manuální terapie cílená na protažení a uvolnění zkrácených a přetížených svalů.

Autorem metodiky je MUDr. Richard Smíšek, který SM systém prosazuje v České republice, na Slovensku a v Německu.

SM systém popisuje tzv. vertikální a spirální stabilizaci páteře.

3.1 Vertikální stabilizace

Vertikální stabilizace vzniká aktivací vertikálních svalových řetězců. Je energeticky nenáročná, a je tudíž optimální stabilizací klidové pozice.

Smíšek popisuje několik vertikálních svalových řetězců:

1) Řetězec erector spinae

M. erector spinae, os ilium, os sacrum, ligamentum sacrotuberale, m. biceps femoris, caput fibulae, fibula, m. fibularis brevis, tuberositas ossis metatarsi V., m. fibularis longus, basis ossi metatarsi I, os cuneiforme mediale.

2) Řetězec rectus abdominis

M. sternocleidomastoideus, m. scalenus ant., sternum, m. pectoralis minor, mm. intercostales externi, m.

rectus abdominis, symphysis, m. gracilis, tibia, m. flexor digitorum longus.

3) Řetězec quadratus lumborum

Processi costarii lumb., m. quadratus lumborum, crista iliaca, m. rectus femoris, m. soleus, m. adductor hallucis caput obliquum.

4) Řetězec semispinales

Processi spinosi, mm. semispinales (m. multifidi), m. intercostales externi, costae, m. obliquus externus abdominis, crista iliaca, m. glutaeus medius, m. vastus lateralis.

5) Řetězec iliopsoas

M. longus colli, m. longus capitis, m. spinalis, m. iliopsoas.
(Smíšek)

3.2 Spirální stabilizace

Spirální stabilizace vzniká aktivací svalových řetězců, které obtáčejí trup a umožňují centraci páteře do střední osy těla. Aktivita těchto řetězců oplošťuje fyziologická zakřivení páteře a vytváří sílu, která mění vzájemné postavení obratlů vůči sobě. Dochází k uvolnění blokad páteře, páteř se stává pohyblivou a zároveň dostatečně stabilní. Pohyb je rovnoměrně rozložen do všech páteřních segmentů, a nedochází tak k přetěžování rizikových struktur, tj. zejména meziobratlových plotének v přechodových zónách mezi jednotlivými úseky páteře.

Všechny spirální svalové řetězce ve stoji aktivují m. tibialis anterior a m. tibialis posterior, což má vliv na aktivní držení nožní klenby.

Spirální stabilizace je podle Smíška optimální stabilizací při pohybu. Jednotlivé svalové řetězce jsou graficky znázorněny v příloze č. 14. Smíšek popisuje následující spirální svalové řetězce:

1) Řetězec latissimus dorsi (trapezius)

Ld -A

M. latissimus dorsi (m. trapezius), processus spinosus, m. transversospinalis, processus transversus, mm. levatores costarum, costae, mm. intercostales externi, m. obliquus externus abdominis, crista iliaca, fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Ld -B

M. latissimus dorsi (m. trapezius), processus spinosus Th., mm. rotatores breves, processus transversus, mm. levatores costarum, costae, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. gluteus maximus (střední část), fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Ld -C

M. latissimus dorsi (m. trapezius), processus spinosus Th., mm. rotatores breves, processus transversus, mm. levatores costarum, costae, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, crista iliaca, ligamentum inguinale, os. ilium, os ischii, m. levator ani, os coccygis, m. gluteus maximus (dolní část), fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Ld -D

M. latissimus dorsi (m. trapezius), processus spinosus Th., mm. rotatores breves, processus transversus, mm. levatores costarum, costae, m. obliquus externus abdominis, m. pyramidalis, symphysis, m. adductor brevis, m. adductor longus.

Ld -E

M. latissimus dorsi, processus spinosus, processus costarius, m. transversus abdominis.

Ld –F

M. latissimus dorsi, processus spinosus lumb., fascia thoracodorsalis, crista iliaca, m. gluteus maximus (horní část), fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Ld –G

M. latissimus dorsi, crista iliaca, m. gluteus medius, fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Ld –H

M. latissimus dorsi, crista iliaca, spina iliaca anterior superior, m. sartorius, tibia, pes anserinus.

Ld –I

M. latissimus dorsi, m. obliquus externus abdominis, symphysis, m. adductor brevis, m. adductor longus.

2) Řetězec serratus anterior**Sa- A**

Os occipitale, linea nuchae superior, m. splenius capitis, procesus spinosus, mm. rhomboidei, scapula margo medialis, m. serratus anterior, costae, m. sternalis, mm. intercostales interni, m. obliquus internus abdominis, m. serratus posterior inferior, processus spinosus lumb., processus costarius, m. transversus abdominis.

Sa- B

Os occipitale, linea nuchae superior, m. splenius capitis, procesus spinosus, mm. rhomboidei, scapula margo medialis, m. serratus anterior, costae, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, m. gluteus maximus (střední část), fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Sa- C

Os occipitale, linea nuchae superior, m. splenius capitis, procesus spinosus, mm. rhomboidei, scapula margo medialis, m.

serratus anterior, costae, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, crista iliaca, os. ilium, os ischii, m. levator ani, os coccygis, m. gluteus maximus (dolní část), fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Sa- D

Os occipitale, linea nuchae superior, m. splenius capitis, processus spinosus, mm. rhomboidei, scapula margo medialis, m. serratus anterior, costae, m. obliquus externus abdominis, m. obliquus internus abdominis, spina iliaca anterior superior, m. tensor fasciae latae, fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Sa- E

Os occipitale, linea nuchae superior, m. splenius capitis, processus spinosus, mm. rhomboidei, scapula margo medialis, m. serratus anterior, costae, m. obliquus externus abdominis, m. pyramidalis, symphysis, m. adductor brevis, m. adductor Longus

3) Řetězec pectoralis major

Pm-A

Humerus crista tuberculi maioris, m. pectoralis maior, m. sternalis, costae, mm. intercostales interni, m. obliquus internus abdominis, m. serratus posterior inferior, processus spinosus L., processus costarius, m. transversus abdominis.

Pm- B

Humerus crista tuberculi maioris, m. pectoralis maior, m. obliquus internus abdominis, m. gluteus maximus (střední část), fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Pm-C

Humerus crista tuberculi maioris, m. pectoralis maior, m. obliquus internus abdominis, crista iliaca, os. ilium, os ischii, m.

levator ani, os coccygis, m. gluteus maximus (dolní část), fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

Sa- D

Humerus crista tuberculi maioris, m. pectoralis maior, m. obliquus internus abdominis, spina iliaca anterior superior, m. tensor fasciae latae, fascia lata, m. tibialis anterior, (m. tibialis posterior).

(Smíšek)

3.2.1 Rozvoj spirální stabilizace během motorického vývoje dítěte

Již v 6. týdnu života je možné pozorovat aktivitu spirály latissimus dorsi při pohybu paží do extenze.

Ve 3. měsíci života aktivuje oboustranná extenze horních i dolních končetin spirálu latissimus dorsi a tonizuje břišní svaly.

Při samostatném otáčení dítěte ze zad na břicho (kolem 5. měsíce života) je aktivita dolní paže do extenze (spirála latissimus dorsi) důležitou oporou pro pohyb a aktivátorem břišních svalů. Horní paže má pak možnost volného pohybu a iniciuje otáčení pomocí spirály serratus anterior a pectoralis major. Oboustranná aktivita m. gluteus maximus dodává pohybu stabilitu. (Smíšek)

3.2.2 Spirální stabilizace v průběhu krokového cyklu

Pro ležící děti je při pohybu charakteristická kokontrakce svalů břišních a zádočných. Pro člověka pohybujícího se bipedální lokomocí je za fyziologických okolností charakteristické střídání práce spirálních a vertikálních svalových zřetězení.

Vertikální stabilizace se uplatňuje ve fázi opory na dvou dolních končetinách, spirální stabilizace je přítomna fázi opory na jedné dolní končetině. Rozsáhlý pohyb paží aktivuje všechny 3

svalové spirály současně – spirálu latissimus dorsi pohybem vzad, spirály serratus anterior a pectoralis major pohybem vpřed. Spirální stabilizace páteře umožňuje volnou protitotaci pánve a ramen. Chůze je stabilní a osa těla je vyrovnána.

