

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE

2. LÉKAŘSKÁ FAKULTA

Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství

Bc. Karolína Vojtěchovská

**Vliv autoterapie Dynamické
neuromuskulární stabilizace
na funkční vady nohy**

Diplomová práce

Praha 2023

Autor práce: **Bc. Karolína Vojtěchovská**

Vedoucí práce: **Mgr. Lenka Oplatková**

Oponent práce: **Mgr. Jakub Novák, PhD.**

Datum obhajoby: **2023**

Bibliografický záznam

VOJTĚCHOVSKÁ, Karolína. Vliv autoterapie Dynamické neuromuskulární stabilizace na funkční vady nohy. Praha: Univerzita Karlova, 2. Lékařská fakulta, Klinika rehabilitace a tělovýchovného lékařství, 2023. 96s

Vedoucí diplomové práce Mgr. Lenka Oplatková.

Abstrakt

Tato diplomová práce byla zaměřena na prokázání vlivu autoterapie Dynamické neuromuskulární stabilizace na funkční vady nohy v porovnání s autoterapií dle analytického přístupu.

V rámci teoretické části byly shrnuty poznatky ohledně kineziologie nohy a chůze, vývojové kineziologie jakožto stěžejního období pro rozvoj chůze a formaci nohy, vztahu nohy a postury a funkční vady nohy.

METODIKA: V této práci bylo 26 probandů ve věku 20-26 let rozděleno do dvou skupin, a to do skupiny s názvem DNS a skupiny Analytik. Názvy skupin byly zvoleny dle druhu autoterapie. Na počátku této práce proběhlo vstupní měření, kde byli probandi v obou skupinách změřeni pomocí plošiny Physionesnig ve vybraných pěti testech. Těmito testy jsou: *Static analysis*, *Unilateral Stance*, *Sit-to-stand*, *Weight bearing squat*, *Dynamic analysis*. Jednotliví probandi byli po iniciálním měření pomocí plošiny Physiosensing instruováni a zaučeni fyzioterapeutkou do autoterapie ohledně dané cvičební sestavy. Po 6týdenní autoterapii proběhlo druhé měření. Naměřená data byla statisticky zpracována pomocí programu *Jamovi*, verze 2.3.26.0.

VÝSLEDKY: Z hlavních výsledků práce vyplývá, že ani u jedné skupiny nedošlo po 6týdenní autoterapii ke zlepšení ve více jak polovině měřených parametrů, jak jsme předpokládali. I přesto docházíme k významným výsledkům.

Autoterapie dle DNS i Analytického přístupu měla statisticky významný vliv na snížení průměrného plantárního tlaku; a to jak ve statice, tak dynamice.

Po 6týdenní autoterapii se skupina DNS zlepšila statisticky významně více v parametru Maximum Pressure oproti skupině Analytik.

Autoterapie dle DNS významně ovlivnila snížení maximálního plantárního tlaku při chůzi, konkrétně Max Pressure, kde $p < .001$ a Cohenovo $d = 1.4402$.

ZÁVĚR: Výsledky této práce potvrzují, že 6týdenní autoterapie u obou skupin měla vliv na některé vybrané parametry hodnotící funkci nohy v rámci pěti vybraných testů. U skupiny DNS došlo k signifikantnímu zlepšení v 9 měřených parametrech, zatímco u skupiny Analytik došlo ke zlepšení pouze v 6 měřených parametrech.

Abstract

This thesis aimed to demonstrate the effect of Dynamic Neuromuscular Stabilization autotherapy on functional foot disorders in comparison with autotherapy according to the analytical approach.

The theoretical part summarized the findings regarding foot and gait kinesiology, developmental kinesiology as a pivotal period for gait development and foot formation, the relationship between foot and posture, and functional foot defects.

METHODOLOGY: In this study, 26 probands aged 20-26 years were divided into two groups, namely, the DNS group and the Analyst group. The names of the groups were chosen according to the type of self-therapy. At the beginning of this work, an initial measurement was conducted where probands in both groups were measured using Physionesnig platform in selected five tests. These tests are Static analysis, Unilateral Stance, Sit-to-stand, Weight bearing squat, Dynamic analysis. After the initial measurement using the Physiosensing platform, individual probands were instructed and coached by the physiotherapist in self-therapy regarding the given exercise set-up. After a 6-week autotherapy session, a second measurement was performed. The measured data were statistically processed using the Jamovi program, version 2.3.26.0.

RESULTS: The main results of the study show that neither group improved in more than half of the measured parameters after 6 weeks of autotherapy, as we expected. Despite this, significant results were obtained.

Autotherapy according to both the DNS and Analytical Approach had a statistically significant effect on the reduction of mean plantar pressure; both in static and dynamic measures.

After 6 weeks of autotherapy, the DNS group improved statistically significantly more in the Maximum Pressure parameter compared to the Analytic group.

Autotherapy according to DNS significantly influenced the reduction in maximum plantar pressure during walking, specifically Max Pressure, where $p < .001$ and Cohen's $d = 1.4402$.

CONCLUSION: The results of this study confirm that the 6-week autotherapy in both groups had an effect on some selected parameters assessing foot function in the five selected tests. The DNS group showed significant improvement in 9 measured parameters, while the Analytic group showed improvement in only 6 measured parameters.

Klíčová slova

kineziologie nohy, funkční vady nohy, autoterapie, Dynamická neuromuskulární stabilizace, Statická analýza nohy, Dynamická analýza nohy, Physiosensing

Keywords

foot kinesiology, functional foot disorders, autotherapy, Dynamic neuromuscular stabilization, Static foot analysis, Dynamic foot analysis, Physiosensing

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracovala samostatně pod vedením Mgr. Lenky Oplatkové, uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a dodržovala zásady vědecké etiky. Dále prohlašuji, že stejná práce nebyla použita pro k získání jiného nebo stejného akademického titulu.

V Praze dne 10.8.2023

Bc. Karolína Vojtěchovská

Poděkování

Mé poděkování patří především Mgr. Lence Oplatkové za vedení, trpělivost a cenné rady během zpracování diplomové práce a taktéž děkuji za zprostředkování přístroje Physiosensing. Zároveň chci velmi poděkovat své rodině za podporu v období studia.

OBSAH

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	7
ÚVOD	8
1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ	9
1.1 KINEZIOLOGIE NOHY.....	9
1.1.1 Klenby nohy	10
1.1.2 „Foot core system“	12
1.2 KINEZIOLOGIE CHŮZE	13
1.2.1 Kinematika akra dolní končetiny v průběhu krokového cyklu	16
1.3 VÝVOJOVÁ KINEZIOLOGIE A LOKOMOCE.....	19
1.3.1 Vývojová kineziologie a klíčové body pro vznik bipedální lokomoce v 1. roce věku.....	19
1.3.2 Vliv posturálního vývoje na funkci a formaci nohy a jiné faktory.....	21
1.3.3 Další faktory ovlivňující formaci a funkci nohy	23
1.4 GLOBÁLNÍ VZTAH NOHY A POSTURY.....	25
1.4.1 Dle Myerse	25
1.4.2 Dle DNS.....	28
1.4.3 Dle Véleho	30
1.5 ROZDĚLENÍ/ KLASIFIKACE VAD NOHY.....	31
1.5.1 Strukturální vady nohy.....	31
1.5.2 Funkční vady nohy	32
2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY	37
2.1 CÍLE PRÁCE.....	37
2.2 HYPOTÉZY	37
3 METODIKA	38
3.1 CHARAKTERISTIKA MĚŘENÉHO SOUBORU.....	38
3.1.1 Inkluzivní kritéria	38
3.1.2 Exkluzivní kritéria	38
3.2 PŘÍSTROJ PHYSIOSENSING.....	40
3.3 POUŽITÉ TESTOVÁNÍ	41
3.3.1 Static analysis.....	41
3.3.2 Unilateral Stance	43
3.3.3 Weight bearing squat	45
3.3.4 Sit to stand.....	47
3.3.5 Dynamic analysis.....	49
3.4 SLEDOVANÉ KVANTITATIVNÍ PARAMETRY V JEDNOTLIVÝCH TESTECH	53
3.5 CVIČEBNÍ SESTAVA DLE KONCEPTU DNS	54
3.5.1 Dřep ze židle.....	55
3.5.2 Symetrický medvěd s oporou horních končetin o stůl.....	56
3.5.3 Medvěd s oporou o jednu dolní končetinu.....	58
3.5.4 Modifikovaný závěsný stoj: „krasobruslař“ / hvězdice	58
3.6 CVIČEBNÍ SESTAVA ANALYTICKÝCH IZOLOVANÝCH POHYBŮ NOHY (DLE ANALYTICKÉHO KONCEPTU).....	61
3.6.1 Maximální ohnutí všech prstců	61
3.6.2 Rolování prstců po zemi – plné natažení: „PRSTCE V PĚST“	62
3.6.3 Malá noha.....	63
3.6.4 Vějíř	65
3.6.5 Propletení prstů ruky– roztažení a stažení prstců: „NŮŽKY“	65
3.7 STATISTICKÉ ZPRACOVÁNÍ DAT	66
4 VÝSLEDKY	67
4.1 DYNAMIC ANALYSIS	67
4.2 STATIC ANALYSIS	69

4.3	SIT TO STAND.....	71
4.4	WEIGHT BEARING SQUAT	73
4.5	UNILATERAL STANCE	74
4.6	VYHODNOCENÍ HYPOTÉZ	75
4.6.1	Hypotéza H1.....	75
4.6.2	Hypotéza H2.....	75
4.6.3	Hypotéza H3.....	76
4.6.4	Hypotéza H4.....	76
5	DISKUZE	77
5.1	DISKUZE K TEORETICKÉ ČÁSTI	77
5.2	DISKUZE K PRAKTICKÉ ČÁSTI.....	80
5.3	LIMITY PRÁCE.....	84
	ZÁVĚR.....	86
	REFERENČNÍ SEZNAM.....	87
	SEZNAM PŘÍLOH.....	94
	PŘÍLOHY.....	95

SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

Art. - articulatio

AP - anterioposteriorní

Anal. - Analytik (skupina)

CFR - contact foot ratio

COP - center of pressure

CPE - center of pressure excursion

CPEI - center of pressure excursion index

CTSIB - Clinical Test of Sensory Interaction in Balance

DNS – Dynamická neuromuskulární stabilizace

EO - eyes open

EC - eyes closed

ligg. - ligamenta

m. - musculus

mm. - muscoli

SD - směrodatná odchylka

ÚVOD

Anatomicky i biomechanicky složitý komplex lidské nohy představuje jeden z vrcholů evoluce. Její soustava kostí, kloubů, svalů a vazů umožňuje rozmanité pohyby – od elegantní chůze až po rychlý běh. V rámci této práce se zaměříme na strukturu a funkci lidské nohy a jejím význam v bipedální lokomoci, ale také se zaměříme na klíčové metody diagnostiky a terapie funkčních vad nohy. Náš cíl spočívá nejen v prozkoumání teoretických aspektů, ale také v přispění k praktickým poznatkům, které mohou pomoci jednotlivcům s funkčními vadami nohy pomocí námi zvolené autoterapie.

Tato práce si klade za cíl prozkoumat hlubší souvislosti ohledně funkce lidské nohy a její vliv na naši celkovou schopnost pohybu. Budeme se zabývat nejen anatomickými detaily a biomechanickými procesy, které stojí za naší schopností stát na nohou a pohybovat se, ale také se zaměříme na funkční vady nohy a jejich dopad na kvalitu života jednotlivce.

Funkční vady nohy mohou být důsledkem různých faktorů – od genetických predispozic po nesprávný vývoj nohy v prvních letech života až po nevytvoření optimálních pohybových vzorů zátěží. Tyto vady mohou mít výrazný vliv na kvalitu chůze, posturální držení těla a případné přetěžování proximálních segmentů. Rozpoznání, diagnostika a léčba těchto vad jsou zásadní nejen pro udržení optimální funkce nohy a celé dolní končetiny, ale také pro prevenci vzniku některých strukturálních vad nohy.

1 PŘEHLED TEORETICKÝCH POZNATKŮ

Lidská noha je nosným pilířem pro motoriku člověka. Noha musí tělu zajišťovat mnoho funkcí: vnímavost terénu, oporu, stabilitu, pružnost a odraz. V motorice člověka se odráží právě kvalita funkce nohy do zapojení ostatních segmentů. Noha se tak stává základnou pro nesení pánve a páteře. Její anatomicko-morfologické části byly speciálně uzpůsobeny v průběhu fylogenetického vývoje pro samostatnou bipedální lokomoci. Zdravý způsob chůze závisí nejen na řadě biomechanických faktorů, ale i na kvalitě řízení centrálního nervového systému, který mimo jiné zajišťuje optimální průběh tohoto cyklického pohybu, jeho ekonomičnost a stabilitu.

1.1 Kineziologie nohy

Lidská noha plní funkci jak opěrnou, tak lokomoční. Chodidlo plní funkci senzoricke, která se podílí jak na prezentaci styčné plochy s chodidlem, tak na polohocitu a pohybecitu nohy. Právě při senzoricke dysfunkci se snižuje reaktivita chodidla a proximálních tělesných segmentů a zvyšuje se riziko traumat a pádů. Stejně tak se mohou pojit odchylky v držení chodidla se vznikem některých zranění dolních končetin, ale i bolestí zad. (Almutairi, 2021; Buldt, 2015)

Lidská noha jako distální segment dolní končetiny představuje složitý komplex kostí, svalů a vazů. V poměru k tělesnému povrchu poskytuje relativně malou opěrnou plochu, na niž je udržována posturální stabilita celého těla. Obsahuje 26 kostí a topograficky ji můžeme rozdělit do třech částí: zánoží, středonoží a přednoží. Chopartův kloub (též *art. tarsi transversa*) je dělicí linií pro zánoží a středonoží, Lisfrankův kloub pak odděluje středonoží a přednoží. Tyto spojující klouby jsou stěžejní pro kooperaci jednotlivých segmentů nohy. (Dylevský, 2009)

Chodidlo jako komplexní systém složený z 33 kloubů je schopno se pohybovat ve všech třech osách. Žádný pohyb nelze provést izolovaně pouze v jednom kloubu, vždy se jedná o souhru a zapojení více kloubů a svalů často v kontextu postury celého těla. Funkční noha je tedy integrovaná do funkce s proximálními tělesnými segmenty, adekvátně reaguje na strukturu a nerovnosti povrchu. (Kapandji, 2011; Manganaro, 2022)

Svaly stěžejní pro funkci nohy je možné rozdělit do dvou základních skupin, a to vnitřní a vnější svaly nohy.

Vnitřní, neboli krátké svaly nohy, někdy nazývány též vlastní svaly nohy, se vyskytují v oblasti samotné nohy a dělíme je na:

- Zadní skupina: m. extensor digitorum brevis, m. extensor hallucis brevis
- Svaly palce: m. abductor hallucis, m. adductor hallucis, m. flexor hallucis brevis
- Svaly malíku: m. abductor digiti minimi, m. flexor digiti minimi brevis, m. opponens digiti minimi
- Střední skupina: m. flexor digitorum brevis, m. quadratus plantae
- mm. interossei plantares et dorsales
- mm. lumbricales (Hudák, 2015)

Vnější, neboli dlouhé svaly nohy se nacházejí v oblasti lýtku a bérce, a blíže je dělíme do tří skupin:

- Přední skupina: m. tibialis anterior, m. extensor digitorum longus, m. extensor hallucis longus
- Laterální skupina: m. fibularis longus et brevis
- Zadní skupina: m. triceps surae, m. plantaris, m. popliteus, m. tibialis posterior, m. flexor digitorum longus a m. flexor hallucis longus (Hudák, 2015)

1.1.1 Klenby nohy

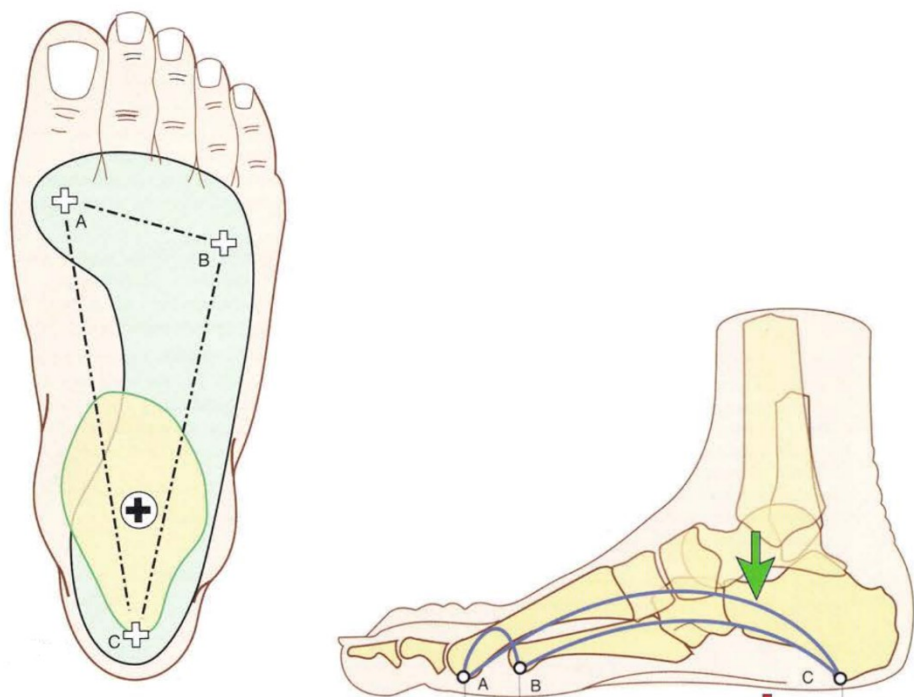
Kostra nohy tvoří soustavu tří oblouků, neboli tři klenby, které zajišťují pružnost chodidla. Základní rozdělení je na klenbu mediální a laterální podélnou a klenbu příčnou. Klenutí nohy je podporované tahem svalů nohy, svalů bérce, krátkými a dlouhými vazy nohy. Kostěná mediální podélná klenba se nachází cca 15-18 mm nad podložkou. V literatuře méně zmiňovaná laterální podélná klenba je aspekčně téměř nezatelná. Měkké tkáně se při stožení dotýkají podložky, avšak kostěné struktury laterální podélné klenby se ve svém vrcholu nachází cca 3-5 mm nad podložkou. Příčná klenba má svůj kostěný vrchol v oblasti ossa cuneiformia a os cuboideum. (Hudák, 2015)

Navíc Kapandji (2011) zdůrazňuje důležitost svalové složky pro udržení a zpevnění klenby. Ligamenta totiž udržují klenby zejména ve statických a kratší dobu trvajících zatíženích, ale oproti svalům jsou schopna odolat většímu krátkému zatížení a podpořit tak svalovou složku, která udržuje klenbu zejména v dynamických nárocích. Svaly, které se podílejí na formaci mediální klenby jsou m. tibialis posterior, m. fibularis longus, dlouhé flexory prstů a m. abduktor hallucis. Véle (2006) přidává m. tibialis anterior, který svým třmenovým mechanismem umožňuje její vyzvednutí.

Navíc Kapandji rozlišuje tři části příčné klenby. První v oblasti hlaviček metatarzů podpořenou aktivitou transverzální části m. adductor hallucis a interosseálních svalů. Prostřední tvoří ossa cuneiformia a os cuboideum a pomáhá ji formovat m. fibularis longus, který Kapandji považuje za nejdůležitější pro udržení příčné klenby v dynamice. Poslední třetí část tvoří os naviculare a os cuboideum. (Kapandji, 2011)

Ve stoji by se optimálně měla ploska nohy dotýkat země pod patou, zevním okrajem nohy s vrcholem u pátého metatarsálního skloubení a vpředu pod spojnicí hlaviček metatarsů. Mediální plocha by měla být větší plochou bez kontaktu, jelikož je zde vytvořeno podélné mediální klenutí nohy. Zatížení nohy je tedy ve stoji rozloženo do tříbodové opory, tedy do bodů pod patou, metatarsem palce a malíku. Část calcanea, konkrétně Sustentaculum tali, tvoří pro klenby svorník, který svádí tlaky kleneb a je tak stěžejní pro architekturu nohy. (Véle, 2006)

Obrázek 1-Znázornění klenby nohy (Kapandji, 2011)



Z evolučního hlediska vyplývá, že architektura lidské nohy, klenby a svalstvo nohy se vyvinulo v reakci na zvýšené nároky spojené s přenášením váhy během chůze a běhu. Lidské chodidlo se muselo přizpůsobovat nerovnostem terénu a adekvátně na něj reagovat pro zajištění opory, vzpřímeného stoje a lokomoce. Tato speciální architektura musí zajišťovat jak dostatečnou mobilitu, pružnost, tak stabilitu nohy. Potřebná míra tuhosti, respektive stability středonoží, redukuje ztrátu propulzní síly díky účinné deformaci chodidla a pomáhá tak efektivně využít mechanickou sílu generovanou hlezenním kloubem během odrazu. Dále má lidská noha funkci jakési pružiny, která ukládá a uvolňuje elastickou energii s každým krokem. Tyto funkce jsou zajištěny pomocí klenb nohy a jejich funkční deformací. Kontrola této funkční deformace je dána vnitřními a vnějšími svaly chodidla. (McKeon, 2015) V případě strukturálních odchylek pozorujeme změnu kvality těchto funkcí. (Venkadesan, 2020)

Článek *Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch* publikovaný v časopise *Nature* zdůrazňuje, že jedním z faktorů pro evoluční vznik bipedalismu a běhu byla určitá tuhost lidského chodidla. Oproti primátům, jejichž středonoží je značně mobilní a v odrazové fázi se výrazně prohýbá, se vyskytuje u člověka poměrně tuhé středonoží, které umožňuje účinný odraz. Do faktorů zpevňujících chodidlo bývá nejčastěji zahrnována mediální podélná klenba, plantární fascie a svaly a vazy s podélným průběhem, ale často bývá opomíjena role příčného klenutí nohy. Právě vytvoření příčné klenby přispívá ze 40 % k vytvoření tuhosti chodidla v podélné ose a může tak přispívat k efektivnímu odrazu. Příčnou klenbu ovlivňují i intermetatarsální tkáň a samotná pohyblivost metatarsů. (Venkadesan, 2020)

1.1.2 „Foot core system“

Autor McKeon (2015) přichází s konceptem pojetí lidského chodidla, s tzv. *Foot core systémem*. Pakliže předpokládáme, že na stabilizaci a funkci nohy se podílí lokální stabilizátory a tzv. globální hybatele společně se třemi funkčně vázanými subsystemy, kterými jsou: pasivní, aktivní a neurální subsystem; mohli bychom systém nohy považovat za samostatný stabilizační systém chodidla.

Třemi složkami Foot core systému, jejichž interakce je bezprostřední nutností, jsou (McKeon, 2015):

Pasivní subsystem

- Kosti a klouby nohy tvořící klenby
- Ligamenta nohy

- Plantární fascie

Aktivní subsystém

- Krátké svaly nohy (považovány za lokální stabilizátory)
- Dlouhé svaly nohy (též tzv. globální hybatelé)

Neurální subsystém

- Receptory ve svalech a šlachách
- Ligamentózní receptory
- Kožní receptory

1.2 Kineziologie chůze

Lidská chůze patří mezi základní lokomoční stereotypy člověka. Můžeme ji definovat jako pohyb těla z bodu A do bodu B za cyklické a opakující se výměny polohy dolních končetin, která má narozdíl od běhu vždy minimálně jedno chodidlo v kontaktu s podložkou. Chůze má na základě fylogeneze několik společných rysů, které jsou stejné u každého člověka, zároveň je ale charakteristická pro každého jedince vzhledem k velké anatomicko-morfologické variabilitě, odchylkám v ontogenezi, sociálnímu prostředí a dalším individuálním aspektům. (Neumannová, 2015; Véle, 2006)

Coughlin (2007) připisuje významný podíl na bipedální lokomoci právě akru dolní končetiny. Earls (2020) popisuje chodidlo jako nejvíce zatěžovanou část těla při chůzi, na kterou jsou v jejím průběhu kladeny vysoké nároky jak z hlediska stability, tak mobility. Hlezenní kloub, potažmo celé akrum, snáší při chůzi zatížení rovnající se pětinasobku tělesné váhy (Brockett, 2016). Naopak podle Véleho (2006) “lokomoční pohyb uskutečňují sice končetiny, ale podílí se na něm významně i osový orgán.” Chůzi proto musíme vnímat jako komplexní děj, v němž se odráží stav jak celého muskuloskeletálního aparátu, tak i nervového, vizuálního a vestibulárního systému. Při zhoršení či ztrátě funkce některého ze systémů (nebo jeho části) může přecházet fyziologický vzor chůze ve vzor patologický. (Coughlin, 2007; Neumannová, 2015)

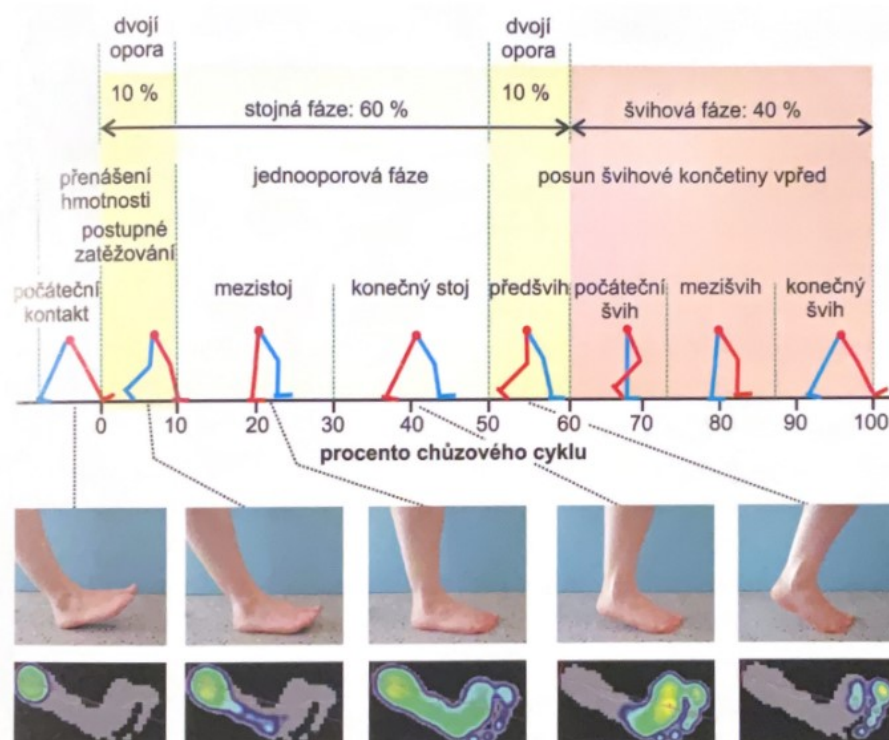
Základní jednotkou chůze je krokový cyklus, který můžeme definovat jako sled pohybů mezi počátečním úderem paty a následným úderem paty téže nohy. Krokový cyklus dělíme na základní dvě fáze, a to fázi stojnou a fázi švihovou. Stojná fáze zaujímá z celého krokového cyklu okolo 62 % a švihová fáze zbylých 38 % cyklu. Stojná fáze se člení na prvotní fázi dvojí opory (0 % až 12 % cyklu), jež plynule přechází do fáze opory jedné dolní končetiny (12 % až 50 % cyklu) a následuje sekundární fáze dvojí opory (50 % až 62 % cyklu). (Coughlin, 2007) Avšak samotné procentuální rozdělení délky trvání jednotlivých fází krokového cyklu se částečně liší podle různých autorů, a navíc je závislé na řadě faktorů, přičemž nejdůležitějším je pravděpodobně rychlost chůze (Vařeka, 2009).

Stojnou fázi blíže můžeme dělit na (Canavese, 2015):

- iniciální kontakt
- stádium postupného zatěžování (tzv. *loading response*)
- mezistoj (tzv. *midstance*)
- konečný stoj (tzv. *terminal stance*)
- předšvihová fáze (tzv. *preswing*) končící odvalem palce (tzv. *toe off*)

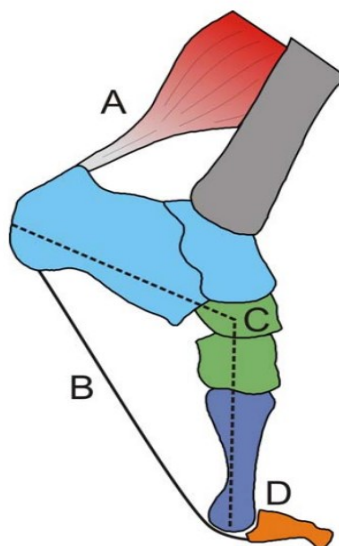
Jednotlivé fáze graficky znázorňuje Obrázek 2

Obrázek 2- Fáze krokového cyklu (Neumannová, 2015)



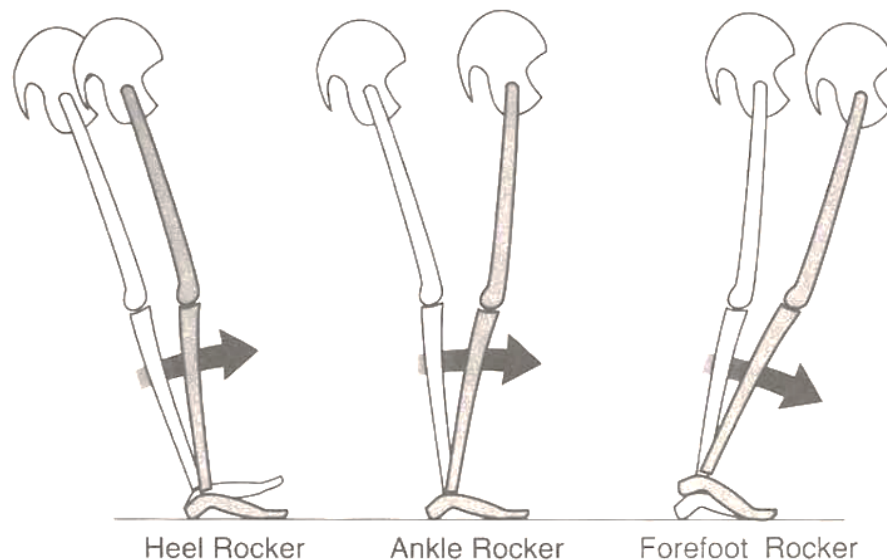
Obecnou podmínkou lokomoce jsou základní čtyři pilíře: iniciace a terminace jednotlivých lokomočních dějů; absorpce a tlumící funkce nárazu při dopadu; dynamická posturální stabilita během pohybu těla vpřed; a propulze, při níž je generovaný dopředný vektor. Chůze bývá též označována jako „řízený pád“, při němž tělo padá ze stojné dolní končetiny na druhostrannou dolní končetinu. Aby k tomuto mohlo dojít, musí v předchozí fázi kroku nastat nejprve propulze daná aktivním odrazem. Jedním z faktorů přispívajícím k účinnému odrazu, potažmo ke zpevnění chodidla, je tzv. *windlass mechanismus*. Tento mechanismus odpovídá principům navijáku a je pro lidskou lokomoci zásadní, jelikož vytváří stabilitu a zpevnění chodidla, jakožto tuhou páku potřebnou pro odraz a přenos sil. K *windlass mechanismu* dochází během stojné fáze, kdy se během dopředné hybnosti těla a kontrakce m. triceps surae zvedá pata od země a dochází k pasivní extenzi prstců v metatarsophalangeálních skloubeních. Hlavičky metatarsů při tomto pohybu směřují do plantární flexe a plantární aponeuróza je tak „navíjena“ kolem hlavičky metatarsu jako lano na navijáku. Vytvořené napětí v plantární aponeuróze vytváří kompresi kostí středonoží, zároveň zvedá mediální podélnou klenbu a vytváří stabilitu středonoží nutnou pro odraz přednoží, které v tomto momentě nese tělesnou váhu. Jednotlivými prvky, které se na tomto mechanismu podílejí, jsou tedy m. triceps surae, plantární aponeuróza, mediální podélná klenba a metatarsophalangeální skloubení. (Griffin, 2015) Viz Obrázek 3.

Obrázek 3- Stežejní komponenty windlass mechanismu: A) triceps surae, B) plantární aponeuróza, C) mediální podélná klenba, D) metatarsophalangeální skloubení (Griffin, 2015)



Ve stejné fázi krokového cyklu zajišťuje hybnost těla vpřed pivotní systém periferie dolní končetiny, který můžeme obrazně připodobnit k pohybu převráceného kyvadla. Jedná se o sousledný systém zatěžování a změn opory nohy, při němž prvně nastává pivot patní, následuje pivot hlezenní a končí pivot přednoží, jak zobrazuje obrázek č. 2. Jedním z kritických faktorů pro řízený přesun těžiště vpřed je mobilita a svalová síla na stojné dolní končetině. Pakliže je mobilita v nějakém segmentu alterovaná (zvýšená či snižená), dochází k neoptimálnímu biomechanickému zapojení segmentů, potažmo ke zvýšené energetické náročnosti chůze. (Perry, 1992)

Obrázek 4- Pivotní systém - 1. pivot patní (tzv. *heel rocker*), 2. pivo hlezenní (tzv. *ankle rocker*), 3. pivot přednoží (tzv. *forefoot rocker*) (Perry, 1992)



Pivot přednoží, tzv. *forefoot rocker*, se objevuje v předšvihové fázi a je základem pro akceleraci končetiny. Dvoubodová opora nohy nastává v této fázi a je stěžejní pro propulzi a odraz nohy. Kvalitativní odchylky zapojení nohy a celé dolní končetiny v této fázi mohou snižovat výkon jak u běžců, tak u sportovců obecně.

Důsledkem výše zmíněného mechanismu obráceného kyvadla je kyvadlovitý pohyb švihové nohy, přičemž zde platí zachování mechanické energie, potažmo i *stretch-shortening cycle* určitých svalů, čímž je k pohybu švihové nohy potřeba vydat menší množství energie. Odchylky od optimálního zapojení a redukce stupňů volnosti v kyvadlovitém pohybu končetin, např. spastické svalstvo dolní končetiny, redukováná mobilita kotníků či palce u nohy, vede k větší energetické náročnosti chůze. (Kuo, 2010)

1.2.1 Kinematika akra dolní končetiny v průběhu krokového cyklu

Nejprve popíšeme stojnou fázi, kdy je chodidlo v kontaktu s podložkou. Při iniciálním kontaktu dopadá pata na podložku, hlezenní kloub flektován dorzálně se současnou supinací subtalárního kloubu i Chopartova kloubu. Následné pokládání plosky k zemi, tzv. loading response je pod kontrolou excentrické aktivity hlavně m. tibialis anterior a dlouhých extenzorů prstů. V tomto stádiu dochází k deceleraci a absorpci nárazu. S položením chodidla dochází ke snížení kleneb, pronaci subtalárního a relativní supinaci Chopartova kloubu. K pronaci přispívá i uvolnění aktivity m. tibialis anterior položením chodidla a počínající rostoucí aktivita m. peroneus longus a m. tibialis posterior. Tento mechanismus umožňuje plosce vytvarovat se podle povrchu během počáteční až střední fáze opory. Mimojiné tato pronace vede k vnitřní rotaci tibie v harmonii se zvyšující se flexí původně extendovaného kolene, což napomáhá optimálně absorbovat náraz. V následné fázi mezistoje dochází k pasivnímu zvětšování dorzální flexe hlezna a přesunu zatížení směrem k přednoží více po laterální straně chodidla až po zvednutí paty, které je charakteristické pro tzv. terminal stance.

Zvyšující se dorzální flexe palce způsobuje napínání plantární aponeurózy, což podporuje podélné klenutí, ale hlavně supinaci kloubu subtalárního tahem za os cuboideum. Ačkoli se zatížení přenáší na přednoží nejdříve po laterální straně, mediální části tarsometatarsálního i metatarsophalangeálního skloubení nesou mnohem větší zatížení než jejich laterální části, čemuž odpovídá i anatomická skladba nohy, respektive evolučně vyvinutá mohutnost těchto kostí. S postupným větším zatížením přednoží mediálně se stabilizuje Chopartův kloub relativní pronací a z nohy se stává pevná páka, kterou jsme schopni využít pro odraz. Kolenní kloub se z flexe začíná pohybovat do extenze, což automaticky rotuje tibií zevně. Tyto podmínky jsou výhodné pro m. gastrocnemius, který je primární hybatel plantární flexe v předšvihové fázi. (MacWilliams, 2003; Vařeka, 2009; Vařeka, 2018)

Švihová fáze je období, kdy je dolní končetina ve vzduchu. Začíná stádiem iniciálního švihu (tzv. initial swing) s přechodem do středního švihu (tzv. midswing) až do okamžiku, kdy je tibiie švihové dolní končetiny ve vertikálním postavení vzhledem k podložce, což značí poslední stádium terminálního švihu (tzv. terminal swing). Stejně jako u opěrné fáze je ukončeno dalším iniciálním kontaktem kontralaterální dolní končetiny. (Canavese, 2015) V úvodní fázi švihu hlezno ještě přetrvává v plantární flexi, ale ve fázi střední fáze již přechází ve směru nulového postavení až mírné dorzální flexe. Subtalární kloub se zprvu pohybuje ve směru pronace aktivitou dlouhých extenzorů prstů, ale s převládající aktivitou m. tibialis anterior se dostává do supinace. V Chopartově kloubu pronace trvá téměř celou dobu švihové fáze a až ve fázi terminálního švihu se kloub supinuje. (Vařeka, 2009)

1.3 Vývojová kineziologie a lokomoce

1.3.1 Vývojová kineziologie a klíčové body pro vznik bipedální lokomoce v 1. roce věku

Kvalita psychomotorického vývoje dítěte v prvním roce života pokládá základní stavební kameny pro kontralaterální vzor: chůzi. Z asymetrického držení a holokinetické hybnosti u novorozence se postupným vývojem a dozráváním centrální nervové soustavy dostáváme k vyspělé bipedální lokomoci. Kvalita řízení centrální nervové soustavy ovlivňuje proprioční koaktivaci svalstva kolem kloubu a tím i ideální formaci skeletu. Pro biomechanicky optimální chůzový stereotyp je podmínkou vytvoření opěrné a fázické funkce končetin, napřímení a segmentální rotabilita celé páteře. (Kobesová, 2013)

V rámci fyziologického vývoje vidíme na konci prvního trimenonu vytvoření symetrické opěrné báze v poloze na břicho skrze oporu přes oba mediální epikondyly horních končetin a symfýzu. Díky vytvoření základní ventro-dorzální stabilizace trupu a koaktivitě svalstva kořenových kloubů je vytvořen základní předpoklad pro izolované pohyby nohy a vidíme střídání izolované dorzální a plantární flexe nohy. (Lepšíková, 2020; Skaličková-Kováčiková, 2017)

V polovině druhého trimenonu se dítě nachází ve stabilní poloze na zádech a funkce nohy se začínají rozvíjet. Dochází ke flexi a abdukci metatarsophalangeálních skloubení, což může být považováno za základ pro tvorbu klenby. K dispozici má dítě rovněž aktivní supinaci nohy, což je spojeno s úchopovou funkcí nohy a na konci tohoto trimenonu dochází ke kontaktu plosek. (Lepšíková, 2020; Skaličková-Kováčiková, 2017)

Na základní sagitální stabilizaci trupu později nasedá diferenciací pohybu končetin uprostřed druhého trimenonu. Diferenciací pohybu končetin vidíme jak v poloze na břicho, tak v poloze na zádech. Z polohy na zádech dítě sahá horní končetinou přes střední rovinu (přibližně ve 4,5měsíci) a dále se otočí v 5. měsíci do polohy na břicho. Během otáčení se funkce končetin rozdělila na svrchní ná kročné a spodní opěrné, hovoříme tak o ipsilaterálním modelu. Ve 4,5měsíci v poloze na břicho se dítě opírá o loket, spinu iliacu téže strany a mediální epikondyl femuru druhé poloviny těla, zatímco horní končetina téže strany plní fázickou funkci, tento model nazýváme též model opory o jeden loket. Zároveň zde můžeme hovořit o kontralaterálním modelu opory, který je stěžejní pro budoucí lokomoci. V tomto období je tak páteř segmentálně rotabilní až po thorakolumbální oblast. (Kobesová, 2013; Skaličková-Kováčiková, 2017)

Ve třetím trimenonu vidíme model šikmého sedu a rozvinutou segmentální rotabilitu celé páteře. Šikmý sed umožňuje dítěti vstup do vertikály. Zároveň zde přibližně v 8. měsíci spatřujeme lokomoci v poloze na čtyřech, tedy zkřížený model kvadrupedální lokomoce zvaný lezení. (Kolář, 2012) Rozvoj akra dolní končetiny nelze oddělit od rozvoje funkce trupu a pánve. Zprvu u dítěte můžeme pozorovat tzv. „nezralé“ lezení, při němž je akrum dolní končetiny drženo v dorzální flexi a vidíme větší latero-laterální výchylky pánevního pletence spolu s kraniálním sešikmením pánve v náročné fázi. Později se objevuje lezení zralé, kde je akrum dolní končetiny volné a taženo v ose bérce po podložce. (Vojta, 1995)

Ve 4. trimenonu se u dítěte objevuje vertikalizace do stoje se zatížením obou chodidel. Fyziologicky zde ještě není vytvořena klenba, avšak v optimálním případě nedochází k vychýlení calcaneu od osy Achillovy šlachy. Stojí předchází nárok dolní končetinou do opory o chodidlo z polohy na čtyřech a následný vzpřímený klek. Poté vidíme vertikalizaci do stoje a kvadrupedální lokomoci ve vertikále ve frontální rovině kolem nábytku (odpovídající ipsilaterálnímu lokomočnímu modelu) a později chůzi do prostoru, která odpovídá kontralaterálnímu modelu lokomoce. (Kolář, 2012; Lepšíková, 2020)

1.3.2 Vliv posturálního vývoje na funkci a formaci nohy a jiné faktory

Lidská noha se vyvíjí v závislosti na celkovém rozvoji motoriky a v každém vývojovém stupni motoriky je integrována do celkové postury těla. Plochá noha u dětí je často registrována jako asymptomatická posturální odchylka. Batolata mají plošší nohy a výskyt plochonoží se u dětí věkem postupně snižuje, jelikož klenutí nohy se vytváří přirozeně během růstu. (Chang, 2022)

- **Počátek lokomoce:**

Bipedální lokomoce se objevuje okolo 14.-16. měsíců věku dítěte, předchází jí však kvadrupedální lokomoce ve frontální rovině kolem nábytku kolem 10.-12. měsíce. Za samostatnou bipedální lokomoci je podle Størvolda (2013) považována chůze, kdy dítě samo provede 5 kroků do prostoru. Stejně tak může být za sociální bipedální lokomoci považována až schopnost nezávisle zastavit krok a opětovně chůzi zahájit, která se obvykle vyskytuje později, okolo 15 měsíců věku dítěte. V prvotním stádiu chůze chybí počáteční kontakt paty a kontakt nohy s podložkou probíhá skrze celé chodidlo. Ve stejné fázi taktéž dochází k hyperextenzi kolenního kloubu a k přenesení váhy s výrazně pronovaným chodidlem. Odval nohy přes palec je nekonstantní. Horní končetiny zprvu v chůzi hrají roli vyrovnávací a nachází se vysokém postavení v abdukci, postupně s vyhrávaním chůze klesají níže a reciproční souhyb horních končetin vidíme cca 4.-5. měsíc po zahájení chůze. (Kolář, 2012)

- **Batolecí období:**

V období 2.-3. roku se na noze formuje podélná klenba a v období 3. roku dítě odvíjí palec od podložky. Síla a stabilita dolních končetin a stabilizace pánevního pletence se zlepšuje, dítě stojí více vzpřímeně a postupně dochází ke zúžení opěrné báze. (Kolář, 2012) Avšak v porovnání se staršími dětmi je chůze batolat stále méně stabilní, probíhá se širší opěrnou bází, s kratší délkou kroku, vyšší kadencí a nižší rychlostí. (Canavese, 2015). S věkem se rozvíjí rovnováha dítěte, ve 3 letech by mělo být zdravé dítě dle 8. lokomočního stadia dle Vojty schopno stát na jedné dolní končetině minimálně 3 s. Funkční podélná klenba nohy se tak vytváří v době schopnosti stoje na jedné dolní končetině.