Ve fázi počátečního kontaktu, reakce na zatížení středního stoje aktivita m. gluteus maximus tonizuje fascii latae, která zvyšuje aktivitu m. tibialis anterior, jenž aktivně zvedá nožní klenbu. Aby mohl být tah m. gluteus maximus převeden na fascii latae, je nezbytnou podmínkou extenze v kolenním kloubu. (Smíšek)

3.2.3 Stav při poruše spirální stabilizace

Vertikální i spirální stabilizace jsou obě fyziologicky přítomny, avšak vlivem sedavého způsobu života dochází k oslabení systému spirální stabilizace (jejímu vypadnutí ze stereotypu) a převaze vertikální stabilizace. Vertikální svalové řetězce jsou tak aktivní nejen v klidové pozici, ale i při pohybu, a způsobují častější, resp. dlouhodobější biomechanickou a biochemickou zátěž meziobratlových plotének, kloubů a svalů, které tyto vertikální řetězce tvoří. Vzniká nerovnováha mezi výše zmíněnými dvěma systémy. Páteř je pak při pohybu nedostatečně stabilizována a není centrována. Zvyšuje se riziko vzniku výhřezů meziobratlových plotének a brzký nástup degenerativních procesů na páteři. Nadměrná přítomnost vertikální stabilizace a absence spirální stabilizace je podle Smíška v souhlasu s příčinou svalových dysbalancí a vzniku horního a dolního zkříženého syndromu dle Jandy.

Porucha spirální stabilizace má neblahý vliv na nožní klenbu. Dochází k nedostatečné aktivaci m. tibialis anterior et posterior, a tudíž k poruše aktivního držení nožní klenby při chůzi. Chůze se stává nestabilní a osa těla již není vyrovnána.

(Smíšek)

3.3 Terapeutický koncept

Hlavním terapeutickým nástrojem SM-systému je aktivní cvičení. Cílem tohoto cvičení je znovuzacelení spirální stabilizace do pohybových programů, dosažení svalové rovnováhy, vyrovnaného držení těla a správné koordinace pohybu.

3.3.1 Obecné zásady cvičení

Téměř všechny cviky se provádějí se speciálním elastickým lanem. Upevňujeme ho očkem k zápěstí či nártům, podle druhu cviku. Lano umožňuje rozsáhlý pohyb končetin proti malé, postupně rostoucí síle, která dobře aktivuje stabilizační svalové spirály.

V každém cviku se střídá pozice uvolněného statického držení těla (vertikální stabilizace) s pomalým plynulým aktivním pohybem a následným vyrovnaním těla do střední linie (spirální stabilizace). Toto střídání vertikální a spirální stabilizace je jakýmsi napodobením správné svalové činnosti při chůzi. Aktivita jednotlivých svalových skupin se střídá, nedochází tak k jednostrannému přetížení a meziobratlové ploténky, ligamenta a klouby mají dostatečný čas pro trofické pochody - příjem tekutin a živin, svaly pro vystřídání kontrakce dekontrakcí ev. relaxací.

Všechny cviky využívají efektu reciproční inhibice k protahování zkrácených svalů. Nejedná se o protahování násilné, nýbrž plynulé a přirozené, za současného posílení svalů protilehlých.

Ve všech cvicích je nutno před zahájením pohybu vědomě aktivovat m. gluteus maximus. Tato vědomá aktivace je nezbytná, jelikož vlivem dlouhodobé svalové nerovnováhy a

převahy vertikální stabilizace dochází k značnému útlumu tohoto svalu, a bez jeho vědomého zapojení by nedošlo k aktivaci celé spirály. M. gluteus maximus je velmi důležitý pro stabilizaci pánve a po jeho vědomé aktivaci je nutno ještě zkorigovat postavení pletence ramenního a nastavit hlavu do vzpřímené pozice bez úklonů rotací.

Cvičení se provádí pouze v rozsahu nebolestivém.

Aby mělo cvičení dostatečný pozitivní efekt, je třeba cvičit pravidelně každý den minimálně 10-15 minut. (Smíšek)

3.3.2 Indikace pro léčbu metodou SM-systém

Uvádím hlavní diagnózy, u kterých je léčba metodou SM-systém dle Smíška vhodná: skolióza, spondylolýza, spondylolistéza, onemocnění meziobratlových plotének, cervikokraniální syndrom, cervikobrachiální syndrom, instabilita páteře, ischias, lumbago s ischiasem, bolesti dolní části zad, bolest v hrudní páteři, artróza kyčelního a kolenního kloubu, poškození ramene, plochá noha, osteoporóza bez patologické fraktury, syndrom hypermobility, tenzní typ bolesti hlavy, vertigo, myalgie.(Smíšek)

4. Praktická část

K objektivizaci vlivu spirální stabilizace na nožní klenbu bylo použito digitální baropodometrie.

4.1 Baropodometrie

4.1.1 Vývoj digitální baropodometrie

Termín baropodometr poprvé použil Piero Galasso v roce 1986, aby tak označil zařízení určené k měření tlaků na plosce nohy při stoji a chůzi. Poprvé byl představen v roce 1996 jako Electronic Baropodometer, jenž se skládal z několika částí s možností propojení jednotlivých modulů. Jednalo se o první zařízení na světě umožňující hodnocení přirozené chůze.

Od té doby se baropodometr díky výzkumu společnosti Diagnostic Support neustále vyvíjí. Dnes je baropodometrie unikátní metodou použitelnou pro klinickou diagnózu. Umožňuje funkční zhodnocení pacienta statickým, dynamickým a stabilometrickým testem. Testování může být prováděno naboso i v obuvi. (Diagnostic Support)

4.1.2 Popis použitého přístroje

K měření ve studii byl použit klinický modul tzv. Modular Electronic Baropodometer, varianta Sensor One, vyrobený společností Diagnostic Support. Tento modul seskládá ze 120 cm dlouhé a 40 cm široké měřicí plošiny se 4800 senzory, s hustotou osazení 1 senzor/cm². Sensory jsou pokryty platinou a pracují na frekvenci 40Hz. Na povrchu měřicí plošiny je natažen speciální měkký materiál, tzv. Synthetic Skin, který svými vlastnostmi umožňuje zvýšení senzitivity tlakových senzorů.

Na obou stranách měřicí plochy se nachází 160 cm dlouhá plošina umožňující dobrý start a ukončení chůze. Dlouhá snímací plocha umožňuje provést minimálně jeden celý krokový cyklus,

čímž se eliminuje stres způsobený nutností krácení či prodlužování kroku vedoucí k nestandardnímu nášlapu.

Baropodometr je napojen na počítač se systémem umožňujícím zpracování naměřených údajů. K potřebám této studie byl použit počítačový program Milletrix.

4.1.3 Statický test

Statický test hodnotí aspekty klidného stoje. Měření probíhá po dobu 5 sekund. Výsledky statického testu jsou průměrné hodnoty tlaků, vyjádřené 10 úrovněmi procentuálního zatížení, které se odvíjí od bodu maximální naměřené tlakové hodnoty. Úrovně zatížení jsou graficky znázorněny v bodech v barevné škále.

Statický test vypočítá bod maximálního zatížení, středy zatížení jednotlivých chodidel (S, D) a také bod, kde se nachází průmět těžiště těla (C). Body S,C,D by měly být v horizontále a stejně od sebe vzdáleny. Statický test také poskytne údaje o poměru zatížení mezi levou a pravou nohou, poměrech zatížení mezi zánožím, středonožím a přednožím, velikosti kontaktní plochy chodidla, úhel os obou chodidel atd. (Diagnostic Support)

4.1.4 Dynamický test

Dynamický test hodnotí aspekty chůze či běhu. V průběhu chůze po měřicí plošině se zaznamenávají hodnoty tlaků na chodidle s frekvencí 40Hz a sleduje se průběh CoP. Počítačový program umožní zobrazení zatížení jednotlivých částí chodidla jako u statického testu, navíc umožňuje nakreslit graf nárůstu plochy chodidla v závislosti na čase, graf hodnot tlaků chodidla v závislosti na čase, graficky znázorní cyklus chůze, průběh CoP atd.

4.1.5 Geometrie chodidla

Geometrie chodidla je speciální funkce programu Milletrix. Otisk chodidla je programem rozdělen na přednoží, středonoží a zánoží, přičemž každá z těchto 3 částí je dále rozdělena na mediální a laterální část. Program umožňuje zobrazit plochu zatížení jednotlivých segmentů, přičemž v barevné škále zobrazí hodnoty tlaků v jednotlivých bodech.

Geometrie chodidla je možno použít jak při statickém testu, tak při testu dynamickém, kdy program automaticky vypočítá průměrné hodnoty zatížení ze všech jednotlivých dynamických nášlapů. Obrázek geometrie chodidla je v příloze č. 12.

4.1.6 Využití digitální baropodometrie

Digitální baropodometrie se využívá zejména ve fyzioterapii, podiatrii, protetice a ortopedii. Své uplatnění má především při výrobě individuálních ortopedických vložek. Baropodometrie se využívá také k ověření účinku různých fyzioterapeutických postupů nebo operačních výkonů.

4.2 Základní cvičební sestava metody SM-systém

Celá tato cvičební sestava je zevrubně popsána v publikaci *Spirální stabilizace – 12 základních cviků* od MUDr. Richarda Smíška. Bylo by velmi zdlouhavé ji zde přesně popsat, proto uvádím pouze hrubou charakteristiku, která však neobsahuje detaily. Grafické znázornění jednotlivých cviků uvádím v příloze č. 13.

Všechny cviky respektují výše uvedené obecné zásady.

Cvik A aktivuje spirálu latissimus dorsi tahem paží do extenze. Cvik začíná z pozice vestoje s pokrčenými koleny, vyhrbením hrudní páteře a svěšenou hlavou, paže volně táhne dopředu cvičební guma, dlaně jsou otočeny dolů. S výdechem

zpevníme hýždě, postupně narovnááme páteř, lokty táhneme k tělu, lopatky přitahujeme k sobě a dolů, bradu zasouváme vzad a zdviháme záhlaví. S nádechem poté uvolňujeme vzpřímené držení a vracíme se zpět do výchozí pozice.

Cvik B aktivuje spirálu latissimus dorsi. Je velmi podobný cviku A, s rozdílem výchozí pozice a výraznějším zapojením mezilopatkových svalů.

Cvik C je cílený na protažení prsních svalů. Výchozí pozice je stoj zády ke cvičební gumě, s nádechem aktivujeme prsní svaly odtlačení gumy dopředu a s výdechem vracíme paže zpět s přitažením loktů k bokům. Tahem elastického lana dojde k protažení prsních svalů.

Cvik D aktivuje spirálu serratus anterior. Výchozí pozice je stejná jako u předešlého cviku. S nádechem zpevníme hýždě, abdukujeme paže obloukem nad hlavu s co největší extenzí v rameni, s výdechem ohýbáme hlavu a postupně celou páteř, přičemž paže provádějí kruh směrem dopředu a dolů.

Cvik E aktivuje spirálu serratus anterior. Je totožný se cvikem D, avšak provádí se s nakročenou jednou dolní končetinou.

Cvik F je cílený na protažení m. iliopsoas. Provádí se ve vzpřímeném kleku s jedním kolenem o několik centimetrů vpředu. Zapínáním hýžděvého svalstva a protlačováním pánve dopředu dochází k protažení předních svalů stehna a pánve.

Cvik G aktivuje spirálu latissimus dorsi a intenzivně protahuje ischiokrurální svaly. Provádí se ve vzpřímeném kleku na jedné dolní končetině s nataženou druhou dolní končetinou, přičemž končetiny svírají úhel 90°. Výchozí pozice je v předklonu nad nataženou končetinou, konečná pozice je se vzpřímeným trupem, přičemž paže provádí stejný pohyb jako u cviku A.

Cvik H aktivuje spirálu latissimus dorsi. Je totožný se cvikem A, provádíme ho však pouze jednou horní končetinou. Vzniklá asymetrie zátěže způsobí lepší aktivaci svalové spirály.

Cvik I aktivuje spirály latissimus dorsi a serratus anterior. Výchozí pozice je uvolněný stoj bokem k úponu cvičební gummy, jež přichází ze strany kontralaterální horní končetiny a volně táhne paži do vnitřní rotace a hyperaddukce. Z výchozího stoje provádíme po zpevnění pánve proti odporu lana zevní rotaci a abdukci paže.

Cvik J aktivuje spirálu serratus anterior. Je totožný se cvikem D, avšak provádíme ho pouze jednou horní končetinou.

Cvik K aktivuje spirálu serratus anterior. Výchozí pozice je uvolněný stoj bokem k úponu cvičebního lana, jež přichází ze stejné strany jako cvičená horní končetina a volně ji táhne do abdukce. Z výchozí pozice provádíme addukci paže do střední linie těla.

Cviky H+, I+, J+, K+ jsou totožné se cviky H, I, J a K, ale provádíme je vždy ve stoje na jedné dolní končetině. Tím dochází k většímu zatížení chodidla, zvýšení aference a lepší aktivaci stabilizační spirály. Stojnou dolní končetinu pravidelně střídáme.

Cvik L aktivuje spirály latissimus dorsi, serratus anterior a pectoralis major. Jedná se o nácvik správného stereotypu chůze. Výchozí poloha je vestoje na jedné dolní končetině čelem k úponu lana, které je zachyceno za nártu dolních končetin. Druhá dolní končetina je v 90° flexi v kyčli a koleni. Horní končetina nacházející se na straně stejné dolní končetiny se dotýká kolene zvednuté dolní končetiny, kontralaterální horní končetina se nachází ve střední linii za tělem. Z této výchozí pozice provádíme pohyb zvednutou dolní končetinou do extenze, za současné výměny pozice obou horních končetin. Dochází

k protitrotaci pánve a ramen. Po několikerém opakování cviku končetiny vyměníme.

(Smíšek)

4.3 Hypotézy

H01: U výzkumného souboru se při chůzi zmenší velikost plochy zatížení mediální části středonoží.

K této změně dojde vlivem činnosti svalových spirálních zřetězení, které při chůzi ve fázi stoje na jedné dolní končetině aktivují m. tibialis anterior et posterior s důsledkem zvýšení podélné nožní klenby.

H02: U výzkumného souboru se při stoji nezmenší velikost plochy zatížení mediální části středonoží.

Ke zvýšení nožní klenby při stoji nedojde, protože převažuje aktivita vertikálních svalových zřetězení.

4.4 Postup práce

4.4.1 Fáze I - Vstupní vyšetření

Vstupní i výstupní vyšetření bylo prováděno v laboratoři kliniky C.L.P.A. (Centrum léčby pohybového aparátu, s.r.o) v Praze-Vysočanech.

Na začátku studie byla od každého subjektu odebrána anamnéza pomocí nevalidizovaného pilotního dotazníku a rozhovoru, během něhož byly zaznamenány prodělané operace, úrazy a akutní potíže subjektu v den vstupního vyšetření. Podoba pilotního dotazníku je v příloze č. 10.

Každý subjekt podepsal informovaný souhlas se studií.

Na začátku vstupního vyšetření byl každý subjekt zvážen na váze a byla změřena délka chodidel za účelem zvýšení přesnosti baropodometrického vyšetření. Následně byly provedeny 3 statické testy na baropodometru. Každý statický

test byl realizován následujícím způsobem: subjekt byl požádán, aby si naboso stoupl na určené místo na tenzometrické plošině baropodometru a paty přitiskl k plastové zářezce, jež je součástí přístroje. Následně byl instruován k volnému, přirozenému stoji s horními končetinami umístěnými podél těla a hlavou situovanou subjektivně rovně. Po 10 sekundách volného stoje bylo zahájeno statické měření, trvající 5 sekund. Po skončení statického měření byl subjekt vyzván, aby se prošel, a poté se postavil na určené místo znovu, aby mohl být proveden další statický test. Pokud se v průběhu měření subjekt vychýlil z požadované polohy (např. otočení hlavy za nenadálým zvukovým podnětem, podrbání HK atd.), byl test zrušen a proveden znovu.

Po ukončení statických testů se přistoupilo k dynamickému testu, který byl prováděn následujícím způsobem: subjekt byl požádán, aby se přirozeným tempem procházel po baropodometru, a to celkem 4x tam a zpět. Pokud během dynamického testu došlo k nenadálému zvukovému podnětu v místnosti, ztrátě rovnováhy subjektu či jiným jevům, které mohly ovlivnit výsledky měření, byl test zrušen a proveden znovu.

4.4.2 Fáze II

Po vstupním vyšetření každý subjekt výzkumného souboru absolvoval 3 individuální či skupinové lekce, během nichž jsem je naučil základní cvičební sestavu metody SM-Systém. Subjekty byly instruovány k pravidelnému samostatnému dennímu cvičení této sestavy, a to minimálně po dobu 10 minut denně.

Subjekty kontrolního souboru metodu SM-systém během této fáze necvičily.

4.4.3 Fáze III – Výstupní vyšetření

Na začátku výstupního vyšetření každý subjekt vyplnil výstupní dotazník (přiložen v příloze č. 11). Poté bylo provedeno statické a dynamické vyšetření na baropodometru, a to stejným způsobem a ve stejném rozsahu jako při vstupním vyšetření.

4.4.4 Fáze IV – Vyhodnocování výsledků

Výstupní hodnoty naměřené baropodometrem byly zpracovány pomocí počítačového programu Milletrix, který je součástí softwaru přístroje. K hodnocení stavu podélné nožní klenby bylo použito speciální funkce tohoto programu, tzv. „Geometrie chodidla“. Mediální část středonoží byla programem označena jako plochonoží; pro hodnocení stavu podélné nožní klenby byla použita hodnota velikosti plochy zatížení tohoto segmentu.