V tomto věku se taktéž začíná objevovat letová fáze kroku, i dítěte se tak objevuje běh. Ve vývojovém věku 4 let vydrží dítě stát na jedné noze více jak 3 s a to jak na pravé i levé dolní končetině, což dle Vojty odpovídá lokomočnímu stádiu 9. (Kolář, 2012). Chang et al. (2022) spojuje zlepšení rovnováhy na jedné dolní končetině společně s formací nožní klenby a se zlepšením motorické kontroly kotníku.

- **Předškolní období:**

Ve věku 3-6 let můžeme pozorovat zkvalitnění třibodové a dvoubodové opory nohy spolu s rozvinutím skoků, poskoků na jedné končetině a vydatnou odrazovou funkci. Ve věku 4.-6. let dochází ke zkvalitnění komplexních pohybů a ke zlepšení dynamické koordinace nejen u cyklických pohybů (chůze). V tomto období dozrává pyramidová dráha, mozeček a korové funkce. Dochází taktéž k integraci senzorycké aference a rozvíjí se tak kvalitnější somatostetické vnímání, což opět vede k lepšímu vnímání tělesných segmentů v jednotlivých fázích pohybu a větší kvalitě prováděných pohybů. (Kolář, 2012; Kobesová, 2013)

Konečná formace nožní klenby je spojována s maturační fází skeletu dolní končetiny. U některých dětí může přetrvávat plochá noha až do doby skeletální zralosti, jak tvrdí longitudinální studie zkoumající plochonoží u dětí kolem 7. roku věku. Vliv zde může mít taktéž přetrvávající kloubní laxicita. (Chang, 2022)

- **Školní období:**

Zralý vzor náboru a aktivace svalů během chůze, který více odpovídá vzoru chůze dospělého jedince, vidíme u zdravých dětí ve věku 6 až 8 let. Toto časové rozmezí může mimo jiné korelovat s dozráváním cerebella a jeho drah. (Shiavi, 1987) Avšak zvýšená energetická náročnost chůze přetrvává až do 12let věku. (Kolář, 2012)

Dle studie *Flexible flatfoot and related factors in primary school children* byla stanovena hypermobilita u 25 % z celkového počtu 571 probandů. Probandé byly děti na prvním stupni základní školy v průměrném věku 9.23 ± 1.66 let. U jedinců bez hypermobility byla stanovena plochá noha ve 13,4 % případů. Naopak u hypermobilních jedinců byl výskyt ploché nohy ve 27,6 % případů. Statisticky významný rozdíl byl nalezen při hodnocení klenby v dynamice. U dětí s hypermobilitou se v dynamice častěji vyskytovala plochá noha. (El, 2006)

1.3.3 Další faktory ovlivňující formaci a funkci nohy

Na otázku, zda má obuv vliv na formaci a funkci nohy předškolních dětí a po jakou dlouhou denní dobu předškoláky obouvat, může alespoň částečně odpovědět studie z Hongkongu z roku 2010. Ta zapojila do studie 228 probandů ze 3 mateřských škol ve věku 5-6 let, kteří v posledních 2 letech navštěvovali mateřskou školu. 120 probandů navštěvovalo dopolední výuku, 50 probandů odpolední a zbylých 58 probandů výuku celodenní. Studie dokládá, že vliv času stráveného v mateřské škole (tedy času obutí) má pozitivní korelaci s výskytem plochonoží. Plochonoží se tak vyskytuje významně více u dětí s celodenní výukou, potažmo celodenním obutím. Zároveň autoři potvrzují významnou korelaci nadváhy a výskytu plochonoží. (CHAU, 2010)

Zmapování vývoje a funkce nožní klenby u dětí a mladistvých provedla průřezová studie u 2715 čínských dětí ve věku 4-18 let. V této studii byly snímány otisky nohou dětí a mladistvých v dynamice: tedy v chůzi přes tlakovou plošinu. V jednotlivých věkových skupinách byl vypočten parametr *The Contact foot ratio* (CFR) tj. parametr popisující poměr zatížení středu chodidla k celkovému zatížení chodidla, přičemž prsty nebyly započítány. Z výsledků vyplývá, že se průměr CFR snižoval od věku 4 do 10 let, v 10-12 letech se ustálil a poté se zvyšoval až do 15-16 let. Plochá noha s pokleslou mediální klenbou byla definována jako noha, která měla hodnotu CFR větší než odpovídající věkový průměr plus jedna směrodatná odchylka. Pro jednotlivé věkové skupiny byly vypočteny hraniční hodnoty CFR. Kromě skupiny 17letých, kterou tvořil poměrně malý počet probandů, se procento probandů s nízkou klenbou ve všech ostatních věkových skupinách pohybovalo v rozmezí 15-20 %. Obecně tedy můžeme říci, že napříč dětmi a mladistvými se v této studii nachází poměrně stálá hodnota ploché nohy ve funkci odpovídající až 1/5 výskytu. (Leung, 2005)

Naopak autoři rakouské studie *Prevalence of Flat Foot in Preschool-Aged Children* dokládají prevalenci flexibilní ploché nohy až u 44 % předškolních dětí, a to sice ze zkoumaných 835 dětí ve věku 3-6 let. Plochá noha byla stanovena na základě výsledků statických měření ve stoji pomocí plošného laserového scanneru a úhlu zánoží. Prevalence výrazně strukturálně patologické ploché nohy byla menší než 1 %. Výskyt ploché nohy významně klesá s věkem. Ve skupině 3letých dětí mělo plochou nohu 54 %, zatímco ve skupině 6letých dětí mělo plochou nohu pouze 24 %. Byly zjištěny signifikantní rozdíly v prevalenci ploché nohy u dětí s obezitou, nadváhou a normální váhou, přičemž u předškoláků s nadváhou byl významný výskyt plochonoží. (Pfeiffer, 2006) S tímto tvrzením se shodují taktéž výsledky studie *Shoe usage and foot morphology in Chinese children aged 5 to 6* (2010). Stejně tak bylo plochonoží dětí ve věku od 7 do 12 let spojováno s obezitou ve studii s názvem *Is bodyweight affecting plantar pressure distribution in children?* Zde rovněž autoři dávají do souvislosti zvýšenou tělesnou váhu a její vliv na utvoření morfologie nohy, potažmo i na senzitivitu plosky, která je stěžejní pro posturální kontrolu a balanční strategie. (Feka, 2020)

Ve studii *Age-related differences in foot structure and function* byly porovnávány výsledky posturálních testů, testů rozsahu pohybu, testů síly a citlivosti u padesáti mladých (průměrný věk $20,9 \pm 2,6$ let) a padesáti starších (průměrný věk $80,2 \pm 5,7$ let) osob bez subjektivních problémů s chodidly. Starší účastníci vykazovali plošší chodidla a vyšší míru pronace v posturálních testech, snížený rozsah pohybu kotníku a 1. metatarsophalangeálním kloubu, vyšší prevalenci hallux valgus, a taktéž čtenější výskyt deformací prstců. U starších jedinců byla oproti mladším probandům nalezena slabost plantárních flexorů prstců a rovněž snížená plantární taktilní citlivost. Právě ona snížená citlivost planty spolu s nižší svalovou silou jednotlivých svalů mění funkci nohy a snižuje vnímavost a rychlost reaktivity nohy. U starších osob se tak může zvyšovat riziko pádů. (Scott, 2007)

1.4 Globální vztah nohy a postury

Svaly nohy nefungují pouze segmentálně jako izolované jednotky, ale jsou zapojeny do složitějších řetězců, kde dochází k jejich integraci. Podle Véleho (2006) „svalový řetězec vniká vzájemnou fyzikální i funkční vazbou několika svalů nebo smyček propojených mezi sebou fasciálními, šlachovými i kostními strukturami do řetězce tvořícího samostatný složitý útvar, jehož funkce je programově řízená z centrální nervové soustavy.“ Svaly v jednom řetězci nemusí pracovat synchronně, naopak podléhají timingu řízeným z centrální nervové soustavy. V jednu chvíli může být aktivních více řetězců naráz. Pakliže dojde k nerovnováze uvnitř svalového řetězce, mohou vznikat funkční poruchy jednotlivých segmentů v řetězci.

Na řetězení svalové funkce se vyskytují různé pohledy. Některé z nich v této práci uvedeme níže.

1.4.1 Dle Myerse

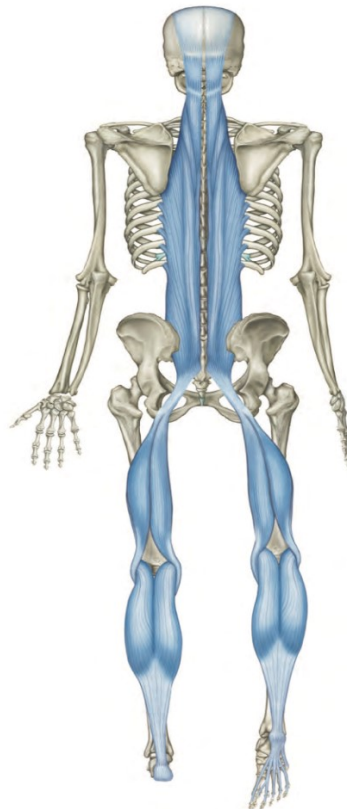
Tento koncept se zabývá propojením a interakcí mezi svalově-fasciální složkou v lidském těle, která společně tvoří určité svalově-fasciální řetězce. Zdůrazňuje, že tělo je komplexní systém, ve kterém jsou jednotlivé části vzájemně propojené a ovlivňují se navzájem. Když je jedna část těla postižena, může to mít důsledky na jiných místech podél stejné linie. Myersův model je čistě mechanický na základě propojení řetězce skrze úpony svalů a fasciální tkáň. Nepracuje tedy s řetězením na základě pohybového vzorce, jak popisoval například Kabat (Kolář, 2009; Myers, 2014)

Dle aktuálního vydání je popsáno celkem 12 řetězců. Wilke et al. (2016) udělali rozsáhlé review, kde se snažili ověřit existenci těchto linií. Z těch, které mají vztah k noze a byla potvrzena jejich existence jsou to zadní povrchová linie, laterální linie a spirální linie. Cílem následující části není popsat jednotlivé linie, ale pouze nastínit vztah mezi chodidlem a ostatními částmi těla.

Povrchová zadní linie

Myofasciální propojení zadní části těla od plosky nohy až k hlavě. V rámci této linie je popsáno několik kompenzačních strategií, které mohou vést k přetěžování jiných částí linie. Mezi tyto posturální kompenzační vzory patří omezená dorzální flexe, hyperextenze kolene, zkrácení hamstringů, antevertze pánve, hyperlordóza a další. V případě zkráceného zadního řetězce vede toto zvýšené napětí, hlavně plantární fascie a achillovy šlachy, k vtlačení patní kosti ventrálně, případně posunu tibio-fibulárního skloubení dozadu. V tomto případě nacházíme typickou posturu s antevertzí pánve a posunem váhy směrem k přednoží. Tato zvýšená tenze ve svalové či fasciální tkáni může způsobit typické obtíže jako plantární fascitida, patní ostruha nebo achillodynie. (Myers, 2014)

Obrázek 5- Povrchová zadní linie (Myers, 2014)



Laterální linie

V sagitální rovině dominuje hybnost, ve frontální rovině naopak udržení rovnováhy. Laterální linie začíná na mediální straně nohy úponem m. fibularis longus a směřuje přes iliotibiální trakt, gluteální a šikmé břišní svaly až ke krku. Zejména spojení m. fibularis longus a iliotibiálního traktu bylo předmětem výzkumu Wilke et al. (2016), kteří na kadaverech prokázali, že toto spojení není přímé, ale přes krurální fascii. Je tedy možné, že fibulární svaly a potažmo pokles podélné klenby může mít vliv u pacientů s běžecským kolenem (Wilke, 2016). Earls (2021) navíc dodává, že svým fasciálním spojením kontrakce m. biceps femoris při úderu paty a následném pokládání plosky předeplňuje m. fibulari longus, čímž pomáhá k pronaci subtalárního kloubu a odemčení nohy.

Svým průběhem má tato linie potencionálně vliv zejména na podélnou klenbu nohy a její vztah k pánvi. V případě, že nejsme schopni zajistit pánev ve frontální rovině například ve stojné fázi chůze, chodidlo není schopné optimálně absorbovat energii při dopadu na podložku. (Myers, 2014; Earls, 2020)

Obrázek 6- Latreální linie (Myers, 2014)



1.4.2 Dle DNS

Dynamická neuromuskulární stabilizace, neboli DNS, je diagnostický a terapeutický koncept, který vychází z principů vývojové kineziologie k hodnocení a dosažení optimálních pohybových vzorů. DNS pracuje hojně s trupovou stabilizací, která tvoří základnu pro jakýkoliv pohyb. Trupová stabilizace není dosažena pouze adekvátní silou břišních, zádových či jiných svalů, ale je zapotřebí precizní koordinace těchto svalů a nitrobřišního tlaku. Základem pro pochopení závislosti lokálních a globálních parametrů nutných k vykonání pohybu je vývojová kineziologie. (Frank, 2013)

Stabilizace trupu je zajišťována díky vyvážené koaktivaci ventrálních a dorzálních svalových skupin trupu a dvou rovin – bránice a pánevního dna, potažmo i dna ústního. Dochází tedy k vyvážené aktivitě mezi hlubokými krčnými flexory a spinálními extenzory v krční a horní hrudní oblasti, jakož i bránice, pánevního dna, všech částí břicha a spinálních extenzorů v dolní hrudní a bederní oblasti. Bránice, pánevní dno a m. transversus abdominis regulují míru nitrobřišního tlaku, čímž je zajištěna dynamická stabilita páteře. (Kolář, 2012; Frank, 2013)

Určitá míra stabilizace je podmínkou pro vytvoření účelného pohybu. A právě kvalita trupové stabilizace ovlivňuje distální a proximální tělesné segmenty ve své funkci. Lidský pohyb a lokomoce jako taková je globálním pohybem, ve kterém je každý jednotlivý sval integrován do souhry v rámci řetězce. Obecně se tedy stabilizace musí vytvořit primárně v oblasti páteře, hrudníku, trupu a pánve. Po vytvoření stabilizace segmentu teprve může dojít k fázi hybnosti končetin. Pakliže dojde k oslabení jedné z částí těchto předpokladů, znamená to ovlivnění celého pohybového vzoru. (Kobesová, 2013; Kolář, 2012)

Jak dokládají výsledky studie *Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes* (LEETUN, 2004), snížená kvalita trupové stabilizace je rizikovým faktorem a možnou příčinou vzniku zranění dolních končetin u atletů. Proto je optimální stabilizace proximálních segmentů a trupu jednou z hlavních oblastí, která by měla být brána v potaz nejen v rámci prevence přetížení a zranění nohy.

Vnímání trupové stabilizace může být rozšířeno o pojmy „local stabilisers and global movers“. Lokální stabilizátory jsou svaly, které mají malý činný průřez a malý moment síly, působí především jako intersegmentální stabilizátory. Můžeme sem řadit např. m. transversus abdominis a m. multifidi aj. Optimální funkce lokálních stabilizátorů poskytuje stabilní základnu pro tzv. „global movers“ - primární hybatele trupu. Ti mají větší činný průřez, větší rameno síly, a tak se účastní motoriky. Řadíme sem např. m. latissimus dorsi. (McKeon, 2015) Pokud jsou lokální stabilizátory slabé, nebo dochází k jejich neoptimálnímu náboru, dochází k neoptimální stabilizaci segmentu jakožto základny pro účelný pohyb a vznikají tak nevhodné pohybové vzorce trupu a dolních končetin. Proto je třeba optimální stabilizace segmentů proximálních pro vhodnou funkci segmentů distálních. (LEETUN, 2004)

1.4.3 Dle Véleho

Většina běžných pohybů neprobíhá izolovaně ani v jedné rovině, ale nejčastěji diagonálně a se zapojením více tělesných segmentů současně. Véle popisuje svalové smyčky, které společně kontrolují jeden segment. Spojením více svalových smyček dává vzniknout svalovým řetězcům, které integrují výslednou funkci. Zajištění správného sekvenčního zapojení svalů v rámci řetězce je řízeno z centrální nervové soustavy. Z toho vychází, že ani při vyšetření ani při terapii nemůžeme izolovaně vyšetřovat sval pouze jako jednotku, která má začátek a úpon, ale musíme sledovat, jak tento sval pracuje ve funkci a jakým způsobem se chovají ostatní svaly v rámci řetězce. (Véle, 2006)

Véle stanovil dvě smyčky, které udržují podélné klenutí nohy pomocí třmenového mechanismu, ale nezmiňuje se o klenutím příčném (Vařeka, 2009).

Smyčka m. tibialis anterior - m. fibularis longus

fibula - m. fibularis longus - metatars I - os cuneiforme I - m. tibialis anterior - tibia

Tibialis anterior funguje jako třmen podporující mediální podélnou klenbu nohy, kterou může v rámci smyčky při dorzální flexi supinovat nebo pronovat v závislosti na spolupráci s m. fibularis longus. (Véle, 2006) I opačně, ve studii, kde simulovali pohyb při výronu kotníku zjistili, že pronovaná i supinovaná noha má pomalejší reakční dobu zapojení fibulárních svalů než noha v neutrálním postavení. Tato reakční doba je jeden z rizikových faktorů výronu kotníku. (Denyer, 2013)

Smyčka m. tibialis posterior - m. peroneus brevis

fibula - m. peroneus brevis - calcaneus - os cuboideum - m. tibialis posterior - tibia

Tato smyčka funguje jako oteže z vnitřní a vnější strany chodidla a udržuje optimální postavení podélné klenby. Mnoho studií poukazuje na důležitost m. tibialis posterior a v případě alterace jeho funkce k rozvoji plochonoží (Imhauser, 2004; Véle, 2006).

Do oblasti kolena a nohy zasahují dlouhé funkční řetězce probíhající od horních končetin přes záda až na dolní končetiny. Zde se mohou řetězit funkční vztahy oběma směry, shora či zdola. (Véle, 2006)

1.5 Rozdělení/ klasifikace vad nohy

Klasické rozdělení vad nohou je následující: vady vrozené a vady získané. Vady vrozené se blíže klasifikují na vady strukturální a polohové, a vady získané, které se rozvíjejí v průběhu života na základě přetížení, traumat či v důsledku jiných chorob. (Dungl, 2005)

Poruchy chodidla posuzujeme z hlediska dvou základních funkcí, jimiž jsou funkce statická a funkce dynamická. Porucha funkce statické bývá přeneseně označována za posturální vadu, naopak porucha funkce dynamická za funkční vadu nohy. (Hillstrom, 2013) Označení posturální vada však nemusí být vyjádřena pouze ve statické funkci nohy, proto popisujeme ještě jiný způsob klasifikace vad nohy.

Základní dvojí patofyziologické a patokineziologické dělení nohy spočívá v tom, zda problém souvisí se strukturálními změnami v anatomii samotné nohy, v tomto případě hovoříme o vadách strukturálních, či zda se jedná o změny způsobu, jakým noha pracuje a je zapojena do funkce, pak hovoříme o vadách funkčních. (Richie Jr, 2021)

1.5.1 Strukturální vady nohy

Strukturální vady nohy se týkají anatomicko-morfologických změn nohy. Tyto vady jsou nejčastěji způsobeny vrozenými faktory, traumatem, neurologickým postižením nebo degenerativními procesy v důsledku neoptimálního zatěžování tkání. Některé strukturální deformity nohy tak mohou vznikat i z důvodu dlouhodobého narušení optimální funkce nohy či z důvodu nevytvoření optimální funkce a pohybového stereotypu ve vývoji.

Dungl (2005) mezi strukturální vady řadí např.:

- Pes equinovarus
- Pes equinus
- Pes calcaneus
- Talus verticalus
- Hallux valgus
- Hallux rigidus
- Deformity prstců
- Pes planus
- Pes planovalgus
- Pes transversoplanus

1.5.2 Funkční vady nohy

Funkční vady nohy se týkají změn v pohybovém vzoru a funkci nohy, které nemusí být nutně spjaty s anatomicko-morfologickými změnami. Dle Koláře (2012) bývá „porucha funkce často způsobena nebo provázena poruchou strukturální.“ Zároveň Véle (2006) uvádí, že pohyb má formativní vliv na strukturu orgánu, a proto funkční vady mohou postupem času vyústit ve strukturální deformity. To je také jedním z důvodů, proč je klasifikace funkčních a strukturálních vad nohy nejednotná.

Optimální funkce nohy byla popsána v kapitolách výše, viz kapitola *Kineziologie nohy* a *Kineziologie chůze*. Pakliže dochází k výrazným odchylkám od těchto základních kineziologických předpokladů, můžeme hovořit o funkční vadě nohy. V současnosti neexistuje jednotný systém diagnostiky, který by umožňoval generalizovaně hodnotit funkční odchylky nohy. K posouzení funkčních poruch nohy je tedy možné využívat následující parametry, např.:

- Maximální a průměrný tlak chodidla, ve stoji či v chůzi
- Vrcholný tlak na zánoží či přednoží v dynamickém testování
- Grafické znázornění tlakového působení chodidla na podložku (pomocí plantogramu)
- Odval částí chodidla popisovaný pomocí trajektorie centra tlaku, neboli COP
- Posturální stabilita – pomocí výchylek COP
- Procentuální rozložení tělesné váhy na pravé a levé noze při bipedální analýze (Coughlin, 2007)

Funkční vady nohy tak mohou být způsobeny neoptimálním pohybovým vzorem, nesprávným postavením nohy či biomechanickým zatížením, nevyvážeností svalové aktivity či nevhodnou stabilizací. Níže uvedeme konkrétní typy a příklady vzniku funkčních vad nohy:

Jedním z důvodů funkčních poruch nohy může být insuficience nebo zkrácení či kontraktura některého ze svalů nohy, ať už krátkého či dlouhého svalu nohy. To narušuje celkovou rovnováhu a stabilizaci nohy a může vést až k formaci strukturální vady. (Kapandji, 2011)

Plochonoží je jedním z nejčastějších zástupců funkčních vad nohy a obecně můžeme říct, že ke vzniku plochonoží může docházet vlivem nedostatečné podpůrné a stabilizační funkce svalového a ligamentózního aparátu. Samotná ligamenta zajišťují klenutí nohy primárně ve statických podmínkách a pouze po krátký časový úsek. Pakliže je svalová podpůrná role nedostatečná, ligamenta se pod vahou těla protáhnou a dojde tak k oploštění klenby. (Kapandji, 2011)

Plochá noha jako častý ortopedický nález se dělí na dvě základní varianty: plochá noha rigidní a plochá noha flexibilní. Rigidní plochá noha je vada strukturální, nejčastěji vrozeně plochá noha dána vrozeným strmým talem. (Kolář, 2012) Flexibilní plochá noha může vznikat na základě svalové nedostatečnosti, respektive na základě insuficience m. tibialis posterior (pokles mediální podélné klenby) a m. fibularis longus (pokles příčné klenby).

Podle Tomeho et al. (2006) hraje m. tibialis posterior klíčovou roli v kontrole zánoží a mediální podélné klenby při kineziologii nohy v chůzi. Úkolem šlachy m. tibialis posterior je v první polovině stojné fáze everze zánoží a zvýšený úhel mediální longitudinální klenby nastavují talonavikulární a calcaneocuboideální klouby do paralelní pozice, čímž dojde k jejich odemčení a lepší absorpci nárazu. Zatímco ve studii z roku 2006 dochází u zdravých probandů v kontrolní skupině v průběhu stojné fáze ke zvyšování everze zánoží a zvyšování mediálního longitudinálního oblouku; u probandů s dysfunkcí šlachy m. tibialis posterior tomu tak není. Noha zůstává větší mírou v inverzi a nižším mediálním longitudinálním úhlem, tedy i nižší mediální podélnou klenbou. (Tome, 2006) Tato nedostatečná absorpce nárazu způsobuje nadměrnou zátěž na ligg. calcaneonavicularare plantare, plantární fascii a ligg. talocalcaneare interossei, které společně tvoří sekundární ligamentózní podporu. (Balen, 2001) Taktéž Shibuya et al. (2014) potvrzuje, že klinicky významná bolestivost šlachy m. tibialis posterior u probandů je spojena s plochou nohou.

Druhý funkční vliv na vznik pes planovalgus může mít nadměrná rotace calcaneu do pronace v dynamice. To může být způsobeno malformací krycích ploch subtalárního kloubu či nadměrnou laxitou přilehlých interoseálních ligament. Tento jev může vzniknout taktéž sekundárně. (Kapandji, 2011)

Vztah mezi posturou ploché nohy a její kinematikou je úzce spjatý. U ploché nohy většinou provádí zánoží v dynamice signifikantně větší exkurze do inverze a addukce během posledních 20 % stojné fáze (fáze *pre-swing*). Zvýšenou exkurzibilitu zánoží ve frontální rovině u pronované nohy evidentně nalézáme i v prvních 50 % stojné fáze v krokovém cyklu. Funkčním obrazem pes planovalgus je výchylka trajektorie COP směrem k mediálnímu okraji nohy při odvalu chodidla. (Buldt, 2013) Stejně tak u patologicky pronovaného typu chodidla je rozložení plantárního tlaku více mediálně oproti noze normální či s vysokým nártem. (Shibuya, 2014).

Na druhou stranu může být klenba nohy zvýšená, tzv. pes cavus, kdy se noha vlivem zvednutí mediálního oblouku a tvarem artikulačních ploch dostává do supinovaného postavení. Zvýšení klenby nohy může být dáno zkratem svalů upínajících se na konkávní stranu klenby, tj. zkratem či kontrakturou svalů m. tibialis posterior, m. fibularis longus et brevis, flexorů prstců a plantárních svalů. Zároveň může ke zvýšení klenby přispívat relaxace či insuficience svalů na dorzu nohy. Další funkční příčina vzniku pes cavus může být v oblasti středonoží, kdy dochází ke zkrácení plantárních svalů spolu se zkratem plantární aponeurózy. Tento jev můžeme pozorovat i při velmi častém užívání bot s nadměrně tuhou podrážkou. Vlivem zkratu či kontraktury m. tibialis posterior a fibulárních svalů může poklesnout přednoží společně s valgotizací, vzniká tak pes cavus předního typu a případně až tzv. pes cavus equinovalgus. (Kapandji, 2011)

Vlivem dysfunkce nohy u vysoce klenuté supinované nohy dochází ke snížení pružnosti mediální podélné klenby, vedoucí k většímu vertikálnímu zatížení kostry a potažmo k méně efektivnímu tlumení a absorpci nárazů. Zvýšeným vertikálním zatížením se síly opakovaně promítají vzhůru do oblasti tibie a zřejmě mohou být jedním z podkladů pro vznik stresových fraktur tibie. Naopak u nohy supinované v porovnání s normální nohou dochází k větší exkurzi do everze a abdukce zánoží během stojné fáze a k menšímu stupni dorzální flexe a rozsahu v transverzální rovině během fáze midstance. (Buldt, 2015)

Pes cavus se často pojí i s přítomností drápovitých prstců či metatarzalgii. V tomto případě dochází k decentraci metatarsophalangeálních kloubů vlivem insuficience interoseálních svalů na úkor nadměrné aktivity extenzorů prstců. Dochází tak k hyperextenzi proximálních částí metatarsů, což vede k poklesu přednoží a hlavičky metatarsů jsou více sklopeny. Přítomnost poklesu hlaviček metatarsů může být dána i vlivem nedostatečné funkce m. tibialis anterior, kde se snaží extenzory kompenzovat jeho funkci a dochází tak k extenzi proximálních článků prstců. Na dominanci extenzorů reagují plantární svaly, které svým stahem způsobí zvýšené klenutí nohy. (Kapandji, 2011) Výše zmíněná extenze v metatarsophalangeálních kloubech vede ke zvýšení plantárního tlaku pod metatarsálními hlavičkami. Tento zvýšený plantární tlak může být jednou z příčin mechanického přetížení způsobující metatarzalgie. (Richie Jr, 2021)

Jak již bylo zmíněno, výrazné odchylky v postuře nohy, kdy nacházíme nohu supinovanou nebo nohu pronovanou, mohou být rizikové pro vznik přetížení, zranění a potažmo i pro rozvoj strukturálních vad dolních končetin. Konkrétně Burns (2005) dokládá, že probandi triatlonisté se supinovaným typem nohy měli 4,3x vyšší pravděpodobnost vzniku úrazu z přetížení nohy v porovnání s jednotlivci s nohou neutrální či nohou pronovanou. Vyšší riziko zranění dolní končetiny u supinované nohy fotbalistů potvrzuje i Cain et al. (2007) I přestože je pronovaná noha brána jako jeden z faktorů vzniku úrazu dolní končetiny, autoři metaanalýzy *Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis* toto tvrzení nepotvrzují. Nacházejí pouze omezené množství studií potvrzujících značnou korelaci mezi pronovanou nohou a vznikem tzv. medial stress syndrome a taktéž vznikem patellofemorální bolesti. Hodnocení postury nohy ve statické by nemělo být používáno samostatně, vždy by mělo být zahrnuto do multifaktoriálního hodnocení. Je třeba však zkoumat funkci nohy v dynamice, jelikož i pronovaná noha může v dynamice vykazovat dostačující funkci. (Neal, 2014)

Tkáně zajišťující příčné klenutí nohy mohou být insuficientní a příčná klenba nohy může být ve statické či dynamické funkci zcela oploštěna. V takovém případě můžeme nacházet ploché přednoží spolu se zvýšenou tlakovou zátěží všech hlaviček metatarsů. Příčná klenba může být i kompletně obrácena, hovoříme pak o inverzní klenbě nebo kulatém přednoží. Nadměrný plantární tlak se promítá do třech prostředních metatarsů, což může vést ke vzniku značně bolestivých otlaků. Jediným možným řešením pro eliminaci těchto bolestivých otlaků je zlepšení funkce nohy. (Kapandji, 2011; Richie Jr, 2021)

2 CÍLE PRÁCE A HYPOTÉZY

2.1 Cíle práce

Cílem této práce je shrnutí teoretických poznatků ohledně kineziologie nohy a chůze, lokomoce a vývojové kineziologie, vztahu nohy a postury a také popis nejčastějších patokineziologických obrazů funkčních vad nohy.

Dalším cílem práce je porovnat dva druhy autoterapie (DNS přístup a Analytický přístup) v 6týdenním trvání a zjistit, který druh autoterapie bude mít větší pozitivní vliv na důležité vybrané parametry pro funkci nohy.

2.2 Hypotézy

H1: Po 6týdenní autoterapii se obě skupiny (DNS; Analytik)lepší v každém z pěti testů ve více než v polovině měřených parametrů.

H2: Po 6týdenní autoterapii se v testu Dynamic analysis skupina DNSlepší významně více v parametru Maximum Pressure oproti skupině Analytik.

H3: Po 6týdenní autoterapii se v testu Static analysis skupina Analytiklepší významně více v parametru Average Pressure oproti skupině DNS.

H4: Po 6týdenní autoterapii dojde u skupiny DNS ke zlepšení parametru Composite Sway Velocity Index v testu Sit to stand, zatímco u skupiny Analytik v daném parametru ke zlepšení nedojde.

3 METODIKA

V této práci byli vybraní probandi rozděleni do dvou skupin, a to do skupiny s názvem DNS a skupiny Analytik. Názvy skupin byly zvoleny dle druhu autoterapie. Na počátku této práce proběhlo vstupní měření, kde byli probandi v obou skupinách změřeni pomocí plošiny Physiosensing ve vybraných pěti testech. Těmito testy jsou: *Static analysis*, *Unilateral Stance*, *Sit-to-stand*, *Weight bearing squat*, *Dynamic analysis*. Po 6týdenní autoterapii proběhlo druhé měření. Po druhém měření byl využit přístrojem zhotovený klinický report pro individuální prezentaci výsledků jednotlivým probandům. Naměřená data z jednotlivých měření byla statisticky zpracována.

3.1 Charakteristika měřeného souboru

Z původního celkového počtu 32 probandů bylo vybráno a dokončilo studii 26 probandů. Šest probandů nesplnilo inkluzivní kritéria a byli ze studie vyloučeni. Probandi byli rozděleni do dvou skupin. Ve skupině s autoterapií dle DNS bylo 13 probandů. Ve skupině s autoterapií analytických izolovaných cviků bylo též 13 probandů. Probandi cvičili denně zvolenou autoterapii po dobu 6 týdnů.

Měřený soubor zahrnoval celkem 26 probandů, 18 žen a 8 mužů. Průměrný věk všech testovaných probandů byl 22,73 let (SD \pm 1,65), medián 23 let. Průměrná výška testovaných probandů byla 171,62 cm (SD \pm 9,79), medián 171,5 cm. Průměrná váha testovaných probandů byla 66,04 kg (SD \pm 11,21), medián pak 63,5 kg. Průměrná hodnota BMI testovaných probandů byla: 22,30 (SD \pm 2,34), medián 22,14.

3.1.1 Inkluzivní kritéria

- Věk 20-26 let
- Přítomnost funkční vady nohy (dle vstupního vyšetření postury, funkčního vyšetření stoje na špičkách a statické posturografické analýzy nohy)
- Nepřítomnost exkluzivních kritérií

3.1.2 Exkluzivní kritéria

- Nepřítomnost funkční vady nohy
- Vynechání 5 a více cvičebních dnů (kontrola dle tabulky denních záznamů).
- Porucha senzitivity nohou

- Porucha kožního krytu na plosce nohy
- Současně probíhající fyzioterapie pod dohledem jiného terapeuta
- Závažné trauma pohybového aparátu během probíhající studie a šest měsíců před zahájením studie
- Neurologická či vestibulární porucha ovlivňující stabilitu
- Gravidita

3.2 Příklad Physiosensing

Pro praktickou část byla využita posturografická a stabilometrická plošina *Physiosensing*, pomocí níž byli probandi testováni na počátku studie a po 6 týdnech denní autoterapie dle přiřazené skupiny. Díky programům *Physiosensing Podo* a *Physiosensing balance* byla získána data pro statistické zpracování praktické části a zároveň byly automaticky vygenerovány grafické záznamy z jednotlivých testování, které umožnily klinický report, evaluaci a zpětnou vazbu probandům.

Physiosensing je balanční a tlaková plošina, která zaznamenává naměřené hodnoty v reálném čase do předinstalovaných programů v PC, a to do programů *PhysioSensing Podo* a *PhysioSensing balance*. Tento přístroj nabízí možnosti testování stabilometrie, posturografie, vyšetření rovnováhy a motorické kontroly. Zároveň může pomocí speciálních tréninkových a herních programů sloužit pro nácvik a zlepšení jednotlivých modalit. Přístroj *Physiosensing* využívá technologie vizuálního biofeedbacku. V současnosti firma *Physiosensing* nabízí rozšíření tréninkového pole pomocí spojení s virtuální realitou.

Jak výrobci uvádějí, plošinu je možné využít pro vyšetření a rehabilitaci pacientů s poruchami rovnováhy, především pacientů s diabetickou neuropatií, Parkinsonovou chorobou, vestibulárními poruchami či u pacientů po cévní mozkové příhodě. Pro vyšetření těchto poruch přístroj nabízí standardizované protokoly, kterými jsou *Modified CTSIB*, *Limits of Stability*, *Unilateral Stance*, *Fall Risk*, *Rombergův test*, *Sit-to-Stand* či *Balance Error Scoring System*. Dále je přístroj *Physiosensing* hojně využíván v ortopedii a sportovní medicíně. Pro tyto odvětví je doporučováno využití standardizovaných testů jako jsou: *Static analysis*, *Weight-bearing squat*, *Sit-to-Stand* a *Dynamic analysis – Simple or Multiple*.

Uživatelské prostředí programů *PhysioSensing Podo* a *PhysioSensing balance* umožňuje organizaci pacientů a výsledků pro ukládání. Co se týče testování, pokaždé před spuštěním jednotlivých testů program názorně zobrazuje pokyny, kterými je třeba instruovat pacienta pro postup standardizovaného měření.

3.3 Použité testování

Pro účely praktické části této diplomové práce bylo využito následujících pět standardizovaných hodnotících testů, jimiž jsou: *Static analysis*, *Unilateral Stance*, *Sit-to-stand*, *Weight bearing squat* a *Dynamic analysis*. Pokyny, jimiž se řídili probandi byly udávány na základě instrukcí uvedených u jednotlivých testů v programech *Physiosensing Podo* a *PhysioSensing balance*.

3.3.1 Static analysis

Při testu *Static analysis* proband stojí oběma nohama na plošině, ruce má podél těla a pohled směřuje vpřed. Protokol statické analýzy chodidel nabízí zobrazení rozložení plantárního tlaku, tzv. *Planar pressure distribution*, v sagitální a anteroposteriorní rovině pomocí tlakové mapy zobrazené v jednotlivém obrázku. Ten je rozdělen na kvadrant pravé a levé nohy, přednoží a zánoží. Ve standartním zobrazení je viditelná distribuce tlaku pomocí barevné palety od modré po červenou, kde modrá zobrazuje hodnoty s nižším tlakem a červená reprezentuje hodnoty s vysokým tlakovým rozložením. Toto standartní zobrazení bylo využíváno též jako klinický report s vizuální zpětnou vazbou pro probandy. Po uložení se do PDF dokumentu promítá mnoho proměnných. Např. do obrázku tlakové mapy se promítá pravé, levé a celkové centrum tlaku (COP), zobrazené vždy v šedém kroužku. Tyto centra tlaku jsou spojeny šedou linií, která popisuje tzv. *COP rotation degree*, tj. úhel mezi centrem tlaku (COP (°)) na pravé a levé noze. Taktéž zde vidíme parametr *Area* neboli opěrná plocha v daném kvadrantu udávaná v cm². Dalším parametrem je tzv. *Load distribution AP* – zatížení na přednoží či zánoží podle anterioposteriorní roviny a tzv. *Body Weight*, tedy rozložení tělesné váhy v daném kvadrantu udávané v procentech. Dále využíváme test statické analýzy pro získání parametrů sagitální roviny, a to tedy pro hodnoty *Maximum a Average pressure*, tedy hodnoty maximálního a průměrného tlaku z obou plošek. Maximální tlak je v tlakové mapě zanesen topicky pomocí písmene M.

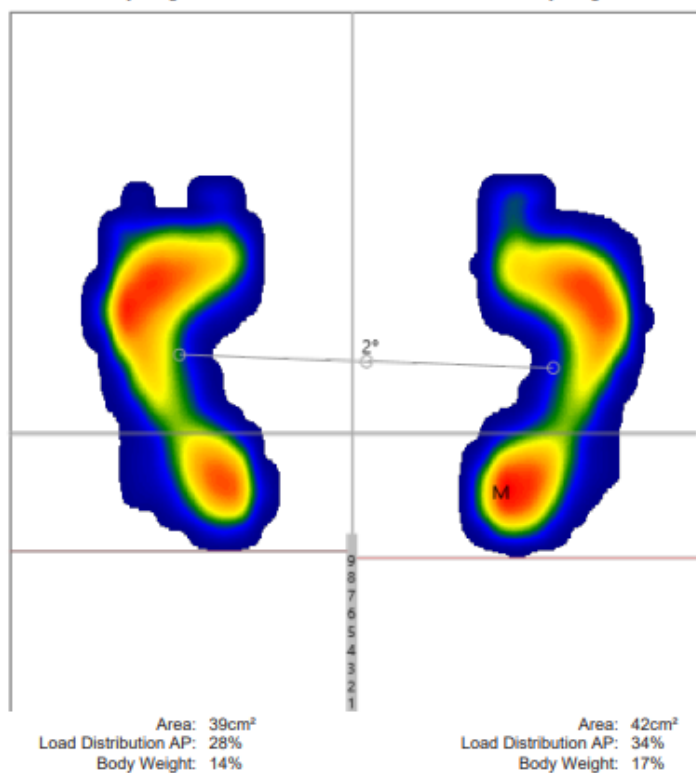
Obrázek 7- Klinický report testu Static analysis

Clinical Report - Static Analysis

Name		Age	24	Device	Pressure Plate
Gender	Female	Date		Clinic	
Height	1.57 m	ID		Health	
Weight	60 kg			professional	
Diagnosis					
Exercise	Analyze the plantar pressure distribution on the sagittal and anteroposterior planes and the center of pressure.				