4.5 Charakteristika výzkumného souboru

Výzkumnou skupinu tvořilo 20 dobrovolníků, 5 mužů a 15 žen, s věkovým průměrem 32 let. Nejčastější výskyt této hodnoty (tzv. medián) je 24 let.

Podle výsledků pilotního dotazníku vychází ve výzkumném souboru průměrná doba strávená sportovní aktivitou 2 hodiny týdně, medián je 1 hodina sportu týdně. Průměrná doba strávená sezením je 4,95 hodiny denně, medián této hodnoty je 3 hodiny denně.

45% subjektů výzkumného souboru nosilo v době vstupního vyšetření ortopedické vložky do bot, z toho 33% kratší dobu než 6 měsíců. Z těch co nosili ortopedické vložky do bot, vychází průměrná doba nošení vložek 4,11 hodiny denně, medián této hodnoty jsou 3 hodiny denně.

Dobrovolníci nepodstupovali během studie žádnou další terapii kromě metody SM-systém a v některých případech

pokračovali v korekci plochonoží ortopedickými vložkami, jak byli zvyklí.

Charakteristika jednotlivých subjektů výzkumného souboru je uvedena v tabulce v příloze č. 1.

4.6 Charakteristika kontrolního souboru

Kontrolní skupinu tvořilo 8 dobrovolníků, 2 muži a 6 žen, s věkovým průměrem 25 let. Medián této hodnoty je 22 let.

Podle výsledků pilotního dotazníku vychází ve výzkumném souboru průměrná doba strávená sportovní aktivitou 2 hodiny týdně, medián je 1 hodina sportu týdně.

Průměrná doba strávená sezením je 7,5 hodiny denně, medián této hodnoty je 8 hodin denně.

12,5% subjektů kontrolního souboru nosilo ortopedické vložky do bot, a to méně než 6 měsíců. Průměrná doba pravidelného denního nošení vložek je 1 hodina denně, medián této hodnoty je 1 hodina denně.

Charakteristika jednotlivých subjektů kontrolního souboru je uvedena v tabulce v příloze č. 2.

4.7 Výsledky

Zpracování výsledků měření na tenzometrické plošině baropodometru je demonstrováno u subjektu č. a01, výsledné hodnoty ostatních subjektů se nacházejí v přílohách č. 4-9.

tabulka č. 1 – Plocha zatížení mediálního segmentu středonoží při statických testech v cm²

| L1.1 | P1.1 | L1.2 | P1.2 | L1.3 | P1.3 | L2.1 | P2.1 | L2.2 | P2.2 | L2.3 | P2.3 |
|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

| pL1 | pP1 | pL2 | pP2 | zL | zP | zLP |
|------------|------------|------------|------------|-----------|-----------|------------|
| 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

legenda:

- L1.1 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm², první měření při vstupním vyšetření
- P1.1 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm², první měření při vstupním vyšetření
- L1.2 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm², druhé měření při vstupním vyšetření
- P1.2 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm², druhé měření při vstupním vyšetření
- L1.3 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm², třetí měření při vstupním vyšetření
- P1.3 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm², třetí měření při vstupním vyšetření
- L2.1 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm², první měření při výstupním vyšetření
- P2.1 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm², první měření při výstupním vyšetření
- L2.2 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm², druhé měření při výstupním vyšetření
- P2.2 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm² druhé měření při výstupním vyšetření
- L2.3 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm², třetí měření při výstupním vyšetření
- P2.3 plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm², třetí měření při výstupním vyšetření
- pL1 průměrná plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy při vstupním vyšetření v cm²

$$pL1 = (L1.1+L1.2+L1.3)/3$$
- pP1 průměrná plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy při vstupním vyšetření v cm²

$$pP1 = (P1.1+P1.2+P1.3)/3$$
- pL2 průměrná plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy při výstupním vyšetření v cm²

$$pL2 = (L2.1+L2.2+L2.3)/3$$

- pP2 průměrná plocha zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy při výstupním vyšetření v cm²
 $pP2 = (P2.1+P2.2+P2.3)/3$
- zL změna velikosti plochy zatížení segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm²
 $zL = pL2-pL1$
- zP změna velikosti plochy zatížení segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm²
 $zP = pP2-pP1$
- zLP průměrná změna velikosti plochy segmentu označeného jako plochonoží v cm²
 $zLP = (zL+zP)/2$

Z tabulky č. 1 můžeme odečíst, že v každém ze statických testů byla velikost plochy zatížení mediálního segmentu středonoží 0 cm². Změna této hodnoty po terapii metodou SM-systém je 0 cm².

tabulka č. 2 - Plocha zatížení mediálního segmentu středonoží při dynamických testech v cm²

| <u>pL1</u> | <u>pP1</u> | <u>pL2</u> | <u>pP2</u> | <u>zL</u> | <u>zP</u> | <u>zLP</u> |
|------------|------------|------------|------------|-----------|-----------|------------|
| 5 | 7 | 2 | 5 | -3 | -2 | -2,5 |

legenda:

- pL1 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy při vstupním vyšetření v cm².
- pP1 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy při vstupním vyšetření v cm²
- pL2 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy při výstupním vyšetření v cm²
- pP2 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy při výstupním vyšetření v cm²
- Hodnoty pL1, pP1, pL2 a pP2 jsou programem Milletrix automaticky vypočítány ze všech provedených nášlapů.
- zL změna velikosti plochy segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm²

| | |
|-----|--|
| | $zL = pL2 - pL1$ |
| zP | změna velikosti plochy segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm^2 |
| | $zP = pP2 - pP1$ |
| zLP | průměrná změna velikosti plochy segmentu označeného jako plochonoží v cm^2 |
| | $zLP = (zL + zP) / 2$ |

Z tabulky č. 2 můžeme odečíst, že u subjektu č. a01 došlo po terapii metodou SM-systém při dynamických testech ke zmenšení velikosti plochy zatížení mediální části středonoží na levé noze o $3 cm^2$ a na pravé noze o $2 cm^2$. Průměrně se tedy velikost plochonoží zmenšila o $2,5 cm^2$ na každé noze.

4.7.1 Vyhodnocení výsledků statických testů

U 15% subjektů výzkumného souboru došlo ke zmenšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží (záporná hodnota zLP), u 20% subjektů došlo ke zvětšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží (kladná hodnota zLP), a u 65% subjektů zůstala tato hodnota stejná. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je $0,01 cm^2$.

U 37,5% subjektů kontrolního souboru došlo ke zmenšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží a u 62,5% subjektů zůstala tato hodnota stejná. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je $-0,08 cm^2$.

Hypotéza H02: U 85% subjektů výzkumného souboru nedošlo ke zmenšení plochy zatížení mediální části středonoží, což je o 22,5% více v porovnání s kontrolním souborem. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je $0,01 cm^2$, což znamená v porovnání s kontrolním souborem rozdíl $0,09 cm^2$.

4.7.2 Vyhodnocení výsledků dynamických testů

U 65% subjektů výzkumného souboru došlo ke zmenšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží, u 25% subjektů došlo ke zvětšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží a u 10% subjektů zůstala tato hodnota stejná. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je $-1,3 \text{ cm}^2$.

U 62,5% subjektů kontrolního souboru došlo ke zmenšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží a u 37,5% subjektů došlo ke zvětšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je $0,31 \text{ cm}^2$.

tabulka č. 3 - Závislost výsledků dynamických testů na pravidelnosti cvičení a nošení ortopedických vložek

| soubor | celkem | OV ano | OV ne | cv>5 | cv<5 |
|-----------|-------------|------------|----------------------|-----------------------------|-------|
| výzkumný | -1,30* | -1,77 | -0,90 | -2,13 | -0,27 |
| kontrolní | 0,31 | -1,00 | 0,50 | - | - |
| | vF,G | F,G | F,G + cv>5 | F,G+cv>5 + OV ano | |
| výzkumný | 0,58 | -1,46 | -3,00 | -2,75 | |
| kontrolní | - | - | - | - | |

legenda:

*) Hodnoty uvedené v tabulce jsou průměrnou hodnotou zLP (změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží mezi vstupním a výstupním měřením v cm^2).