Area: 92cm²
Load Distribution AP: 72%
Body Weight: 36%

Area: 89cm²
Load Distribution AP: 66%
Body Weight: 33%



	Area (cm ²)	Max. Pressure (g/cm ²)	Avg. Pressure (g/cm ²)	Body Weight (%)	Weight (kg)	Arch Index (%)
Left	131	491.8	228.7	50	30	33.6 - Flat arch
Right	131	502.3	229.4	50	30	33.6 - Flat arch
Total	262	502.3	229	-	-	-

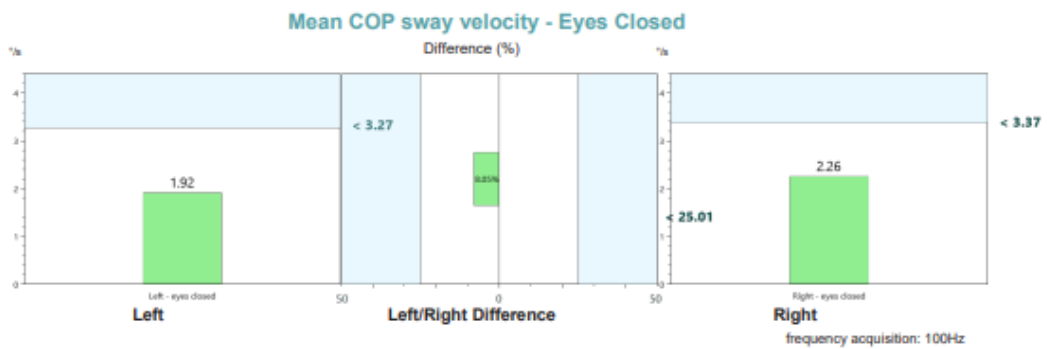
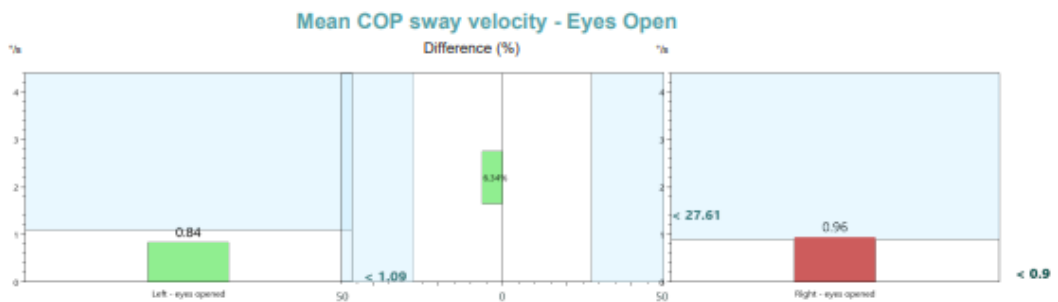
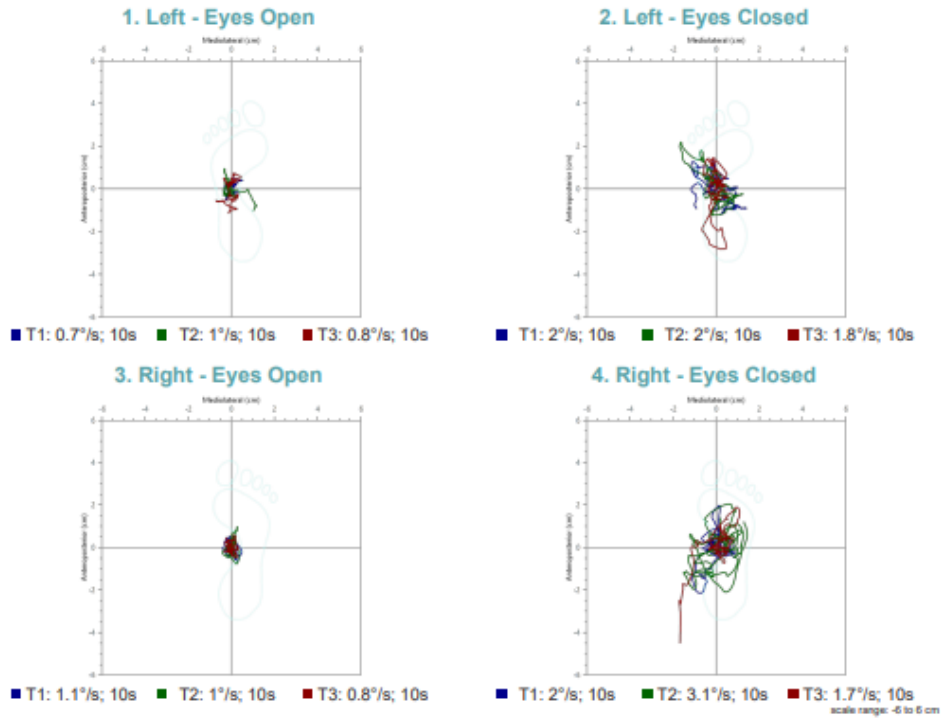
3.3.2 Unilateral Stance

Test s názvem Unilateral Stance je test stoje na jedné dolní končetině, kdy druhá dolní končetina je držena v 90° flexi v kyčli i koleni. Tento test je prováděn ve čtyřech variantách: stoj na levé a pravé dolní končetině s očima otevřenými a stoj na levé a pravé dolní končetině s očima zavřenými. Každá varianta byla prováděna ve třech měřeních po dobu 10 s. Pokud jedinec spadl v průběhu měření z plošiny, byl test vyhodnocen jako FALL. Ve vygenerovaném dokumentu formátu pdf jsou v grafu zaneseny směrové výchylky a trajektorie COP dle jednotlivých variant a taktéž se zde objevují graficky znázorněné hodnoty Mean Sway Velocity Left or Right – EO or EC. Tento parametr znázorňuje průměr tří měřených testování tzv. Sway velocity with eyes open/eyes closed, tj. vzdálenost uražená centrem tlaku (COP) dělená časem testování (°/s) při stoji na levé či pravé dolní končetině s očima otevřenými či zavřenými. Naměřené hodnoty jsou automaticky srovnávány dle normativních hodnot programu *Physiosensing Balance*.

Obrázek 8- Klinický report testu Unilateral stance

Clinical Report - Unilateral Stance

Name		Age	24	Device	Pressure Plate
Gender	Female	Date		Clinic	
Height	1.57 m	ID		Health	professional
Weight	60 kg				
Diagnosis					
Protocol	The US quantifies the postural control standing on the left and right foot, alternately.				



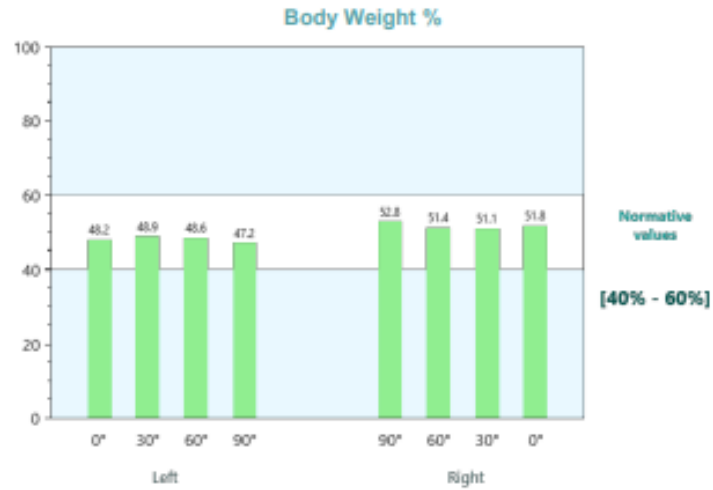
3.3.3 **Weight bearing squat**

Test *Weight bearing squat* testuje rozložení tělesné váhy v sagitální rovině, zatímco pacient provádí dřep do předurčených stupňů flexe v kolenou, a to do 30°, 60° a 90° flexe. Naměřené hodnoty jsou zaznamenány v těchto daných úhlových nastaveních. Po ukončení testování je automaticky vygenerován dokument ve formátu Pdf. Dokument ve formátu pdf obsahuje graf s názvem *Body Weight %*: graf s procentuálním rozložením tělesné váhy na pravé a levé noze v jednotlivých úhlových nastaveních kolenou a taktéž mapu rozložení plantárního tlaku v jednotlivých úhlech spolu s osou a hodnotou *COP Rotation degree*: úhel mezi centrem tlaku, neboli center of pressure (°) na pravé a levé noze - v jednotlivém úhlovém nastavení 30°, 60°, 90° flexe kolen.

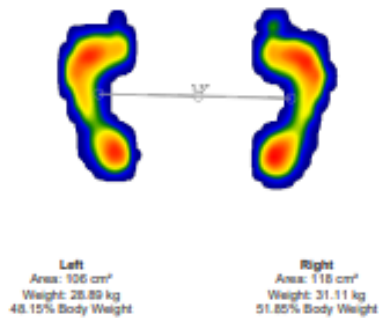
Obrázek 9- Klinický report testu Weight bearing squat

Clinical Report - Weight Bearing Squat

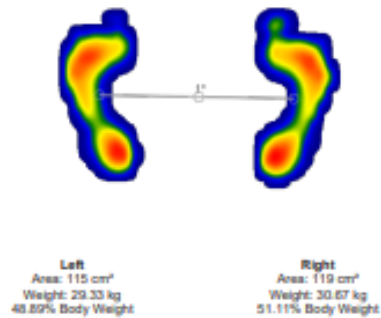
Name		Age	24	Device	Pressure Plate
Gender	Female	Date		Clinic	
Height	1.57 m	ID		Health	professional
Weight	60 kg				
Diagnosis	Evaluates the weight distribution on the sagittal plane standing upright in different knee positions.				
Protocol					



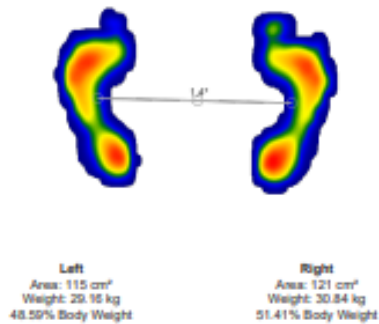
1. knee flexion angle: 0°



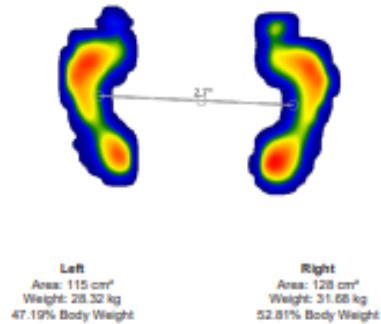
2. knee flexion angle: 30°



3. knee flexion angle: 60°



4. knee flexion angle: 90°



3.3.4 Sit to stand

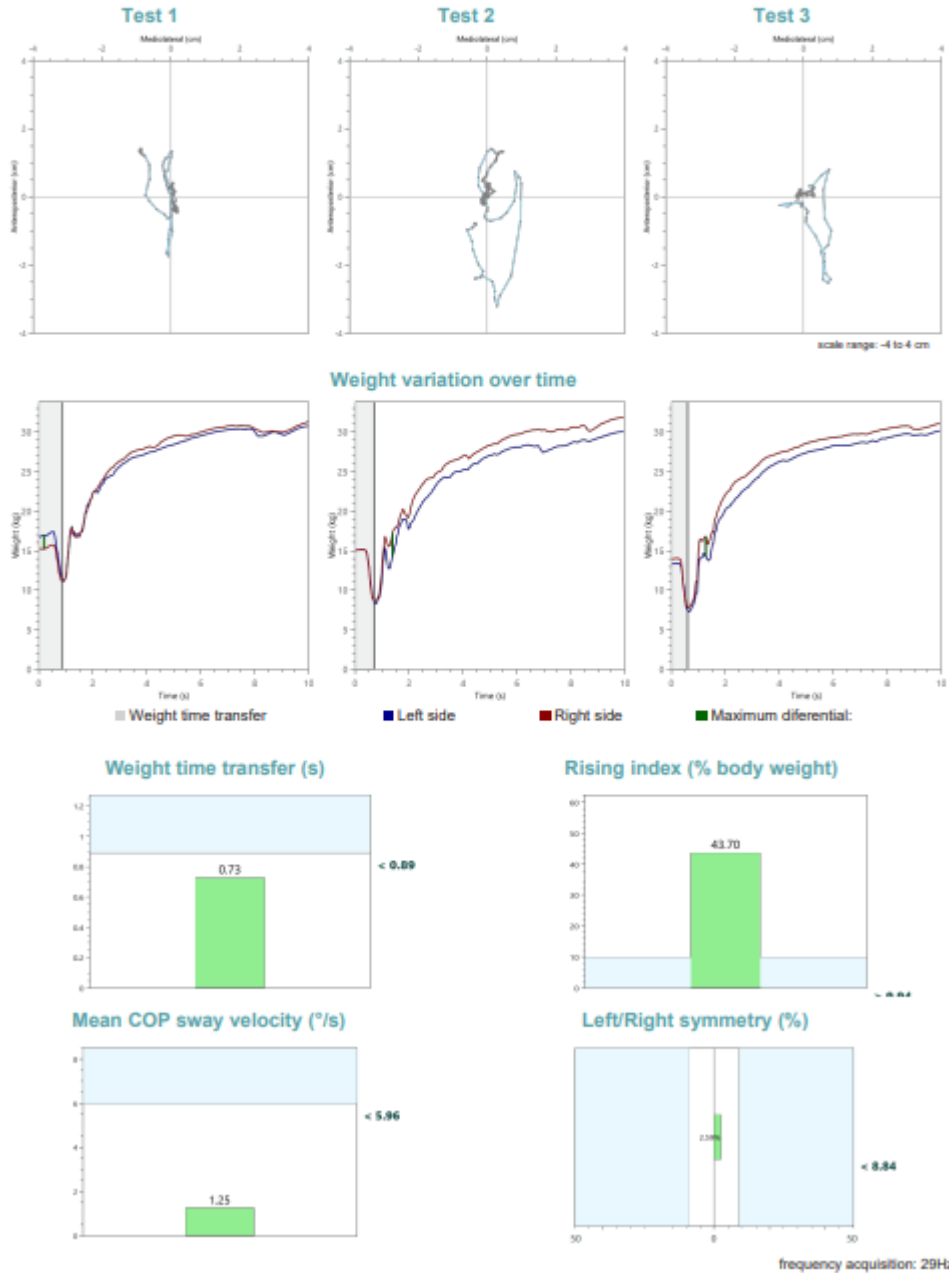
Test s názvem *Sit to stand* kvantifikuje schopnost probanda zvednout se ze sedu do stoje. Protokol se skládá ze tří 15s měření. Před každým měřením byl proband instruován o položení dlaní směrem vzhůru na stehna a zákazu švihového pohybu horními končetinami. Cílem testu je zvednout se ze sedu ze židle co nejrychleji po zaregistrování zvukového a vizuálního signálu z PC a poté stát nehybně po zbylý čas z daných 15s. Po proběhlých třech testováních byl automaticky vygenerován dokument ve formátu Pdf.

Dokument ve formátu pdf obsahuje mimo jiné tři grafy z jednotlivých měření, které zobrazující stranové rozložení tělesné váhy v čase, tedy v jednotlivých fázích zvedání se ze sedu. Dále obsahuje grafické znázornění průměrných hodnot z parametrů *Weight Transfer Time*: čas přenosu váhy ze sedu do stoje; *Rising Index*: síla působící na plošinu během fáze zvedání vyjádřená v procentech tělesné váhy; *Sway Velocity*: uražená vzdálenost centrem tlaku (COP) během fáze zvedání a následujících 5s; *L/R Weight Symmetry*: rozdíl váhového rozložení mezi pravou a levou nohou během fáze zvedání a následujících 5s.

Obrázek 10- Klinický report testu Sit to stand

Clinical Report - Sit-to-Stand

Name		Age	24	Device	Pressure Plate
Gender	Female	Date		Clinic	
Height	1.57 m	ID		Health	professional
Weight	60 kg				
Diagnosis					
Protocol	Quantifies the ability to lift as quickly as possible from a sitting position to a standing position.				



3.3.5 Dynamic analysis

Test Dynamic analysis je proveden pomocí prosté chůze přes plošinu. Dynamická analýza umožňuje zaznamenání distribuce plantárního tlaku na plošinu v průběhu krokového cyklu a to tak, že dochází ke zprůměrování hodnot ze čtyřech krokových cyklů, tedy v souhrnu jsou započítány 4 otisky pro pravou i levou nohu. Proband je instruován pro přirozený stereotyp i rychlost chůze přes plošinu, přičemž je zapotřebí, aby se otisk celé plošky vešel do předem vyhraněného obdélníku na plošině. Pro potenciaci co nejpřirozenějšího kroku byl proband instruován pro rozejití se minimálně 3 kroky před plošinou, aby nedocházelo ke zkreslení iniciálním krokem chůze. V případě nepřirozeného kroku či nezaznamenání celé plochy chodidla je možné jednotlivý krok vymazat a opakovat daný krok. Po uložení všech měření program *Physiosensing Podo* umožňuje pět odlišných zobrazení. Taktéž je možné vytvořit videozáznam distribuce plantárního tlaku v čase a v průběhu krokového cyklu. Pro účely této diplomové práce bylo v rámci klinického reportu probandům využíváno Mozaikovitě zobrazení otisků s danými sekvencemi a fázemi kroku v krokovém cyklu, zobrazenými jako T0, T1, T2 a T3 fáze. Důraz byl kladen na porovnávání sekvence T2. Tato sekvence byla automaticky vyhodnocena programem a zvýrazněna v daném obrázku. Sekvence T2 zobrazuje fázi dvoubodové opory nohy ve fázi odrazu, jež je v optimálním případě tlakově rozložena mezi kloubem 1. a 5. MTP skloubení s vrcholy v těchto zmíněných bodech. Sekvence T2 tak byla využívána pro kvalitativní hodnocení funkce nohy ve fázi dvoubodové opory a funkčnosti a stavu příčné klenby v dynamice. Další možností grafických záznamů z Dynamické analýzy je vytvoření grafu s názvem *Force*, kde je zobrazeno procentuální působení síly v průběhu kroku, grafu *Area*, zobrazující opěrnou plochu v průběhu kroku. Dále se zde vyskytují grafy s hodnotami *Maximum pressure* a *Average pressure* v průběhu kroku a taktéž graf s názvem *Velocity*, znázorňující rychlost odvalu pravé a levé nohy v čase (mm/s).

Dynamická analýza dále hodnotí parametry Left or Right Foot CPEI, Left or Right Forefoot Peak a Left or Right Rearfoot Peak. Parametr Left or Right Foot CPEI popisuje poměr vzdálenosti od COP ke konstrukční čáře (centrum tlakové odchylky (center of pressure excursion;CPE)) a šířky chodidla v přední třetině délky chodidla. Tento parametr byl měřen zvlášť pro levé a pravé chodidlo. Parametr Left or Right Forefoot Peak zaznamenává Maximální tlakový bod měřený na přednoží levé či pravé nohy a taktéž parametr Left or Right Rearfoot Peak označuje Maximální tlakový bod měřený na zánoží levé či pravé nohy. Hodnoty posledních dvou parametrů jsou udávány v g/cm^2 .

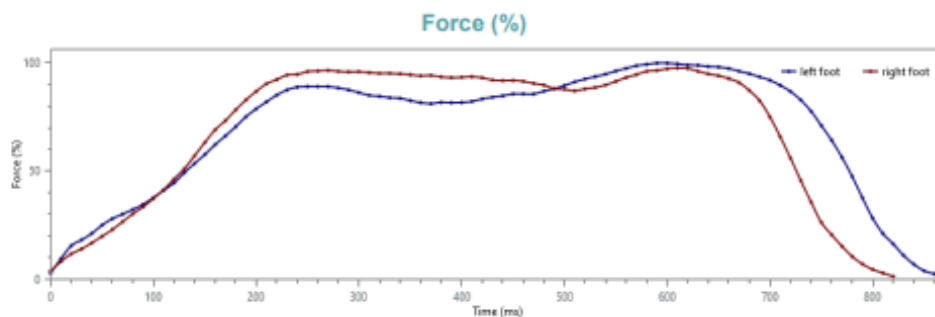
Obrázek 11- Klinický report testu Dynamic analysis

Clinical Report - Dynamic Analysis - Multiple

Name		Age	24	Device	PhysioSensing
Gender	Female	Date		Clinic	
Height	1.57 m	ID		Health	professional
Weight	60.0 kg				
Exam description					
Diagnosis					

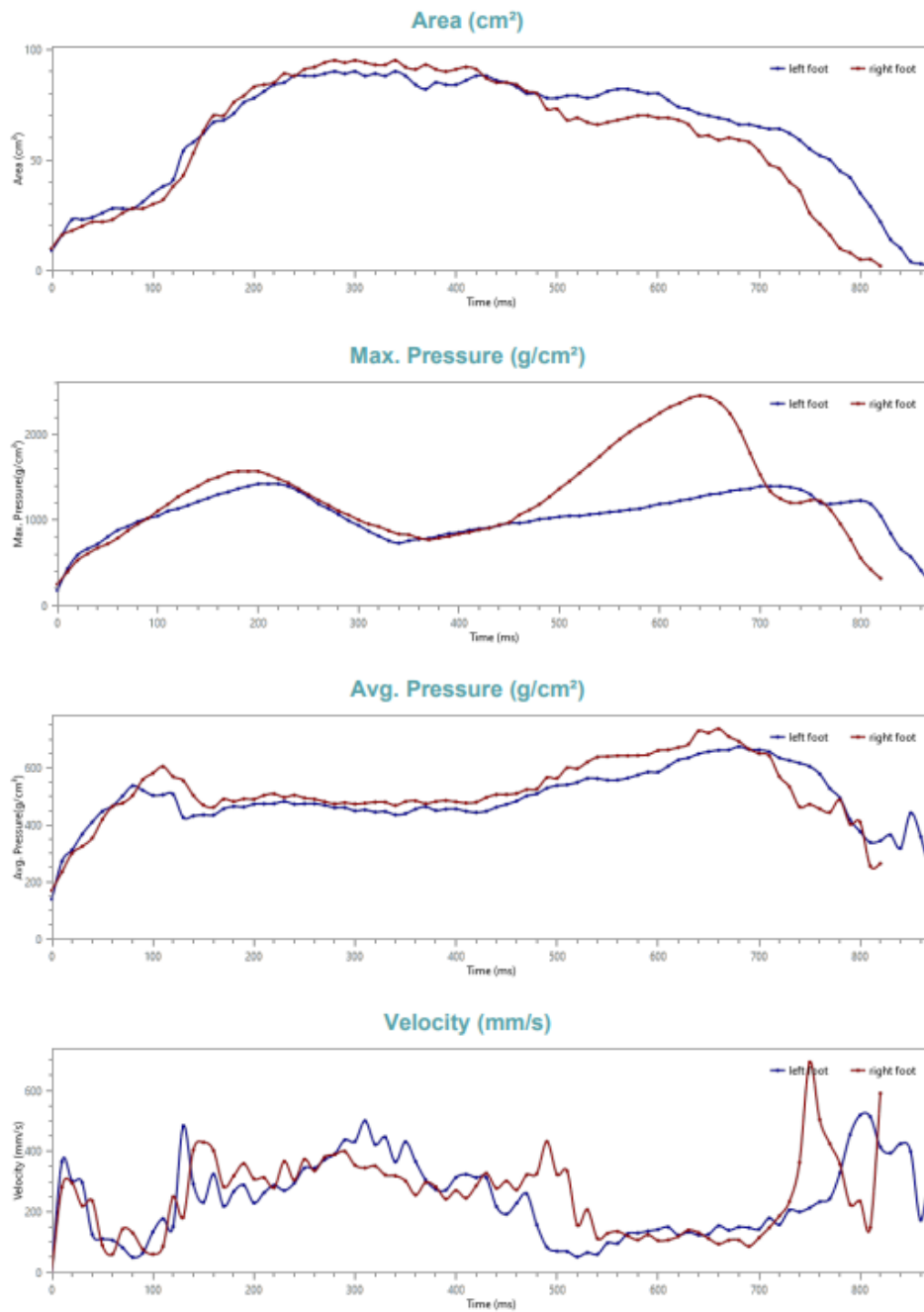


	Area (cm ²)	Max. Pressure (g/cm ²)	Avg. Pressure (g/cm ²)	CPEI (%)
Left	133	909.3	451.1	27.42 - Supinated
Right	132	1135.9	454.5	17.97 - Normal



www.physiosensing.net

physio
sensing



3.4 Sledované kvantitativní parametry v jednotlivých testech

Tabulka 1 – Sledované kvantitativní parametry v rámci jednotlivých testů

Test	Parametr	Zkratka	Popis	Jed.
Static analysis	Maximum Pressure	Max P	Maximální tlakový bod měřený z obou chodidel	g/c m ²
	Average Pressure	Avg P	Průměrný tlak měřený z obou chodidel (pozn. v Clinical report dělený na P a L chodidlo)	g/c m ²
	COP Rotation Degree - 30° or 60° or 90°	COP Rot. Deg	Úhel mezi centrem tlaku, neboli center of pressure (°) na pravé a levé noze. V úhlovém nastavení 30°, 60°, 90° flexe kolen.	°
Unilateral stance	Mean Sway Velocity Left or Right - EO	M Sway Vel. L or R-EO	Průměr tří měřených testování tzv. Sway velocity with eyes open, tj. vzdálenost uražená centrem tlaku (COP) dělená časem testování (°/s) při stožení na levé či pravé dolní končetině s očima otevřenými. *	°/s
	Mean Sway Velocity Left or Right - EC	M Sway Vel. L or R-EC	Průměr tří měřených testování tzv. Sway velocity with eyes closed, tj. vzdálenost uražená centrem tlaku (COP) dělená časem testování (°/s) při stožení na levé či pravé dolní končetině s očima zavřenými. *	°/s
	Sway Velocity Difference LR - EO	Sway Vel. Diff LR - EO	Procentuální rozdíl vzdálenosti uražené centrem tlaku (COP) mezi pravou a levou stojnou nohou s očima otevřenými.	%
	Sway Velocity Difference LR - EC	Sway Vel. Diff LR - EC	Procentuální rozdíl vzdálenosti uražené centrem tlaku (COP) mezi pravou a levou stojnou nohou s očima zavřenými.	%
WB squat	COP Rotation Degree - 30° or 60° or 90°	COP Rot. Deg	Úhel mezi centrem tlaku, neboli center of pressure (°) na pravé a levé noze. V úhlovém nastavení 30°, 60°, 90° flexe kolen.	°
Sit to stand	Composite Weight Transfer Time	Comp. W Trans. Time	Průměrný čas přenosu váhy ze sedu do stožení ze tří měřených testování	s
	Composite Rising Index	Comp. Rising I.	Průměr ze tří měřených testování tzv. Rising indexu, tj. síla působící na plošinu během fáze zvedání vyjádřená v procentech tělesné váhy	%
	Composite Sway Velocity	Comp. Sway Vel.	Průměr ze tří měřených testování tzv. Sway velocity, tj. vzdálenost uražená centrem tlaku (COP) během fáze zvedání a následujících 5 s	°/s
	Composite L/R Weight Symmetry	Comp. L/R WGT. Sym.	Průměr ze tří měřených testování tzv. L/R Weight Symmetry, tj. rozdíl váhového rozložení mezi pravou a levou nohou během fáze zvedání a následujících 5 s	%
Dynamic analysis	Maximum Pressure	Max P	Maximální tlakový bod měřený z obou chodidel	g/c m ²
	Average Pressure	Avg P	Průměrný tlak měřený z obou chodidel (pozn. v Clinical report dělený na P a L chodidlo)	g/c m ²
	Left or Right Foot CPEI	L or R Foot CPEI	Poměr vzdálenosti od COP ke konstrukční čáře (centrum tlakové odchylky (center of pressure excursion) a šířky chodidla v přední třetině délky chodidla, měřeno zvlášť pro levé a pravé chodidlo.	%
	Left or Right Forefoot Peak	L or R Forefoot Peak	Maximální tlakový bod měřený na přednoží levé či pravé nohy	g/c m ²

	Left or Right Rearfoot Peak	L or R Rearfoot Peak	Maximální tlakový bod měřený na zánoží levé či pravé nohy	g/cm ²
--	-----------------------------	----------------------	---	-------------------

3.5 Cvičební sestava dle konceptu DNS

Jednotliví probandi byli po iniciálním měření pomocí plošiny Physiosensing instruováni a zaučeni fyzioterapeutkou do autoterapie ohledně cvičební sestavy dle konceptu DNS. Každému z probandů byl dán manuál pro provedení jednotlivých cviků a k němu sepsány individuální kontrolní klíčové body, na které musel proband brát zřetel během cvičení. Proband byl dále edukován ohledně základní tříbodové a dvoubodové opory nohy. Každý z probandů měl možnost obdržet video cviků cvičební sestavy dle konceptu DNS.

Probandi měli za úkol každý z následujících 4 cviků cvičit denně (a to kdykoliv během dne), s počtem opakování minimálně 20 na každý cvik. U cviků, u nichž se vyskytuje varianta A) i B) bylo probandům doporučeno začínat vždy variantou A), v této variantě dosáhnout nejvyšší možné kvality a následně aplikovat v jedné cvičební jednotce variantu B). Druhou možností bylo aplikovat variantu A) po několika cvičebních dnech/týdnech a v závislosti na subjektivním pocitu úplného osvojení cviku začít cvik kombinovat v obou variantách. Probandi cvičili sestavu po dobu 6 týdnů. Jako zpětnou vazbu a kontrolu absolvovaného cvičení proband vyplňoval tabulku denních záznamů, která sloužila zároveň jako připomínka denního cvičení. Každý z probandů měl po dobu 6 týdnů možnost individuální konzultace s fyzioterapeutkou.

3.5.1 Dřep ze židle

Základní pozice:

- Vsedě na židli plosky nohy umístěte tak, aby bylo koleno nad špičkou chodidla (tzn. tak, aby koleno nepřesahovalo špičku nohy, ani špička nohy nebyla před kolenem)

Instrukce:

- Ohněte se v kyčlích a naneste váhu na plosky chodidel
- Pánev je v neutrální pozici, páteř je napřímená.
- Aktivujte nitrobrišní tlak (představa 3 roztažených obručí, zprvu možná kontrola palcem a ukazovákem)
- Zkontrolujte 3 bodovou oporu, dlouhé prstce, neutrální kotník a koleno a mírně nadzvedněte pánev ze židle
- Pomalu a kontrolovaně se zvedejte do stoje do plného napřímení na kyčlích (bez ztráty 3bodové opory na plosce)
- Pomalu a kontrolovaně dosedejte stejným způsobem

Obrázek 12- Dřep ze židle (z archivu autora)



Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- Absence a neoptimální napřímení páteře
- pánev není v neutrální pozici v počáteční fázi či v průběhu pohybu
- lordotizace či kyfotizace v lumbální/ thorakolumbální oblasti

- nevytvoření či neudržení nitrobřišního tlaku
- nerovnoměrná distribuce nitrobřišního tlaku
- iniciální decentrace hlezem a kolenou či decentrace v průběhu pohybu
- viditelná hra šlach na nártu
- výrazná flexe prstců v průběhu pohybu
- při sedání zpět extenze prstců směrem od podložky

3.5.2 Symetrický medvěd s oporou horních končetin o stůl

Základní pozice a varinta A) Statická složka:

- Horní končetiny (dlaně či předloktí) opřete rovnoměrně o stůl
- Paty nadzvedněte vzhůru (pozor, nejedná se o výpon), kolena jsou mírně pokrčená
- Pánev je v neutrální pozici, páteř je napřímená
- Aktivujte nitrobřišní tlak
- Dbejte na osu dolní končetiny: pata - koleno – kyčel

Obrázek 13- Symetrický medvěd s oporou horních končetin (z archivu autora)



Varinata B) Dynamická složka: „Skokan na lyžích“:

- Flekční fáze:
Zprvu mírně pohybujte trupem šikmo vzad (hlezení, kolenní a kyčelní kloub se krčí) do 1/3 rozsahu pohybu
- Extenční odrazová fáze:
Následně klouby napínejte vektorem vzhůru vpřed jako lyžař odrážející se z můstku, pohled směřujte šikmo vzhůru
- Po celou dobu udržte optimální 2 bodovou oporu nohy. Zachovejte osu dolních končetin, neutrální postavení pánve a napřímění páteře

Obrázek 14- Dynamický symetrický medvěd (z archivu autora)

Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- výpon na špičkách v iniciální pozici s varotizací calcaneu
- neoptimální dvoubodová opora nohy
- „drápovité“ krčení prstů
- decentrace dolních končetin ve výchozí pozici či v dynamické fázi
- valgotizace hlezen
- ztrácí se napřímění páteře
- nevytvoření či neudržení nitrobršního tlaku
- anteverze či retroverze pánve
- kolena se předčasně extendují

3.5.3 Medvěď s oporou o jednu dolní končetinu

Základní pozice:

- Zvolte základní pozici z předchozího cviku (viz symetrický medvěď)

Instrukce:

- Varianta A) Statická složka:

Nadzvedněte jednu dolní končetinu, aniž by došlo k vyosení trupu či dolní končetiny. Dbejte na nitrobřišní tlak a neustále kontrolujte osové nastavení stojné dolní končetiny.

- Varianta B) Dynamická složka:

Nadzvednutou dolní končetinou kontrolovaně pohybujte vzad a mírně vpřed – čímž docílíte krčení a natahování kloubů na stojné dolní končetině

Obrázek 15- Medvěď s oporou o jednu horní končetinu (z archivu autora)



Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- Duchennův Trendelenburgův příznak
- vnitřní rotace kyčelních kloubů
- valgizace kolen a hlezen (často spolu s addukcí palce)
- nadměrná opora na malíkové hraně na úkor opory pod 1. MTP skloubením
- nadměrná flexe prstů („drápovité držení“)
- Absence izolovaného pohybu kyčle – výskyt souhybu pánve a trupu

3.5.4 Modifikovaný závěsný stoj: „krasobruslař“ / hvězdice

Základní pozice; varianta A:

- Stoupněte si tak, že jednu dolní končetinu umístíte vpřed. Nohy nejsou umístěny v přímce za sebou, ale rozkročené od sebe na širší boků.
- Váha těla spočívá na přední dolní končetině. Ta je lehce pokrčena ve všech třech kloubech. Je možné se opřít rukou o zeď/stůl
- Zadní dolní končetina je postavena na špičku
- Páteř je napřímená ve všech segmentech.
- Pánev je v neutrální pozici po celou dobu.
- Horní končetiny jsou umístěny v bok a prsty kontrolují nitrobřišní tlak.
- Zachovejte optimální oporu dolní končetiny:
 - 3 bodová opora nohy (trojnožka): opora pod kloubem palce, pod kloubem malíku a pod patou
 - Osa kyčel – koleno – kotník – 2./3. prst

Instrukce pro dynamickou variantu (var. B):

- Nejprve zadní dolní končetinu kontrolovaně unožujte a roznožujte směrem k opěrné dolní končetině tak, aby nedošlo ke změně na trupu, vyosení opěrné dolní končetiny či ke změně opory na noze.
- Po zvládnutí směru do unožení můžete aplikovat pohyb dolní končetinou do všech směrů tzv. hvězdice.

Obrázek 16- Modifikovaný závěsný stoj (z archivu autora)Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- Neoptimální stabilita stojné nohy – nestabilní 3 bodová opora
- Decentrace dolní končetiny, nejčastěji valgotizace kolene a hlezna či nadměrná opora nohy laterálně se ztrátou opory pod 1. MTP skloubením.
- flexe prstců („drápovité držení“) či addukce palce
- viditelná hra šlach na nártu
- Duchennův Trendelenburgův příznak s laterálním posunem těžiště

3.6 Cvičební sestava analytických izolovaných pohybů nohy (dle analytického konceptu)

Probandi byli po prvotním měření pomocí plošiny Physiosensing instruováni a zaučeni fyzioterapeutkou do autoterapie ohledně cvičební sestavy analytických izolovaných pohybů nohy. Každému z probandů byl dán manuál pro provedení jednotlivých cviků a k němu sepsány individuální kontrolní klíčové body, které byly pro daného probanda stěžejní jako prevence neoptimálního provedení. U některých z vybraných cviků byla vytvořena varianta s pasivní dopomocí, kterou probandi mohli volit na základě individuální potřeby. Každý z probandů měl možnost obdržet video cviků z cvičební sestavy analytických izolovaných pohybů nohy.

Probandi měli za úkol každý z následujících 5 cviků cvičit denně (a to kdykoliv během dne), s počtem opakování minimálně 20 na každý cvik. Probandi cvičili sestavu po dobu 6 týdnů. Jako zpětnou vazbu a kontrolu absolvovaného cvičení proband vyplňoval tabulku denních záznamů, která sloužila zároveň jako připomínka denního cvičení. Každý z probandů měl po tuto dobu možnost individuální konzultace s fyzioterapeutkou.

3.6.1 Maximální ohnutí všech prstců

Kineziologicky: Maximální flexe prstců s důrazem na flexi v MTP skloubení

Instrukce:

- Aktivně ohýbejte všech 5 prstců v kloubu mezi zánártní kostí a prstcem
- *Z počátku je možná pasivní dopomoc*

Cíl cviku:

- maximální aktivní flexe všech prstců – důraz kladen především na flexi v MTP skloubení

Obrázek 17- Maximální ohnutí všech prstů (z archivu autora)



Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- absence flexe v oblasti 1 či více MTP skloubení

3.6.2 Rolování prstů po zemi – plné natažení: „PRSTCE V PĚST“

Kineziologicky: **Disto-proximální kontrolovaná flexe prstů s koaktivací flexorů a extenzorů prstů**

Výchozí pozice:

- V pozici vsedě na židli jsou plosky volně položeny na zemi.
- Prstce jsou aktivně taženy do dálky

Instrukce:

- Prstce kontrolovaně rolujte po špičkách bříšek prstů po zemi do pokrčení
- Poté postupně a pomalu natahujte prstce do dálky do plného natažení, přičemž opět dbejte na kontakt vrcholku bříšek se zemí
- Prstce končí ve výchozí pozici natažení

Cíl cviku:

- aktivní ohnutí 5 prstů ve všech kloubech a kontrolované natažení bez souhybu kolene

Obrázek 18-Rolování prstců po zemi – plně natažení: „PRSTCE V PĚST“



Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- prstce jsou nekoordinovaně rolovány (tj. nedochází ke koaktivaci flexorů a extenzorů prstců), ale krčí se a tvoří tzv. „zaťaté drápky“
- vyosení kolene a paty

3.6.3 Malá noha

Kineziologicky: **3D pohyb: aktivace a posílení vnitřních svalů nohy**

Výchozí pozice:

- vsedě rovnoměrně rozložíme oporu nohy do tří bodů („trojnožka“): opora pod kloubem palce, pod kloubem malíku a pod patou.
- Koleno směřuje ve směru 2./3. prstce nohy.

Instrukce:

- Po celou dobu dbejte na stálý kontakt pod 1. a 5. prstcem, prstce zůstávají volné.
- Současně přitahujte patu a přednoží k sobě (podélná klenba)
- Zároveň přitahujte body opory pod palcem a malíkem směrem k sobě (příčná klenba).

Cíl cviku:

- vytvoření tzv. „malé nohy“, kde je vnímáno vytvoření klenby nohy
- držte toto optimální nastavení po dobu minimálně 5 vteřin, poté postupně uvolňujte

Obrázek 19- Malá noha (z archivu autora)

Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- do aktivity se zapojují prstce a dochází k jejich flexi
- viditelná hra šlach extenzorů nohy a m. tibialis anterior
- decentrace paty či kolena
- ztráta opory pod 1. či 5. MTP skloubením

3.6.4 Vějíř

Kineziologicky: Aktivní abdukce všech prstců

Instrukce:

- Vsedě či ve stoje aktivně roztahujte prstce do strany, přičemž se prstce pohybují po zemi.
- Zvláštní pozornost věnujte pohybu palce do strany
- *Zprvu možná pasivní dopomoc u kloubu palce (manuálně rukou nebo nejprve opřeme celý palec a nohu stočíme do neutrální pozice a v tomto postavení setrvejte nejméně 5 vteřin)*

Cíl cviku:

- aktivní abdukce všech prstců, tj. vytvořit každému prstci prostor
- výdrž v abdukci po dobu 5 s

Obrázek 20- Vějíř (z archivu autora)



Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- Prstce nevykonávají izolovanou abdukci, ale dochází k souhybům. Samotná abdukce je zahajována nejprve extenzí, tj. nadzvednutí prstců od podložky
- Minimální či žádná aktivní abdukci palce
- Souhyb proximálních segmentů

3.6.5 Propletení prstů ruky– roztažení a stažení prstců: „NŮŽKY“

Kineziologicky: Pasivní abdukce s aktivní addukcí prstců a následnou izometrickou aktivitou vnitřních svalů nohy

Instrukce:

- Prsty ruky propleťte mezi prstce nohy
- Prstce nohy jsou nyní roztažené – snažte se aktivně prstce nohy stáhnout k sobě směrem do středu s představou „přestřížení“ prstů ruky
- Aktivitu držte nejméně 3 vteřiny a snažte se udržet stálý tlak
- Poté zcela uvolněte

Cíl cviku:

- rovnoměrný tlak všech prstců k sobě, aniž by došlo k ohybu prstců
- aktivita a posílení vnitřních svalů nohy s náznakem aktivního vytvoření příčného klenutí nohy

Obrázek 21- 1.13.5 Propletení prstů ruky– roztažení a stažení prstců: „NŮŽKY“ (z archivu autora)



Výskyt a korekce nejčastějších chyb:

- Síla addukce palce je minimální oproti ostatním prstcům
- Absence schopnosti addukovat palec
- prstce se prolamují do extenze či nadměrně flektují
- Není zachováno neutrální postavení v MTP skloubeních

3.7 Statistické zpracování dat

Ke statistickému zpracování dat byl využit program *Jamovi*, verze 2.3.26.0. Po otestování normálového rozložení dat byl využit Párový t-test a pro meziskupinové porovnání výsledků byl využit test Repeated measures two way ANOVA. Pro vytvoření souhrnných tabulek byl využit program *Microsoft Office - Excel 2019*.

4 VÝSLEDKY

4.1 Dynamic analysis

Tabulka 2 – Výsledné hodnoty (Mean \pm SD, SE) a statistické zpracování parametrů v testu Dynamic analysis v rámci jednotlivých skupin (PT-Test, Cohen) a meziskupinové porovnání (P-ANOVA, F-ANOVA, η^2 -ANOVA).

Parametr	Skup.	Fáze	Mean \pm SD	SE	P _{T-Test}	Cohen	P _{ANOVA}	F _{ANOVA}	η^2 _{ANOVA}
Max P	DNS	Před	1201 \pm 150.35	41.7	<.001**	1.4402	0.039*	5.34	0.078
		Po	973.1 \pm 229.88	63.8					
	Anal.	Před	1145.7 \pm 187.53	52	0.313	0.292			
		Po	1094.7 \pm 186.67	51.8					
Forefoot Peak	DNS	Před	2047.3 \pm 432.29	86.5	<.001**	1.3135	/	/	/
		Po	1660.7 \pm 354.05	70.8					
	Anal.	Před	1901 \pm 288.97	56.7	<.001**	0.867			
		Po	1716 \pm 291.48	57.2					
Rearfoot Peak	DNS	Před	1340.7 \pm 303.3	60.7	0.001**	0.7474	/	/	/
		Po	1168.9 \pm 277.45	55.5					
	Anal.	Před	1509.9 \pm 338.73	66.4	0.007**	0.571			
		Po	1339.7 \pm 313.69	61.5					
Avg P	DNS	Před	446.6 \pm 68.02	13.6	<.001**	0.815	/	/	/
		Po	405.7 \pm 79.19	15.8					
	Anal.	Před	456.1 \pm 57.95	11.4	<.001**	0.809			
		Po	420 \pm 55.42	10.9					
LF CPEI	DNS	Před	17.7 \pm 10.29	2.85	0.739	-	/	/	/
		Po	18.4 \pm 6.47	1.79					
	Anal.	Před	19.2 \pm 7.64	2.12	0.527	0.181			
		Po	18.3 \pm 6.35	1.76					
RF CPEI	DNS	Před	18.9 \pm 6.11	1.69	0.16	-	/	/	/
		Po	21 \pm 4.55	1.26					
	Anal.	Před	22.3 \pm 6.93	1.92	0.367	0.26			
		Po	20.1 \pm 6.53	1.81					

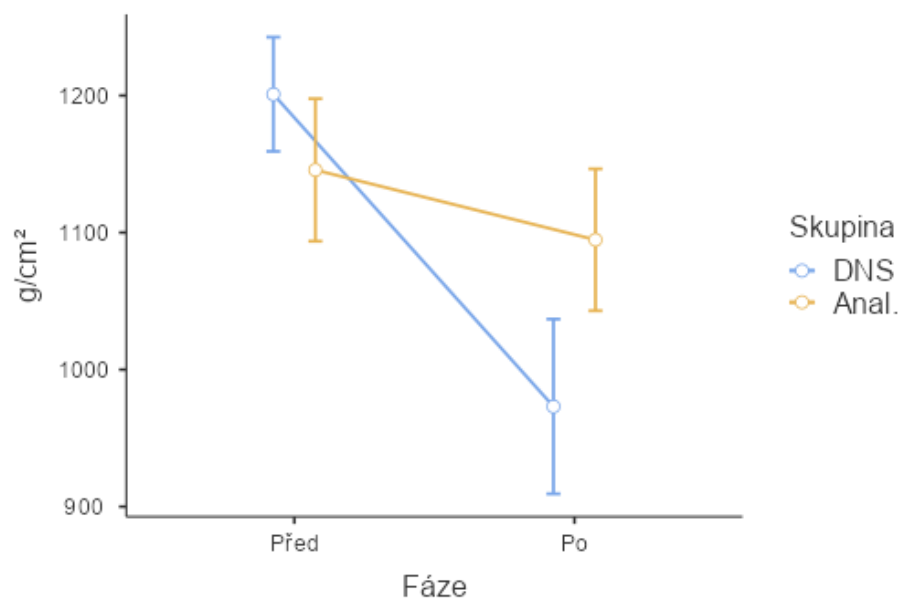
Pozn. Statisticky významné hodnoty jsou označeny následovně:

* pro $p < 0.05$,

** pro $p < 0.005$.

U skupiny DNS dochází po 6týdenní autoterapii k výraznému zmenšení maximálního tlaku, což dokládá změna hodnot Maximum Pressure se statisticky významnou hladinou $p = < .001$ a stejně tak významnou hodnotou Cohena $D = 1.4402$ (zobrazeno v Tabulce 2). Co se týče porovnání mezi skupinami, nacházíme statisticky signifikantní rozdíl. Podle hodnoty $P_{ANOVA} = 0.039$ a Grafu 1 můžeme vidět, že u skupiny DNS došlo po 6týdenní autoterapii ke zlepšení parametru Maximum pressure významně více než u skupiny Analytik. Těmito výsledky můžeme potvrdit hypotézu H2.