- celkem všechny subjekty daného souboru
- OV ano subjekty nosící ortopedické vložky do bot
- OV ne subjekty nenosící ortopedické vložky do bot
- cv>5 subjekty, které cvičily metodu SM-systém pravidelně 5 a více dnů v týdnu
- cv<5 subjekty, které metodu SM-systém cvičily pravidelně méně než 5 dnů v týdnu

| | |
|-----------------|--|
| vF,G | subjekty, které ze cvičení vynechaly cviky F a G |
| F,G | subjekty, které ze cvičení cviky F a G nevynechaly |
| F,G+cv>5 | subjekty, které ze cvičení nevynechaly cviky F a G a zároveň cvičily více jak pět dnů v týdnu |
| F,G+cv>5+OV ano | subjekty, které ze cvičení nevynechaly cviky F a G, cvičily více jak pět dnů v týdnu a zároveň nosily ortopedické vložky |

Velikost plochy zatížení mediální části středonoží byla průměrně ve všech případech menší při výstupním měření u výzkumného souboru než u souboru kontrolního. Průměrně nejlepších výsledků bylo dosaženo u subjektů, které cvičily pravidelně 5 a více dnů v týdnu a zároveň cvičily celou základní cvičební sestavu. Poměrně velký rozdíl byl shledán mezi subjekty, které cvičily 5 a více dnů v týdnu, a mezi subjekty, které cvičily méně jak 5 dnů v týdnu. Tento rozdíl činí ve velikosti plochy zatížení mediální části středonoží 1,86 cm². Taktéž byl shledán velký rozdíl mezi subjekty, které cvičily celou cvičební sestavu, a mezi těmi, které vynechaly cviky F a G základní cvičební sestavy. Tento rozdíl činí ve velikosti plochy zatížení mediální části středonoží 2,04 cm².

Hypotéza H01: U 65% subjektů výzkumného souboru došlo ke zmenšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží, což je o 2,5% více v porovnání s kontrolním souborem. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je -1,3 cm², což znamená v porovnání s kontrolním souborem rozdíl 1,61 cm².

5. Diskuze

Cílem studie bylo ověřit vliv spirální stabilizace na nožní klenbu. K ověření byl použit digitální baropodometr varianty Sensor One firmy Diagnostic Support. Výhodu použití tohoto přístroje spatřuji v možnosti digitálně zhodnotit stav nožní klenby jak ve stoji, tak při chůzi. Nevýhodu vidím v nízké rozlišovací schopnosti tohoto druhu přístroje, kdy na 1 cm² je přítomen pouze jeden senzor.

Jako podezřelé se mi jeví výsledky statických testů, kdy přístroj jen velmi výjimečně zaznamenal zatížení v mediální části středonoží, označené jako plochonoží. Tuto skutečnost jsem konzultoval s Ing. Jiřím Tábořským, ředitelem ortopedické výroby firmy Ergon, která se zabývá výrobou ortopedických vložek podle baropodometrického vyšetření. Domníváme se, že příčina této skutečnosti je ve snížené citlivosti senzorů na tenzometrické plošině v oblasti, kde se provádí statické vyšetření. Dalším nedostatkem je absence přesné definice algoritmu, podle kterého program Milletrix označuje na otisku přednoží, středonoží a zánoží.

Výsledky mohly být ovlivněny aktuálním psychickým stavem či denní dobou měření, ale jistě byly ovlivněny uvedenými nedostatky použitého detekčního přístroje. Pro další výzkum by bylo vhodné provádět statické vyšetření např. na podoskanalyzeru, který umožňuje přesnější digitální zhodnocení stavu nožní klenby. Pro dynamické vyšetření chůze by bylo vhodné použít citlivějšího baropodometru s větší rozlišovací schopností.

Nevýhodu studie spatřuji v krátkém časovém intervalu mezi vstupním a výstupním vyšetřením. Aktivitu svalů udržujících nožní klenbu ze základního souboru cviků metody

SM-systém nejvíce zvyšují cviky prováděné ve stoji na jedné noze. Tyto jsou však technicky velmi náročné a subjekty je cvičily nejkratší dobu z celé sestavy, až po dokonalém zvládnutí cviků ostatních. Domnívám se, že by bylo žádoucí prodloužit dobu trvání studie alespoň o 3 měsíce. Nízké procento úspěchu je možno odůvodnit nedostatečným tréninkem a nedostatečnou kontrolou kvality provedení.

Může vyvstat otázka, zda svalové spirály aktivují m. tibialis anterior, či zda aktivitu m. tibialis anterior potřebují pro svou aktivaci. Myslím si, že aktivita m. tibialis anterior není podmínkou pro aktivaci spirálního svalového řetězce, protože aktivita těchto řetězců je při cvičení palpačně pozorovatelná v oblasti trupu i vsedě. Aktivita m. tibialis anterior však nastoupí ve stoji, pokud splníme podmínku aktivace m. gluteus maximus a zachováme extenzi (či minimální flexi) v kolenním kloubu. Otázkou pak zůstává, nakolik je tato aktivace způsobena svalovým zřetěžením, a nakolik je způsobena zvýšenými nároky pro zachování stability (při stoji na jedné DK). Myslím si, že aktivita m. tibialis anterior zvýší aferenci z dolní končetiny, a tím má zpětně za následek zvýšení aktivace spirálního řetězce.

Závěr

Hlavním cílem studie bylo ověřit vliv spirální stabilizace na nožní klenbu.

Ověřovány byly tyto hypotézy:

H01: U výzkumného souboru se při chůzi zmenší velikost plochy zatížení mediální části středonoží.

H02: U výzkumného souboru se při stožení nezmenší velikost plochy zatížení mediální části středonoží.

Stav nožní klenby byl posuzován na základě výsledků statických a dynamických měření digitálním baropodometrem.

Hypotéza H01: U 65% subjektů výzkumného souboru došlo ke zmenšení plochy zatížení mediálního segmentu středonoží, což je o 2,5% více v porovnání s kontrolním souborem. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je $-1,3 \text{ cm}^2$, což znamená v porovnání s kontrolním souborem rozdíl $1,61 \text{ cm}^2$.

Hypotéza H02: U 85% subjektů výzkumného souboru nedošlo ke zmenšení plochy zatížení mediální části středonoží, což je o 22,5% více v porovnání s kontrolním souborem. Průměrná změna velikosti plochy zatížení mediálního segmentu středonoží je $0,01 \text{ cm}^2$, což znamená v porovnání s kontrolním souborem rozdíl $0,09 \text{ cm}^2$.

Souhrn

V teoretické části jsou shrnuty poznatky o anatomii, kineziologii a funkci nohy ve stoji a v krokovém cyklu chůze. Jsou zde také popsány teoretické základy metody SM-systém.

Praktická část obsahuje studii, která měla za cíl objektivizovat vliv spirální stabilizace na nožní klenbu při stoji a chůzi. Hodnocení bylo prováděno na 2 skupinách dobrovolníků – výzkumném souboru čítajícím 20 subjektů, a kontrolním souboru čítajícím 8 subjektů. Hodnocení stavu nožní klenby bylo prováděno na baropodometru.

Vyšetření stoje na baropodometru nevykázalo výrazné odchylky ve stavu nožní klenby u výzkumného i kontrolního souboru.

Vyšetření chůze na baropodometru vykázalo větší zvýšení nožní klenby u výzkumného souboru v porovnání s kontrolním souborem.

Summary

In the theoretical part findings about anatomy, kinesiology and foot function in standing position and gait cycle are summarized. There are also described the theoretical foundations of the SM-systém method.

The practical part includes a study that was designed to verify the effect on plantar arch during standing and walking. The evaluation was conducted on 2 groups of volunteers - research group counts 20 subjects, and the control group, which counts eight subjects.

The evaluation of plantar arch was carried out on the baropodometer.

Examination of standing on the baropodometer did not show significant deviations in the state of plantar arch in the research group nor in the control group.

Examination of walking on the baropodometer showed a greater increase of plantar arch in the research group, compared with the control group.

Seznam použité literatury

- AYYAPPA, Ed. *Normal Human Locomotion* [online]. [cit. 27.4.2010] Dostupné z:
http://www.oandp.org/jpo/library/1997_01_010.asp
- BOGEY, Ross. *Gait Analysis* [online]. 29.10.2009 [cit. 27.4.2010] Dostupné z: <http://emedicine.medscape.com/article/320160-overview>
- CAN, Emine. *Normal Gait Cycle* [online]. [cit. 27.4.2010] Dostupné z: <http://www.slideshare.net/EMYJANE/normal-gait-cycle>
- ČIHÁK, Radomír. *Anatomie 1*. 2.vyd. Praha: Grada Publishing, 2001. 516s. ISBN 80-7169-970-5.
- DONELLI, F.M. *Feet and posture* [online]. 5.7.2007 [cit. 27.4.2010] Dostupné z:
http://www.footpoint.com/us/pages/doc01_feet_and_posture.html
- DYLEVSKÝ, Ivan. *Funkční anatomie lidského těla*. Praha: Mills, 2000. 309s.
- Electronic Baropodometer* [online]. Diagnostic Support. [cit. 27.4.2010] Dostupné z:
<http://www.diasu.com/Site%20Eng/main.htm>
- INVERARITY, Laura. *The Gait Cycle* [online]. 3.8.2007 [cit. 27.4.2010] Dostupné z:
<http://physicaltherapy.about.com/od/abbreviationsandterms/a/Gaitcycle.htm>
- KOMENDOVÁ, Radka. *Analýza distribuce tlaků chodidla ve stoji a chůzi u osob s diagnózou calcar calcanei před terapií a po terapii rázovou vlnou*. Diplomová práce, Praha, 2009.

PERTTUNEN, Jarmo. *Foot Loading in Normal and Pathological Walking*. University of Jyväskylä, 2002. 90p. ISBN 951-39-1222-1

PETROVICKÝ, Pavel et.al.. *Systematická, topografická a klinická anatomie II. pohybový aparát končetin*. Praha: Karolinum, 1998. 179s. ISBN 80-7184-108-0, ISBN 80-7184-110-2.

SAMMARCO, G. James. *Rehabilitation of the Foot and Ankle*. St. Louis: Mosby-Year Book,inc., 1995, p. 30-43. ISBN 0-8016-7771-8.

SARMINI, Mahmoud. *Understanding Normal and Pathological Gait* [online]. [cit. 27.4.2010] Dostupné z: http://www.medschool.lsuhschool.edu/physical_medicine/PPT/Normals_Pathological_Gait.ppt

SMÍŠEK, Richard et.al.. *Spirální stabilizace - 12 základních cviků*. MUDr. Richard Smíšek: Praha, 2009. 155s. ISBN 978-80-904292-0-8.

SMÍŠEK, Richard et.al.. *Spirální stabilizace - 40 cviků*. MUDr. Richard Smíšek: Praha, 2005. 110s. ISBN 80-239-4688-9.

TRINDER, Shayne. *An Introduction to the Gait Cycle and Gait Examination* [online]. [cit. 27.4.2010] Dostupné z: <http://www.dunningandtrinder.co.uk/Presentations/THE%20GAIT%20CYCLE.ppt>

VÉLE, František. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum, 1995. 85s. ISBN 80-7184-100-5.

VÉLE, František. *Kineziologie*. 2. vyd. Praha: Triton, 2006. 375s. ISBN 80-7254-837-9.

Seznam příloh

| | |
|-----------------------|---|
| Příloha č. 1 : | Vstupní charakteristika výzkumného souboru...55 |
| Příloha č. 2 : | Vstupní charakteristika kontrolního souboru....57 |
| Příloha č. 3 : | Výsledky výstupního dotazníku u výzkumného souboru.....58 |
| Příloha č. 4 : | Výsledky statického vyšetření u výzkumného souboru 1.....59 |
| Příloha č. 5: | Výsledky statického vyšetření u výzkumného souboru 2.....61 |
| Příloha č. 6 : | Výsledky statického vyšetření u kontrolního souboru 1.....62 |
| Příloha č. 7: | Výsledky statického vyšetření u kontrolního souboru 2.....63 |
| Příloha č. 8 : | Výsledky dynamického vyšetření u výzkumného souboru.....63 |
| Příloha č. 9: | Výsledky dynamického vyšetření u kontrolního souboru.....64 |
| Příloha č. 10: | Vstupní dotazník.....65 |
| Příloha č. 11: | Výstupní dotazník.....66 |
| Příloha č. 12: | Geometrie chodidla – grafické zobrazení.....67 |
| Příloha č. 13: | Grafické znázornění cviků základní cvičební sestavy metody SM-systém.....67 |
| Příloha č. 14: | Grafické znázornění spirálních svalových zřetězení.....68 |

Přílohy

Příloha č. 1 : Vstupní charakteristika výzkumného souboru

| <u>č. subj.</u> | <u>věk</u> | <u>pohlaví</u> | <u>Sport (hod)</u> | <u>druh sportu</u> | <u>denně sezení (hod)</u> | <u>OV</u> | <u>OV (hod)</u> | <u>vOV</u> |
|-----------------|------------|----------------|--------------------|----------------------------|---------------------------|--------------|-----------------|------------------|
| a01 | 39 | ž | 0 | 0 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| a02 | 47 | ž | 1 | 0 | 5 | 0 | 0 | 0 |
| a03 | 40 | ž | 0 | 0 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| a04 | 23 | ž | 1 | ricochet | 9 | 0 | 0 | 0 |
| a05 | 24 | m | 3 | tělesná cvičení | 9 | 0 | 0 | 0 |
| a06 | 22 | ž | 7 | jazzový tanec | 3 | 0 | 0 | 0 |
| a07 | 18 | ž | 1 | tělocvik | 7 | 3-6 měsíců | 1 | otisk |
| a08 | 39 | ž | 1 | chůze | 3 | 0 | 0 | 0 |
| a09 | 22 | ž | 3 | spinning, běh, plavání | 3 | 3 a více let | 5 | otisk |
| a10 | 34 | ž | 1 | pilates, power jóga | 2 | 0 | 0 | 0 |
| a11 | 30 | ž | 1 | cyklistika | 3 | 0 | 0 | 0 |
| a12 | 40 | ž | 1 | 0 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| a13 | 38 | ž | 1 | cyklistika turistika, jóga | 3 | 2-3 roky | 9 | otisk |
| a14 | 30 | ž | 1 | plavání | 3 | 0-3 měsíce | 1 | podle délky nohy |

| | | | | | | | | |
|-----|----|---|---|--------------------------------|---|-----------------|---|------------------------|
| a15 | 51 | m | 3 | squash, lyže, cyklistika | 9 | 0-3 měsíce | 9 | podoskop |
| a16 | 21 | m | 1 | ricochet | 9 | 3 a více let | 1 | podoskop |
| a17 | 21 | m | 1 | in-line, běh | 7 | 3 a více let | 7 | podle délky nohy |
| a18 | 46 | m | 1 | čínské tělesné cvičení | 3 | 2-3 roky | 3 | podoskop |
| a19 | 43 | ž | 1 | cyklistika | 5 | 0 | 0 | 0 |
| a20 | 17 | ž | 3 | jízda na koni, volejbal | 7 | 3 a více let | 1 | otisk |

legenda:

sport(hod) čas strávený týdně sportovní aktivitou

OV čas, po který subjekt používá ortopedické vložky

OV (hod) čas denně strávený nošením ortopedických vložek v hodinách

vOV vyšetření, které bylo provedeno za účelem výroby ortopedických vložek

Legenda se vztahuje i k tabulce v příloze č. 2.

Příloha č. 2 : Vstupní charakteristika kontrolního souboru

| <u>č. subj</u> - | <u>věk</u> | <u>pohlaví</u> | <u>Sport (hod)</u> | <u>druh sportu</u> | <u>denně sezení(hod)</u> | <u>OV</u> | <u>OV (hod)</u> | <u>OV</u> |
|---------------------|------------|----------------|--------------------|------------------------------|--------------------------|-------------------|-----------------|----------------------|
| b01 | 22 | ž | 1 | spinning | 7 | 0 | 0 | 0 |
| b02 | 22 | ž | 1 | lezení, tanec | 9 | 0 | 0 | 0 |
| b03 | 23 | m | 1 | fotbal | 7 | 0 | 0 | 0 |
| b04 | 21 | ž | 3 | jóga | 9 | 0 | 0 | 0 |
| b05 | 22 | m | 3 | plavání, lezení | 9 | 0 | 0 | 0 |
| b06 | 31 | ž | 5 | aerobic, plavání, jóga | 5 | 0 | 0 | 0 |
| b07 | 35 | ž | 1 | 0 | 5 | 0-3 měsí ců | 1 | baro podo metr |
| b08 | 22 | ž | 1 | plavání | 9 | 0 | 0 | 0 |

legenda:

je uvedena u tabulky v příloze č.1.