Graf 1- Hodnoty Maximálního tlaku (g/cm^2) v testu Dynamic analysis v rámci jednotlivých skupin ve fázi před a po 6týdenní autoterapii



Jak dokládá Tabulka 2, u obou skupin dochází po 6týdenní autoterapii v dynamickém testu chůze přes plošinu k statisticky významnému zlepšení v parametrech Forefoot Peak (DNS: $p = < .001$; Analytik: $p = < .001$) a Rearfoot Peak (DNS: $p = 0.001$; Analytik: $p = 0.007$). Ve výsledném statistickém zpracování parametrů Forefoot a Rearfoot Peak u obou skupin nacházíme poměrně významné hodnoty Cohena d , viz Tabulka 2. Nejvyšší hodnotu Cohena d však nacházíme u skupiny DNS v parametru Forefoot Peak, a to hodnotu Cohena $d = 1.3135$.

Zároveň v testu Dynamic analysis nacházíme u obou skupin významné zmenšení průměrného tlakového působení, což dokládá parametr Average Pressure ve fázi před a po. Tento jev je potvrzen párovým t-testem, kde nacházíme statisticky významnou hodnotu $p = < .001$ jak u skupiny DNS tak u skupiny Analytik.

4.2 Static analysis

Tabulka 3 - Výsledné hodnoty (Mean \pm SD, SE) a statistické zpracování parametrů v testu Static analysis v rámci jednotlivých skupin (PT-Test, Cohen) a meziskupinové porovnání (P-ANOVA, F-ANOVA, η^2 -ANOVA).

Parametr	Skup.	Fáze	Mean \pm SD	SE	P _{T-Test}	Cohen	P _{ANOVA}	F _{ANOVA}	η^2 _{ANOVA}
Avg P	DNS	Před	256.563 \pm 31.47	8.73	0.041*	0.634	0.768	0.0914	0
		Po	243.429 \pm 42.62	11.82					
	Anal.	Před	269.272 \pm 33.64	9.33	0.008**	0.879			
		Po	253.928 \pm 34.43	9.55					
Max P	DNS	Před	568.747 \pm 79.68	22.1	0.02*	0.746	/	/	/
		Po	530.432 \pm 85.17	23.62					
	Anal.	Před	598.187 \pm 66.87	18.55	0.032*	0.675			
		Po	563.092 \pm 79.55	22.06					
COP Rot. Deg	DNS	Před	0.962 \pm 1.74	0.48	0.196	0.38	/	/	/
		Po	0.269 \pm 2.14	0.59					
	Anal.	Před	-0.277 \pm 2.48	0.69	0.233	0.348			
		Po	-1.131 \pm 1.72	0.48					

Pozn.

Statisticky významné hodnoty jsou označeny následovně:

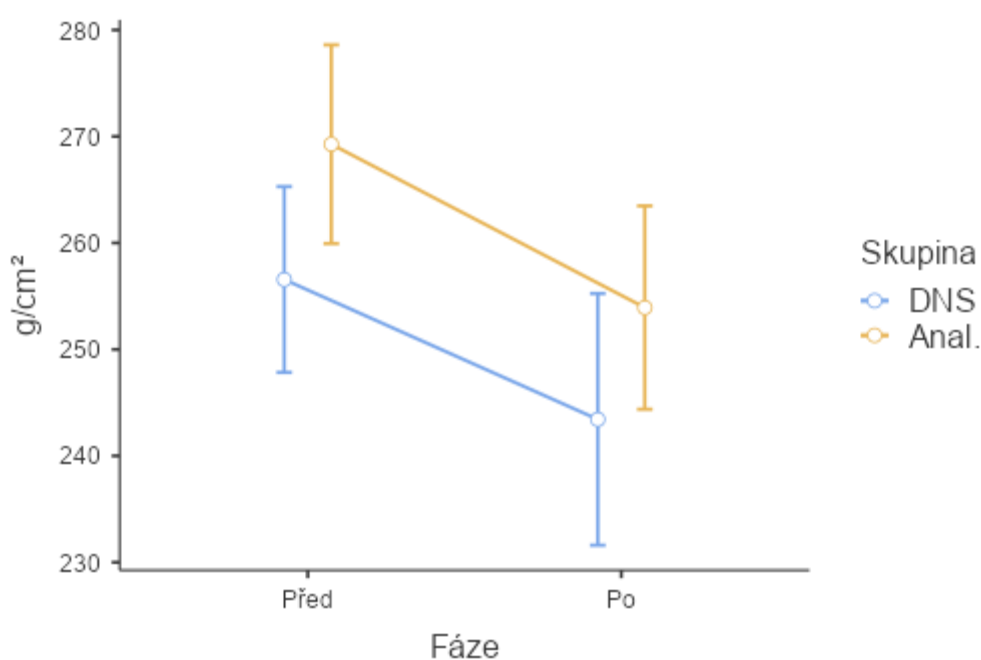
* pro $p < 0.05$,

** pro $p < 0.005$.

Tabulka 3 zobrazuje signifikantní zmenšení průměrného tlakového působení obou plosek nohy na plošinu po 6týdenní autoterapii u obou skupin, což usuzujeme z výsledných hodnot párového t-testu v parametru Average Pressure (u skupiny DNS $p=0.041$, u skupiny Analytik $p=0.008$).

I přestože došlo u obou skupin ke statisticky signifikantnímu zlepšení v parametru Average Pressure v tomto testu, podle výsledků P_{ANOVA} ($p=0.768$) je zřejmé, že se skupina Analytik nezlepšila statisticky významně více oproti skupině DNS. Na Grafu 2 je viditelné snížení hodnot parametru Avg. Pressure po 6týdenní autoterapii u obou skupin, avšak u žádné skupiny výrazně více. Na základě těchto výsledků tak můžeme zamítnout hypotézu H3.

Graf 2 – Hodnoty Průměrného tlaku (g/cm^2) v testu Static analysis v rámci jednotlivých skupin ve fázi před a po 6týdenní autoterapii



U obou skupin taktéž dochází ve fázi po 6týdenní autoterapii k výraznému zmenšení maximálního tlaku, což vyjadřuje parametr Maximum Pressure se statisticky významnou hodnotou p . Pro skupinu DNS se hodnota $p=0.02$ a pro skupinu Analytik se hodnota $p=0.032$.

4.3 Sit to stand

Tabulka 4- Výsledné hodnoty (Mean \pm SD, SE) a statistické zpracování parametrů v testu Sit to stand v rámci jednotlivých skupin (PT-Test, Cohen).

Parametr	Skup.	Fáze	Mean \pm SD	SE	P _{T-Test/Alt}	Cohen
Comp. Sway Vel.	DNS	Před	1.828 \pm 0.68	0.19	0.003**	1.027
		Po	1.367 \pm 0.35	0.1		
	Anal.	Před	1.556 \pm 0.36	0.1	0.208#	0.407
		Po	1.387 \pm 0.44	0.12		
Comp. W Trans. T	DNS	Před	0.611 \pm 0.07	0.02	0.192	-0.384
		Po	0.648 \pm 0.08	0.02		
	Anal.	Před	0.627 \pm 0.098	0.03	0.019#*	-0.747
		Po	0.707 \pm 0.106	0.03		
Comp. Rising I.	DNS	Před	32.973 \pm 7.63	2.12	0.012*	-0.824
		Po	38.94 \pm 7.86	2.18		
	Anal.	Před	33.16 \pm 4.94	1.37	0.22	-0.397
		Po	36.85 \pm 9.99	2.77		
Comp. L/R W Sym.	DNS	Před	3.579 \pm 1.92	0.53	0.314	0.291
		Po	2.77 \pm 1.49	0.41		
	Anal.	Před	2.15 \pm 1.3	0.36	0.178	-0.397
		Po	3.07 \pm 1.58	0.44		

Pozn.

pro tento parametr byl použit Wilcoxonův test z důvodu nenormálního rozložení dat
Statisticky významné hodnoty jsou označeny následovně:

* pro $p < 0.05$,

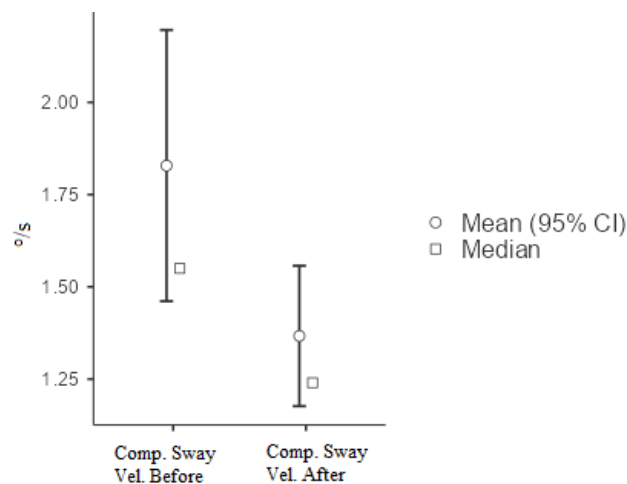
** pro $p < 0.005$.

U skupiny DNS se významně zlepšila kvalita dynamické rovnováhy, což dokládá Tabulka 4 v parametru Composite Sway Velocity, kde se skupina DNS statisticky signifikantně zlepšila podle hladiny významnosti $p=0.003$. U skupiny Analytik nedošlo k signifikantnímu zlepšení v tomto parametru. Z tohoto vyplývá, že můžeme potvrdit hypotézu H4.

Signifikantní hladinu významnosti nalzáme u skupiny Analytik v parametru Composite Weight Transfer Time s hodnotou $p=0.019$. Tento parametr popisuje průměr času zvednutí se ze židle do stoje ze tří měřených testování (vyjádřen v sekundách). Dle parametrů $\text{Mean} \pm \text{SD}$ před $=0.627 \pm 0.098$ a $\text{Mean} \pm \text{SD}$ po $=0.707 \pm 0.106$ usuzujeme, že došlo k statisticky signifikantnímu prodloužení času, tedy ke zhoršení daného parametru. Ke stejnému jevu dochází i u skupiny DNS, avšak bez potvrzení statistické významnosti.

Statisticky signifikantní změnu ($p=0.012$) pozorujeme v parametru Composite Rising Index u skupiny DNS, což dokládá, že probandi během měření po 6týdenní autoterapii působili na podložku procentuálně větší silou během fáze zvedání.

Graf 3- Hodnoty parametru Composite Sway Velocity (%/s) v testu Sit to stand u skupiny DNS ve fázi před a po 6týdenní autoterapii.



4.4 Weight bearing squat

Tabulka 5- Výsledné hodnoty (Mean \pm SD, SE) a statistické zpracování parametrů v testu Weight bearing squat v rámci jednotlivých skupin (PT-Test, Cohen).

Parametr	Skup.	Fáze	Mean \pm SD	SE	P _{T-Test/Alt}	Cohen
COP Rot. Deg 30°	DNS	Před	0.4631 \pm 2.51	0.697	0.575	0.1597
		Po	0.0269 \pm 2.37	0.657		
	Anal.	Před	-0.25 \pm 2.75	0.763	0.146#	0.4725
		Po	-0.819 \pm 2.67	0.74		
COP Rot. Deg 60°	DNS	Před	0.5585 \pm 2.76	0.766	0.747	0.0917
		Po	0.2846 \pm 2.15	0.597		
	Anal.	Před	0.162 \pm 2.83	0.785	0.787#	0.0989
		Po	0.564 \pm 2.8	0.776		
COP Rot. Deg 90°	DNS	Před	0.6131 \pm 2.46	0.683	0.911	0.0318
		Po	0.5446 \pm 1.91	0.529		
	Anal.	Před	0.615 \pm 3.08	0.853	0.937	0.0225
		Po	0.545 \pm 3.34	0.926		

Pozn.

pro tento parametr byl použit Wilcoxonův test z důvodu nenormálního rozložení dat

Z Tabulky 5 je patrné, že po 6týdenní autoterapii nedošlo ke statisticky významnému zlepšení rotace COP v jednotlivých stupních flexe kolen ani u jedné skupiny, což znázorňují parametry COP Rot. Deg 30°/60°/90°.

4.5 Unilateral Stance

Tabulka 6- Výsledné hodnoty (Mean \pm SD, SE) a statistické zpracování parametrů v testu Unilateral stance v rámci jednotlivých skupin (PT-Test, Cohen).

Parametr	Skup.	Fáze	Mean \pm SD	SE	P _{T-Test/Alt}	Cohen
M Sway Vel. L - EO	DNS	Před	0.803 \pm 0.117	0.033	0.016*	0.78
		Po	0.708 \pm 0.11	0.03		
	Anal.	Před	0.823 \pm 0.173	0.048	0.327	-0.283
		Po	0.874 \pm 0.182	0.05		
M Sway Vel. R- EO	DNS	Před	0.793 \pm 0.213	0.059	0.367	0.26
		Po	0.758 \pm 0.163	0.045		
	Anal.	Před	0.894 \pm 0.227	0.063	0.645	0.131
		Po	0.862 \pm 0.235	0.065		
M Sway Vel. L - EC	DNS	Před	3.35 \pm 1.87	0.519	0.005#**	0.846
		Po	2.28 \pm 1.11	0.307		
	Anal.	Před	2.826 \pm 1.429	0.396	0.246	0.338
		Po	2.404 \pm 1.061	0.294		
M Sway Vel. R- EC	DNS	Před	3.51 \pm 3.04	0.843	0.068#	0.582
		Po	2.13 \pm 1.06	0.293		
	Anal.	Před	2.97 \pm 1.433	0.397	0.021#*	0.714
		Po	2.22 \pm 0.68	0.189		
Sway Vel. Diff LR - EO	DNS	Před	9.788 \pm 7.147	1.982	0.084	0.523
		Po	6.217 \pm 5.557	1.541		
	Anal.	Před	6.81 \pm 6.64	1.842	0.414#	-0.275
		Po	6.77 \pm 5.112	1.418		
Sway Vel. Diff LR - EC	DNS	Před	21.698 \pm 18.739	5.197	0.285	0.311
		Po	15.522 \pm 17.248	4.784		
	Anal.	Před	12.28 \pm 8.68	2.407	0.273#	0.363
		Po	9.84 \pm 14.191	3.936		

Pozn.

pro tento parametr byl použit Wilcoxonův test z důvodu nenormálního rozložení dat
 Statisticky významné hodnoty jsou označeny následovně:

* pro $p < 0.05$,

** pro $p < 0.005$.

Parametr Mean Sway Velocity – EO vychází u skupiny DNS statisticky významný pouze na levé noze (tedy parametr M Sway Vel. L – EO s hladinou významnosti $p=0.016$), jak zobrazuje Tabulka 6. Na pravé noze u této skupiny však statistickou významnost nenacházíme.

Stejný trend pozorujeme i u parametru Mean Sway Velocity – EC, kde se hodnoty u skupiny DNS statisticky významně zlepšily také u levé nohy (M Sway Vel. L – EC s hladinou významnosti $p=0.005$), zatímco u pravé nohy toto zlepšení nepozorujeme, jak znázorňuje Tabulka 6.

U skupiny Analytik pozorujeme statisticky významné zlepšení v testu Unilateral stance v parametru M Sway Vel. R- EC, kde se hodnota $p=0.021$, na pravé noze však statisticky významné zlepšení v tomto parametru nepozorujeme.

4.6 Vyhodnocení hypotéz

4.6.1 Hypotéza H1

H1: Po 6týdenní autoterapii se obě skupiny (DNS; Analytik) zlepší v každém z pěti testů ve více než v polovině měřených parametrů.

Na základě výsledků párových t-testů jednotlivých parametrů v rámci určených 5 testů, kde nacházíme méně než polovinu statisticky významných dat, hypotézu H1 zamítáme.

4.6.2 Hypotéza H2

H2: Po 6týdenní autoterapii se v testu Dynamic analysis skupina DNS zlepší významně více v parametru Maximum Pressure oproti skupině Analytik.

Na základě grafu 1 a výsledků ANOVA můžeme hypotézu H2 potvrdit. Nacházíme statisticky signifikantní výsledek pro parametr Maximum Pressure v rámci ANOVA a můžeme tak potvrdit, že po 6týdenní autoterapii se v testu Dynamic analysis skupina DNS zlepší významně více v parametru Maximum Pressure oproti skupině Analytik.

4.6.3 Hypotéza H3

H3: Po 6týdenní autoterapii se v testu Static analysis skupina Analytik zlepší významně více v parametru Average Pressure oproti skupině DNS.

I přestože u obou skupin došlo ke statisticky signifikantnímu zlepšení v parametru Average Pressure v testu Static analysis, podle výsledků ANOVA nelze potvrdit, že se skupina Analytik zlepšila statisticky významně více oproti skupině DNS. Hypotézu H3 tak zamítáme.

4.6.4 Hypotéza H4

H4: Po 6týdenní autoterapii dojde u skupiny DNS ke zlepšení parametru Composite Sway Velocity Index v testu Sit to stand, zatímco u skupiny Analytik v daném parametru ke zlepšení nedojde.

Vzhledem k tomu, že u skupiny Analytik nedošlo ke statisticky signifikantnímu zlepšení hodnot v parametru Composite Sway Velocity, zatímco u skupiny DNS ano, hypotézu H4 potvrzujeme.

5 DISKUZE

5.1 Diskuze k teoretické části

Klasifikace a rozdělení vad nohy je v literatuře poměrně nejednotná, stejně tak samotné názvosloví. Dungal (2005) rozděluje vady nohy na vrozené a získané. Nejčastěji se můžeme setkat s různým rozdělením strukturálních vad či deformit nohy, které byly popsány již v teoretické části. V zatím dostupné literatuře prakticky nenajdeme podrobnější klasifikaci funkčních vad nohy, které zastupují poruchu dynamické funkce nohy.

Současné metody klasifikace a názvosloví jsou typicky založené na hodnocení četných parametrů souvisejících s morfologií nohy vyšetřované pomocí zobrazovacích metod, vizuálního hodnocení nebo dle plantogramu nejčastěji při statickém zatížení (stoj) či úplně bez zatížení pouhou observací či palpací. Parametry, které se využívají jsou různorodé, od hodnocení antropometrie, morfologie a anatomického postavení jednotlivých kostí na rentgenovém snímku, výšky mediální klenby ve stoji, poklesu os naviculare během zatížení, Valgus indexu, CPEI atd. Na základě těchto a mnoha dalších parametrů je následně možné nohu klasifikovat jako normální nebo patologickou. (Razeghi, 2002)

Myšlenka toho, že funkce nohy závisí pouze na jejím tvaru není zcela správná. Samotná definice normálního tvaru nohy je obtížná, když se morfologie nohy liší i mezi zdravými jedinci. Navíc můžeme v populaci najít jedince s mírnou odchylkou od normálního tvaru nohy s bolestmi a/nebo poruchou funkce, a naopak jedince se strukturální vadou nohy zcela asymptomatické bez obtíží. (Phillips, 2000; Van Boerum, 2003) I proto je zapotřebí brát v potaz základní typologii nohy a interindividuální rozdíly.

Jak bylo zmíněno výše, nejen při statickém hodnocení postury nohy je třeba brát v potaz základní typologii rozdělení nohy. Do této statické postury se totiž může promítat kostní a morfologický vliv stejně jako vliv posturálních vzorců a stavu měkkých tkání. Základní postura nohy ve statické může být dle Buldta trojího typu, a to tedy normální noha, noha pronovaná a noha supinovaná. (Buldt, 2015) Označení pojmu noha normální však ve čtenáři evokuje jakési optimum a další dva typy nohy vyznívají jako typy patologické, proto se nám zdá více příhodné a v praxi více využitelné aplikovat bližší model dělení, které bere v potaz interindividuální odchylky v anatomických parametrech a postuře nohy. V tomto dělení jsou tak vymezeny krajní postury nohy, které již můžeme vnímat právě jako vady. Toto senzitivnější dělení postury nohy navrhuje a využívá např. Redmond (2006), který ve svém hodnotícím systému dělí posturu nohy na následující: noha neutrální, noha pronovaná, noha supinovaná a noha hyperpronovaná a hypersupinovaná. Vždy je však třeba brát v potaz příčinu těchto krajních odchylek.