**Příloha č. 3 : Výsledky výstupního dotazníku u
výzkumného souboru**

| <u>č. subj.</u> | <u>četnost cvičení</u> | <u>délka cvičení</u> | <u>vynechané cviky</u> |
|-----------------|------------------------|----------------------|------------------------|
| a01 | 3 | 20 | 0 |
| a02 | 6 | 15 | E |
| a03 | 3 | 15 | F, G |
| a04 | 6 | 10 | 0 |
| a05 | 4 | 25 | 0 |
| a06 | 6 | 25 | 0 |
| a07 | 6 | 15 | 0 |
| a08 | 3 | 15 | F,G |
| a09 | 7 | 15 | 0 |
| a10 | 3 | 10 | H+,I+,J+,K+ |
| a11 | 3 | 15 | F,G |
| a12 | 3 | 15 | 0 |
| a13 | 3 | 20 | F,G |
| a14 | 3 | 25 | F,G |
| a15 | 6 | 10 | 0 |
| a16 | 6 | 10 | 0 |
| a17 | 5 | 10 | 0 |
| a18 | 7 | 15 | 0 |
| a19 | 6 | 15 | 0 |
| a20 | 7 | 10 | 0 |

legenda:

četnost cvičení průměrný počet dní v týdnu, kdy subjekt cvičil cviky
základní sestavy metody SM-systém

délka cvičení průměrná délka jedné cvičební jednotky v minutách

Příloha č. 4 : Výsledky statického vyšetření u výzkumného souboru 1

| č. subj. | L1. 1 | P1. 1 | L1. 2 | P1. 2 | L1. 3 | P1. 3 | L2. 1 | P2. 1 | L2. 2 | P2. 2 | L2. 3 | P2. 3 |
|-----------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| a01 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a02 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a03 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a04 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a05 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a06 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a07 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a08 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a09 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| a10 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a11 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a12 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 |
| a13 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 1 |
| a14 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a15 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 1 | 2 | 0 |
| a16 | 1 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a17 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a18 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a19 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a20 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

legenda:

L1.1 plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm², první měření při vstupním vyšetření

- P1.1 plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm^2 , první měření při vstupním vyšetření
- L1.2 plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm^2 , druhé měření při vstupním vyšetření
- P1.2 plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm^2 , druhé měření při vstupním vyšetření
- L1.3 plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm^2 , třetí měření při vstupním vyšetření
- P1.3 plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm^2 , třetí měření při vstupním vyšetření
- L2.1 plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm^2 , první měření při výstupním vyšetření
- P2.1 plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm^2 , první měření při výstupním vyšetření
- L2.2 plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm^2 , druhé měření při výstupním vyšetření
- P2.2 plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm^2 , druhé měření při výstupním vyšetření
- L2.3 plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm^2 , třetí měření při výstupním vyšetření
- P2.3 plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm^2 , třetí měření při výstupním vyšetření

Legenda se vztahuje i k tabulce v příloze č. 6

Příloha č. 5: Výsledky statického vyšetření u výzkumného souboru 2

| č. subj. | pL1 | pP1 | pL2 | pP2 | zL | zP | zLP |
|----------|------|------|------|------|-------|-------|-------|
| a01 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a02 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a03 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a04 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a05 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a06 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a07 | 0 | 0 | 0 | 0,33 | 0 | 0,33 | 0,16 |
| a08 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a09 | 0,33 | 0 | 0,33 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a10 | 0 | 0,33 | 0 | 0 | 0 | -0,33 | -0,16 |
| a11 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a12 | 0 | 0 | 0,33 | 0 | 0,33 | 0 | 0,16 |
| a13 | 0 | 0 | 0 | 0,66 | 0 | 0,66 | 0,33 |
| a14 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a15 | 0 | 0,33 | 0,66 | 0,33 | 0,66 | 0 | 0,33 |
| a16 | 0,66 | 0 | 0 | 0 | -0,66 | 0 | -0,33 |
| a17 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a18 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a19 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a20 | 0,33 | 0 | 0 | 0 | -0,33 | 0 | -0,16 |

legenda:

- pL1 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy při vstupním vyšetření v cm²
- pP1 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy při vstupním vyšetření v cm²
- pL2 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží levé nohy při výstupním vyšetření v cm²
- pP2 průměrná plocha segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy při výstupním vyšetření v cm²
- zL změna velikosti plochy segmentu označeného jako plochonoží levé nohy v cm²
- zP změna velikosti plochy segmentu označeného jako plochonoží pravé nohy v cm²
- zLP průměrná změna velikosti plochy segmentu označeného jako plochonoží v cm²
 $zLP = (zL+zP)/2$

Legenda se vztahuje i k tabulce v příloze č. 7, 8 a 9.

Příloha č. 6 : Výsledky statického vyšetření u kontrolního souboru 1

| č. subj. | L1.1 | P1.1 | L1.2 | P1.2 | L1.3 | P1.3 | L2.1 | P2.1 | L2.2 | P2.2 | L2.3 | P2.3 |
|-----------------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|------|
| b01 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b02 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b03 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b04 | 0 | 0 | 0 | 1 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b05 | 2 | 0 | 3 | 0 | 1 | 1 | 2 | 0 | 2 | 0 | 2 | 1 |
| b06 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b07 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b08 | 0 | 2 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |

legenda:

je uvedena u tabulky v příloze č. 4.

Příloha č. 7: Výsledky statického vyšetření u kontrolního souboru 2

| <u>č. subj.</u> | <u>pL1</u> | <u>pP1</u> | <u>pL2</u> | <u>pP2</u> | <u>zL</u> | <u>zP</u> | <u>zLP</u> |
|-----------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-----------|------------|
| b01 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b02 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b03 | 0 | 0,33 | 0 | 0 | 0 | -0,33 | -0,16 |
| b04 | 0 | 0,33 | 0 | 0 | 0 | -0,33 | -0,16 |
| b05 | 2 | 0,33 | 2 | 0,33 | 0 | 0 | 0 |
| b06 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b07 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| b08 | 0 | 0,66 | 0 | 0 | 0 | -0,66 | -0,33 |

legenda:

je u vedena u tabulky v příloze č. 5.

Příloha č. 8 : Výsledky dynamického vyšetření u výzkumného souboru

| <u>č. subj.</u> | <u>pL1</u> | <u>pP1</u> | <u>pL2</u> | <u>pP2</u> | <u>zL</u> | <u>zP</u> | <u>zLP</u> |
|-----------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-----------|------------|
| a01 | 5 | 7 | 2 | 5 | -3 | -2 | -2,5 |
| a02 | 2 | 0 | 3 | 2 | 1 | 2 | 1,5 |
| a03 | 3 | 3 | 3 | 3 | 0 | 0 | 0 |
| a04 | 7 | 6 | 0 | 8 | -7 | 2 | -2,5 |
| a05 | 8 | 4 | 5 | 4 | -3 | 0 | -1,5 |
| a06 | 5 | 14 | 5 | 1 | 0 | -13 | -6,5 |
| a07 | 14 | 7 | 3 | 2 | -11 | -5 | -8 |
| a08 | 1 | 3 | 3 | 7 | 2 | 4 | 3 |
| a09 | 5 | 10 | 3 | 16 | -2 | 6 | 2 |
| a10 | 3 | 0 | 0 | 2 | -3 | 2 | -0,5 |
| a11 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| a12 | 4 | 2 | 6 | 2 | 2 | 0 | 1 |
| a13 | 2 | 6 | 5 | 0 | 3 | -6 | -1,5 |
| a14 | 2 | 4 | 0 | 5 | -2 | 1 | -0,5 |
| a15 | 5 | 6 | 13 | 3 | 8 | -3 | 2,5 |
| a16 | 7 | 4 | 6 | 0 | -1 | -4 | -2,5 |
| a17 | 2 | 3 | 1 | 0 | -1 | -3 | -2 |
| a18 | 10 | 3 | 2 | 3 | -8 | 0 | -4 |
| a19 | 4 | 2 | 0 | 2 | -4 | 0 | -2 |
| a20 | 2 | 4 | 0 | 2 | -2 | -2 | -2 |

legenda:

je u vedena u tabulky v příloze č. 5.

Příloha č. 9: Výsledky dynamického vyšetření u kontrolního souboru

| <u>č. subj.</u> | <u>pL1</u> | <u>pP1</u> | <u>pL2</u> | <u>pP2</u> | <u>zL</u> | <u>zP</u> | <u>zLP</u> |
|-----------------|------------|------------|------------|------------|-----------|-----------|------------|
| b01 | 1 | 1 | 0 | 0 | -1 | -1 | -1 |
| b02 | 4 | 10 | 13 | 6 | 9 | -4 | 2,5 |
| b03 | 6 | 7 | 12 | 7 | 6 | 0 | 3 |
| b04 | 3 | 3 | 1 | 4 | -2 | 1 | -0,5 |
| b05 | 6 | 0 | 2 | 2 | -4 | 2 | -1 |
| b06 | 1 | 0 | 5 | 1 | 4 | 1 | 2,5 |
| b07 | 3 | 2 | 2 | 1 | -1 | -1 | -1 |
| b08 | 4 | 4 | 1 | 3 | -3 | -1 | -2 |

legenda:

je u vedena u tabulky v příloze č. 5.

Příloha č. 10: Vstupní dotazník

1) Týdně sportuji:

- a) vůbec
- b) 0-2 hodiny
- c) 2-4 hodiny
- d) 4-6 hodin
- e) 6-8 hodin
- f) 8 a více hodin

Napište prosím druh provozovaného sportu:

2) Denně sedím:

- a) 0-1 hodinu
- b) 1-2 hodiny
- c) 2-4 hodiny
- d) 4-6 hodin
- e) 6-8 hodin
- f) 8 a více hodin

3) Ortopedické vložky do bot nosím:

- a) vůbec
- b) 0-3 měsíce
- c) 3-6 měsíců
- d) 6 měsíců - 1 rok
- e) 1-2 roky
- f) 2-3 roky
- g) 3 a více let

4) Ortopedické vložky do bot nosím denně:

- a) vůbec
- b) 0-2 hodiny
- c) 2-4 hodiny
- d) 4-6 hodin
- e) 6-8 hodin
- f) 8 a více hodin

5) Pokud nosíte ortopedické vložky, upřesněte prosím, jaké vyšetření Vám bylo pro vybrání správných vložek

provedeno:

- a) vložky pouze podle délky nohy
- b) vložky podle otisku
- c) vložky podle měření baropodometrem
- d) vložky podle měření podoskopem
- e) jiné:

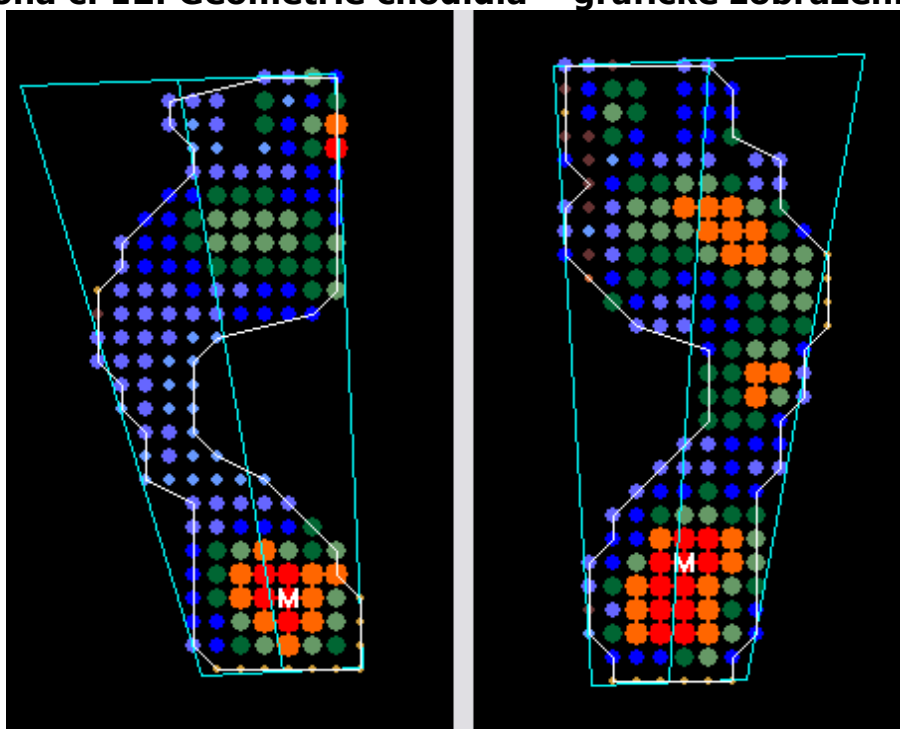
Příloha č. 11: Výstupní dotazník

- 1) Kolik dní v týdnu jste pravidelně cvičil(a) metodu SM-systém?

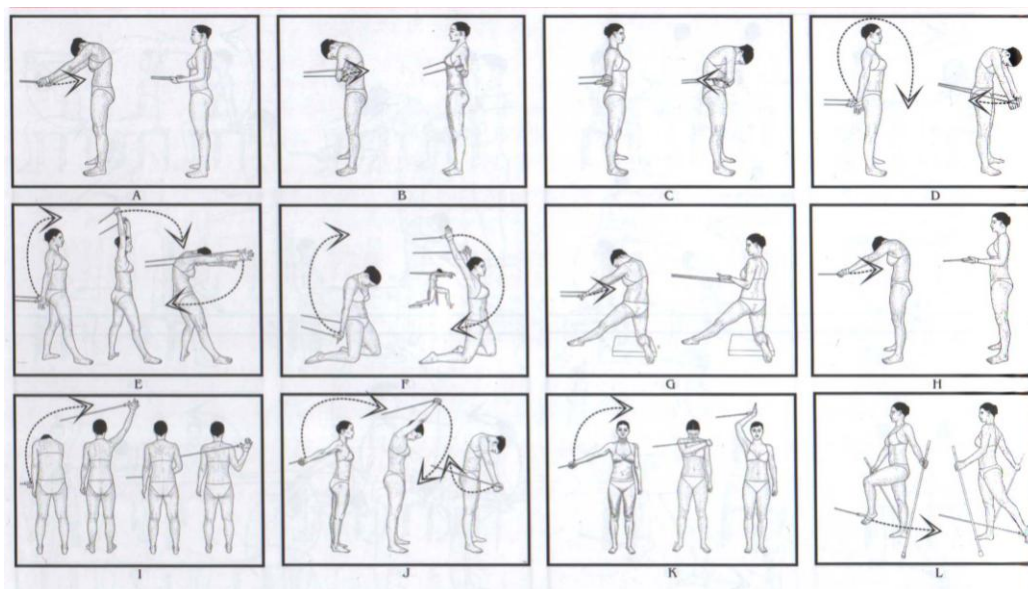
- 2) Průměrně kolik minut trvala Vaše jedna cvičební jednotka?

- 3) Vynechal(a) jste ze sestavy nějaké cviky?

Příloha č. 12: Geometrie chodidla – grafické zobrazení

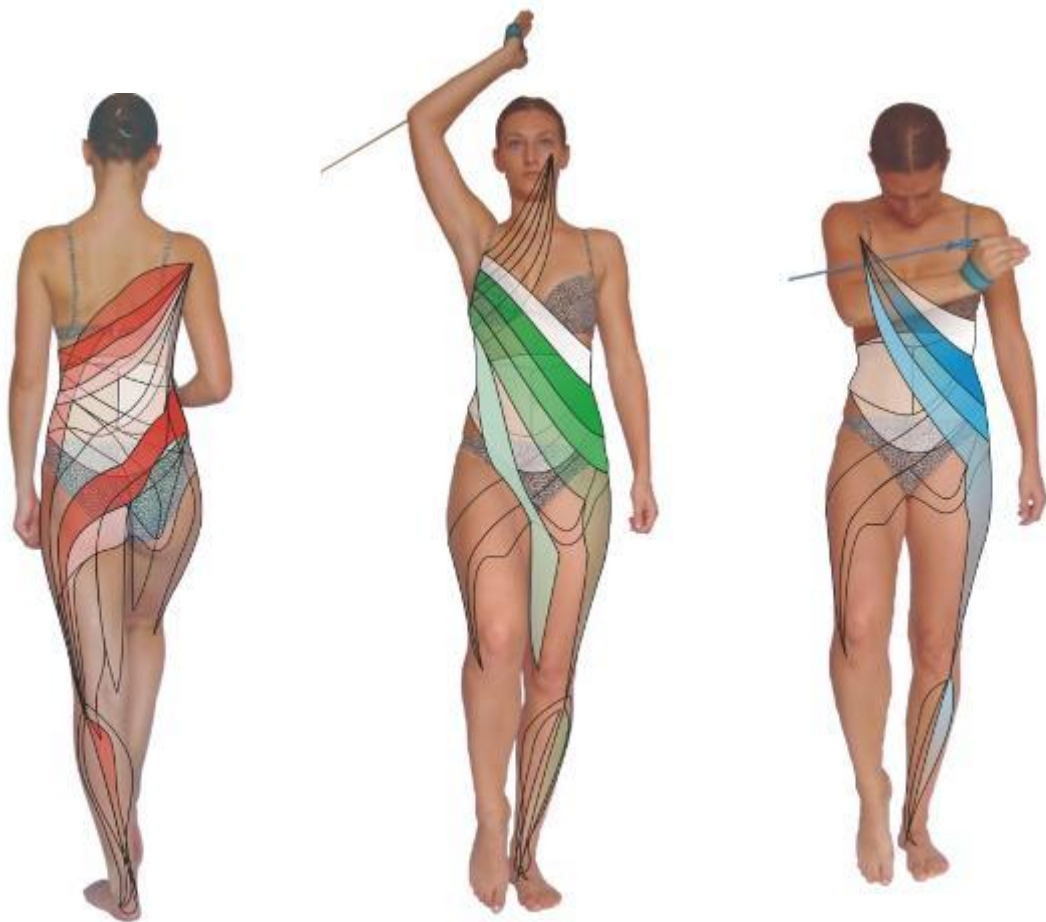


Příloha č. 13: Grafické znázornění cviků základní cvičební sestavy metody SM-systém



Zdroj: SMÍŠEK, Richard et.al. *Spirální stabilizace páteře, 12 základních cviků*. 2009 ISBN 978-80-904292-0-8

Příloha č. 14: Grafické znázornění spirálních svalových zřetězení



latissimus dorsi

serratus anterior

pectoralis major

zdroj:

http://www.smsystem.cz/index_soubory/Principy.htm