Otázkou je, zda můžeme na základě statické funkce nohy hodnotit její funkci v dynamice. Autoři studie s názvem *A step towards dynamic foot classification: Functional grouping using ankle joint frontal plane motion in running* (Chalmers, 2022) poukazují na to, že není příliš silná korelace mezi posturální vadou nohy (zde tedy statickou funkcí) a chováním nohy v dynamické aktivitě. To potvrzuje i studie s názvem *Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running*, kde měřili výšku mediální klenby ve stoji a následně míru její deformace a reakční sílu podložky v průběhu dopadu při běhu. Ve vzorku zkoumaných jedinců byly zahrnuty všechny 3 typy nohy, a to: noha plochá (pes planus), normální a vyklenutá (pes cavus). Podle uváděných výsledků nemá absolutní výška mediální klenby měřená za statických podmínek vliv ani na míru její deformace, ani na reakční sílu podložky. (NACHBAUER, 1992)

I přestože měření klenby za statických podmínek nebere v potaz chování nohy a klenby v dynamice, je to jeden z nejčastějších způsobů klasifikace a hodnocení plochonoží. (Razeghi, 2002) Nespornou nevýhodou je, že v tomto způsobu hodnocení se tak neodráží funkční vztahy a predominantní funkce nohy obecně. Avšak v dnešní době možnosti, jak měřit dynamickou funkci nohy, jsou široké. Nejčastěji se využívají parametry jako tlakové rozložení a tlakové působení chodidla na podložku, výchylky a trajektorie COP nebo reakční síla podložky v průběhu posturálně náročnějších aktivit, ať už se jedná o chůzi, dřep či stoj na jedné dolní končetině apod. Tyto možnosti nabízí i přístroj Physiosensing využitý pro tuto diplomovou práci. Bohužel zatím není dostupný jednoznačný a normativní způsob, jak hodnotit optimum těchto zkoumaných parametrů a obecně funkce nohy jako celku. Aktuálně neexistuje jasná definice pro optimální a v kontrastu s tím patologickou dynamickou funkci nohy, stejně tak není přesně stanoveno, které parametry by takovou nohu charakterizovaly.

Vzhledem k tomu, že je lokomoce jedním z předpokladů vyšší kvality života, tyto závěry nás vedou k tomu, že klasifikace poruch v oblasti nohy na základě morfologie a pouhé statické funkce nohy je nedostačující, neboť je vždy nutné ji kombinovat s její funkcí v dynamice. (Razeghi, 2002)

Cílem této práce bylo shrnout v rámci teoretické části poznatky ohledně fyziologické funkce nohy a přes jejich odchylky definovat funkční vady nohy, které nejen přes neoptimální svalovou souhru a integraci svalů v rámci řetězců mohou mít vliv na funkci, případně přetížení a bolestivost segmentů proximálních.

5.2 Diskuze k praktické části

V praktické části jsme se zaměřili na porovnání dvou přístupů, tedy přístupu analytického a přístupu dle DNS, a zkoumali jsme, které parametry hodnotící funkci nohy ve vybraných 5 testech budou po 6týdenním trvání autoterapie ovlivněny. I přestože jsme v rámci první hypotézy předpokládali, že se po 6týdenní autoterapii obě skupiny (DNS; Analytik)lepší v každém z 5 testů ve více než v polovině měřených parametrů, k potvrzení tohoto předpokladu nedošlo a hypotéza tak byla zamítnuta. Avšak i tak nacházíme ve výsledcích měření významná zlepšení.

Co se týče zhodnocení a uzavření první hypotézy, v rámci skupiny DNS nacházíme statisticky významné zlepšení celkem v 9 měřených parametrech. Jeden parametr, který taktéž vyšel statisticky signifikantní, a to parametr Composite Rising index (v testu Sit to stand), zůstává sporný. U skupiny DNS dochází k jeho statisticky významnému zvýšení. Zvyšuje se tedy síla, kterou proband působí na plošinu během fáze zvedání (ta je vyjádřena v procentech tělesné váhy). I přes zvýšení tohoto parametru nedochází u probandů ke zlepšení parametru Composite Weight Transfer time, tedy ke zrychlení zvednutí se ze židle, ba právě naopak. Pokud tyto dva parametry uvedeme do korelace, očekávali bychom nepřímou úměru. Proto jsme tento parametr do výsledného hodnocení nezahrnuli.

V rámci skupiny Analytik nacházíme statisticky signifikantní zlepšení celkem v 6 měřených parametrech, avšak u jednoho parametru – tedy Composite weight transfer time (v testu Sit to stand), nacházíme statisticky signifikantní zhoršení ve formě delšího času. Zbýlý poměr signifikantního zlepšení v rámci výsledného hodnocení tedy zůstává následující DNS:Analytik odpovídá 9:6. Mohli bychom tedy shrnout, že v námi měřených parametrech v rámci jednotlivých testů měla na funkci nohy po 6 týdnech větší vliv autoterapie DNS. Uvědomujeme si však, že jednotlivé parametry nemají stejnou váhu, co se týče klinické hodnoty, a taktéž si uvědomujeme, že v rámci statistického zpracování je počet účastníků se probandů nepříliš velký. Tyto a další limity práce budou rozebrány v samostatné podkapitole.

Autoterapie u skupiny Analytik byla zaměřena především na protažení měkkých tkání chodidla a analytické posílení krátkých svalů nohy. Předpokládali jsme tak, že u této skupiny dojde ke zlepšení tlakového působení na plošinu a k lepší formaci klenby zejména ve statické funkci, tedy především v testu Static analysis. Můžeme potvrdit naše předpoklady a po 6 týdnech denní autoterapie dle Analytického přístupu skutečně došlo k významnému zmenšení jak průměrného, tak i maximálního plantárního tlaku ve stoji, což potvrzují výsledky testů Static analysis. Naopak výsledky studie *Effects of Short-Foot Exercises on Foot Posture, Pain, Disability, and Plantar Pressure in Pes Planus* (2020), kde 21 probandů cvičilo pouze Malou nohu po dobu 6 týdnů, nepopisují zlepšení, respektive snížení maximálního plantárního tlaku, i přestože cvičení Malé nohy pozitivně ovlivnilo nadměrnou pronaci nohy. Mnoho studií se zaměřuje na izolované cvičení svalů nohy, typickým příkladem zvolených cviků je např. studie *Effect of toe exercises and toe grip strength on the treatment of primary metatarsalgia* (Amaha, 2020), kde probandi cvičili flexi prstů a flexi prstů s cílem uchopit ručník. Autoři studie dochází ke zjištění, že dysfunkce nohy a prstů je hlavní příčinou vzniku metatarzalií. Po zlepšení síly flexorů dochází ke značnému ústupu výskytu metatarzalií.

U většiny doposud dostupných studií bývá v rámci autoterapie izolovaných pohybů volen pouze jediný cvik. Avšak nám, i podle výsledků skupiny Analytik, připadá volba cviků v rámci analytické autoterapie vhodná a více kompletní a efektivnější pro ovlivnění funkce chodidla, jelikož zahrnuje jak cvičení Malé nohy, tak pasivní i aktivní flexe aj.

I přestože došlo u skupiny Analytik ke zmenšení průměrného plantárního tlaku ve stoji ve statické analýze, nemůžeme potvrdit, že Analytická autoterapie měla statisticky významně větší vliv na snížení průměrného plantárního tlaku oproti skupině DNS. Tyto výsledky jsou dány tím, že i u skupiny s autoterapií DNS došlo k signifikantnímu zlepšení, respektive zmenšení průměrného plantárního tlaku. Avšak základní klinickou významnost stanovenou na základě Cohena d můžeme určit následovně: střední hodnotou významnosti nacházíme u skupiny DNS rovné 0,634 a u skupiny analytik Cohenovo d s vysokou hodnotou významnosti rovné 0.879. Z toho vyplývá, že ikdyž meziskupinový rozdíl nevyšel statisticky významně, tak na základě hodnoty Cohena d můžeme usuzovat, že klinicky významnější snížení průměrného plantárního tlaku ve staticce je u skupiny Analytik.

U skupiny Analytik jsme očekávali zlepšení především ve statické funkci, ale naše výsledky potvrzují, že došlo ke statisticky významnému zlepšení i v dynamice. Zlepšení v dynamické funkci, tedy v chůzi, můžeme potvrdit díky statisticky signifikantnímu zlepšení v parametrech Rearfoot Peak, Forefoot Peak a Average pressure, obecně dochází ve všech částech krokového cyklu ke snížení hodnot tlakového působení plošky. Můžeme tedy říci, že pomocí denního analytického cvičení nohy dochází ke zlepšení dynamické funkce nohy u funkčních vad nohy. Toto tvrzení je v souladu s výsledky studie *Effects of Foot Muscles Training on Plantar Pressure Distribution during Gait, Foot Muscle Strength, and Foot Function in Persons with Flexible Flatfoot*, které udávají že svalová síla a dynamická funkce nohy u pacientů s flexibilním plochonožím může být významně zlepšena na základě analytického tréninku svalů nohy. (Panichawit, 2015)

Cvičební sestava dle konceptu DNS byla vybrána na základě globálního přístupu, kdy se svaly aktivují v daných souhrách, svalových balancích a v rámci posturálního zapojení. Tím dochází k zapojení jak proximálních, tak distálních segmentů. (Kobesová, 2013) Jedná se tak o jakýsi kontrast s autoterapií dle Analytického přístupu, kde jsou zapojeny především vlastní svaly nohy, avšak k zavzetí do globální funkce nedochází.

Do autoterapie DNS tak byly voleny pozice s oporou o chodidlo, tedy cviky především v uzavřeném kinematickém řetězci, kde bylo zapotřebí trénovat vyváženou souhru mezi jednotlivými svalovými skupinami nohy, především mezi plantárními a dorzálními flexory. Aby došlo k této vyvážené svalové aktivitě, zaměřovali jsme se již na optimální koaktivitu v segmentech proximálních, důraz byl tedy kladen na centraci dolní končetiny a optimální stabilizaci trupu, jak jsme uvedli v instrukcích k daným cvikům. Mezi pozice splňující tyto předpoklady jsou námi vybrané cviky jako dřep, medvěd a modifikovaný závěsný stoj.

Na základě výše zmíněných skutečností jsme předpokládali, že se skupina DNS zlepší především v dynamické funkci, a to díky tomu, že skupina trénovala posturální modely důležité pro lokomoci. Tyto předpoklady byly potvrzeny. Prokázalo se, že po 6týdenním cvičením autoterapie DNS se statisticky významně snížil maximální tlak, průměrný tlak a tlak na zánoží a přednoží při chůzi.

Měření plantárního tlaku je obecně používané pro diagnostiku funkčních aspektů nohy a ukazuje se, že zvýšené hodnoty plantárního tlaku se pojí se zvýšenou mikrotraumatizací nohou, jak tvrdí Alexander (1990). Na základě hodnoty Cohenova d v rámci Dynamické analýzy můžeme považovat naše výsledky plantárního tlaku za klinicky významné, a to výrazně významněji u skupiny DNS ($d=1,4402$) oproti skupině Analytik ($d=0,292$). Potenciálně tak můžeme předcházet riziku mikrotraumatizace nohy a vzniku sekundárních deformit nohy. Z další parametrů Dynamické analýze pozorujeme značnou klinickou významnost, a to především u parametrů Rearfoot Peak ($d = 0,7474$) a Forefoot Peak (Cohenovo $d= 1,3135$).

Cvičení pomocí terapie DNS je možné využít jako prevenci vzniku možných ulcerací, a to díky klinicky významnému snížení hodnot maximálního tlaku. Tohoto můžeme využít především u pacientů s neuropatií či diabetem, u nichž je vyšší riziko vzniku ulcerací. Toto je v souladu se studií *The Role of Dynamic Plantar Pressures in Diabetic Foot Ulcers* (Stess, 1997), kde byl potvrzen výskyt vyššího plantární tlaku v dynamické funkci jako rizikový faktor pro vznik ulcerací.

Autoři z Japonska zpracovali sérii studií se zaměřením na sledování dynamického parametru, a to výchylku COP (tzv. Postural sway velocity) a jakým způsobem jej může ovlivnit síla vnitřních svalů nohy, která se podle mnoha autorů podílí na formaci a udržení klenby nohy. V první studii z roku 2017 se snažili zjistit, jaký vliv má vyčerpání vnitřních svalů nohy právě na tento parametr. Vybrali 18 zdravých jedinců, změřili jejich výchylku COP ve stoji s očima otevřenými, ve stoji se očima zavřenými a ve stoji na jedné dolní končetině. Následně probandi prováděli sérii cvičení pro vyčerpání vnitřních svalů nohy do té doby, než došlo k výraznému snížení jejich síly, a byly znovu změřeni na plošině. Výsledkem bylo, že není spojitost mezi silou těchto svalů a výchylkou COP. (Koyama, 2017) Následně v roce 2019 publikovali další studii zaměřené přímo na vztah síly flexorů prstů, měřené pomocí speciálního dynamometru, a výchylku COP, měřenou na plošině během stoje a stoje na jedné dolní končetině. Zde opět nebyly nalezeny korelace. (Yamauchi, 2019) Poslední a nejaktuálnější studie z roku 2023 měla podobný design jako předchozí studie z roku 2019, ale tentokrát bylo cílem zjistit, jestli posílením vnitřních svalů nohy dojde ke zlepšení parametru Postural sway velocity. Během 12 týdnů cvičilo 12 mužů třikrát týdně blíže nespecifikované posilovací cvičení zaměřené na nohu. Síla byla měřena opět na flexorech prstů pomocí dynamometru a během 12týdenní intervence se zvýšila o 32 %. Tato studie opět nepotvrdila spojitost mezi silou a posturální výchylkou. (Koyama, 2023)

Tyto studie nás vedly k vyslovení hypotézy číslo čtyři, tedy že samotná síla nohy nemusí mít na tento dynamický parametr vliv, ale pokud ji budeme zvyšovat ve vhodném pohybovém vzoru s optimální posturou, tak by mohlo dojít k jeho zlepšení, protože předpokládáme integraci síly a zapojení těchto svalů v souladu s hlubokým stabilizačním systémem. Tato hypotéza se potvrdila. Po 6týdenní autoterapii u skupiny DNS došlo k významnému zlepšení parametru Composite Sway Velocity Index v testu Sit to stand, ale u skupiny Analytik nikoliv.

Tato práce by dále mohla být rozšířena o více specifikovaná inkluzivní kritéria v rámci stanovení určitého typu nohy. Poměrně jednoduchý a rychlý způsob hodnocení využívá autor Redmond (2006), který rozděluje tzv. „*Foot type*“ na základě palpačního a aspekčního vyšetření nohy pomocí tzv. *The Foot posture index*. *Foot posture index* se měří ve stoji a výsledná klasifikace typu nohy se dělí následující: noha výrazně supinovaná, supinovaná, neutrální, pronovaná, výrazně pronovaná. Tato klasifikace a zahrnutí pouze jednoho konkrétního typu nohy by v praktické části mohla přinést specifitější výsledky.

5.3 Limity práce

Jako jeden z hlavních limitů práce vidíme v nemožnosti interpretovat funkci nohy jako celku, byť jsme se o to pokusili širokým spektrem statických i dynamických testů, avšak doposud nebyl sjednocen uniformní protokol pro posouzení kompletní funkce nohy.

Dalším limitem práce je relativně malý počet probandů v jednotlivých skupinách, což bylo dáno vyřazením probandů v rámci inkluzivních a exkluzivních kritérií. Proto bychom navrhovali rozšířit počet vzorku na vyšší počet probandů společně s lepší specifikací inkluzivních kritérií pro získání informací a dat ohledně jedné specifické vady nohy, ať už vady statické či funkční.

Dalším z možných limitů práce je stanovení trvání autoterapie na dobu 6 týdnů. I přestože se z výsledků práce zdá, že tato časová dotace je dostačující pro prokazatelnost efektu autoterapie, v rámci rozšíření práce bychom navrhovali prodloužit dobu autoterapie avšak s důrazem na udržení adherence probandů k jejímu dennímu aplikování.

Další limity spatřujeme v rámci přístroje Physiosensing. V námi používané verzi softwarového programu Physiosensing Podo v20.4.0.3 chybí možnost dohledat konkrétní uložená a vyexportovaná data u některých parametrů v rámci Dynamic analysis pro statistické zpracování dat, i přestože jsou data graficky znázorněna v již vyexportovaných pdf dokumentech s názvem Clinical Report. Tím data slouží k poměrně dobré evaluaci a zhodnocení v rámci měření u jednoho probanda, ale není možné konkrétní syrová data zanást do statistických výpočtů. V rámci samotné plošiny spatřujeme limity s konektivitou plošiny s PC a občasnými výpadky softwaru. V rámci testu Sit to stand a Unilateral Stance byla při testování probandů občasným limitem značná až abnormální senzitivita plošiny na mírné až nepatrné změny tlaku, přičemž vícekrát software vyhodnotil, že jednotlivé měření skončilo pádem i přestože tomu tak nebylo. Toto jsou limity a zároveň návrhy pro autory softwaru, které by mohly být dále zpracovány. Další limit softwaru Physiosensing Podo spatřujeme v nemožnosti uložení grafických znázornění pro obě nohy v rámci Dynamic analysis: Mosaic view.

ZÁVĚR

Diplomová práce si klade za cíl rozšířit povědomí a poznatky ohledně vlivu DNS na funkci nohy. V zatím dostupných publikacích však nacházíme minimální zkoumání tohoto vlivu. Tato práce byla dále zaměřena na prokázání vlivu autoterapie Dynamické neuromuskulární stabilizace na funkční vady nohy v porovnání s autoterapií dle analytického přístupu.

První část práce přináší souhrn teoretických poznatků ohledně kineziologie nohy a chůze, vývojové kineziologie jakožto stěžejního období pro rozvoj chůze a formaci nohy, vztahu nohy a postury a funkčních vad nohy.

Po splnění všech kritérií studii dokončilo celkem 26 probandů ve věku 20-26 let rozdělených do dvou skupin. Pro praktickou část byla využita posturografická a stabilometrická plošina Physiosensing, pomocí níž byli probandi testováni na počátku a po 6 týdnech denní autoterapie dle přiřazené skupiny (DNS a Analytik). Probandi byli testováni v 5 vybraných testech. Tyto testy hodnotily skrze měřené parametry statickou a dynamickou funkci nohy.

Z hlavních výsledků práce vyplývá, že autoterapie dle DNS i Analytického přístupu měla statisticky významný vliv na snížení průměrného plantárního tlaku; a to jak ve staticce, tak dynamice. Avšak pouze autoterapie dle DNS významně ovlivnila snížení maximálního plantárního tlaku při chůzi, což považujeme za klinicky významný výsledek.

V limitech práce zdůrazňujeme některé nedostatky plošiny Physiosensing a navrhuje tak potenciálně vhodné úpravy přístroje.

Po závěrečném druhém měření byly probandům prezentovány výsledky z prvního a druhého měření. Pro prezentaci byly využity pdf dokumenty, jež byly po každém měření vytvořeny softwarem Physiosensing. Tyto dokumenty sloužily jako vizuální zpětná vazba o funkci nohy jedince a taktéž jako grafické porovnání funkce nohy v čase. Jedná se tak o velmi cenný biofeedback, který většina probandů ocenila. Toto spatřujeme jako jeden z přínosů práce a jako vhodnou možnost aplikace do klinické praxe.

REFERENČNÍ SEZNAM

ALEXANDER, Ian J., Edmund Y.S. CHAO a Kenneth A. JOHNSON, 1990. The Assessment of Dynamic Foot-to-Ground Contact Forces and Plantar Pressure Distribution: A Review of the Evolution of Current Techniques and Clinical Applications. *Foot & Ankle* [online]. **11**(3), 152-167 [cit. 2023-08-13]. ISSN 0198-0211. Dostupné z: doi:10.1177/107110079001100306

ALMUTAIRI, Adel F, Ala'a BANIMUSTAFA, Tagreed BIN SAIDAN, Shoug ALHIZAM a Mahmoud SALAM, 2021. The Prevalence and Factors Associated with Low Back Pain Among People with Flat Feet. *International Journal of General Medicine* [online]. (14), 3677-3685 [cit. 2023-08-10]. ISSN 1178-7074. Dostupné z: doi:10.2147/IJGM.S321653

AMAHA, Kentaro, Tatsuya ARIMOTO a Nobuto KITAMURA, 2020. Effect of toe exercises and toe grip strength on the treatment of primary metatarsalgia. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* [online]. **15**(1) [cit. 2023-08-13]. ISSN 1749-799X. Dostupné z: doi:10.1186/s13018-020-02113-7

BALEN, Paul a Clyde HELMS, 2001. Association of Posterior Tibial Tendon Injury with Spring Ligament Injury, Sinus Tarsi Abnormality, and Plantar Fasciitis on MR Imaging. *American Journal of Roentgenology* [online]. **176**(5), 1137-1143 [cit. 2023-01-23]. ISSN 0361-803X. Dostupné z: doi:10.2214/ajr.176.5.1761137

BROCKETT, Claire L. a Graham J. CHAPMAN, 2016. Biomechanics of the ankle. *Orthopaedics and Trauma* [online]. **30**(3), 232-238 [cit. 2023-08-11]. ISSN 18771327. Dostupné z: doi:10.1016/j.mporth.2016.04.015

BULDT, Andrew, Pazit LEVINGER, George MURLEY, Hylton MENZ, Christopher NESTER a Karl LANDORF, 2015. Foot posture is associated with kinematics of the foot during gait: A comparison of normal, planus and cavus feet. *Gait & Posture* [online]. **42**(1), 42-48 [cit. 2023-08-05]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2015.03.004

BULDT, Andrew, George MURLEY, Paul BUTTERWORTH, Pazit LEVINGER, Hylton MENZ a Karl LANDORF, 2013. The relationship between foot posture and lower limb kinematics during walking: A systematic review. *Gait & Posture* [online]. **38**(3), 363-372 [cit. 2023-08-05]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2013.01.010

BURNS, Joshua, Anne-Maree KEENAN a Anthony REDMOND, 2005. Foot Type and Overuse Injury in Triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association* [online]. **95**(3), 235-241 [cit. 2023-08-10]. ISSN 8750-7315. Dostupné z: doi:10.7547/0950235

CAIN, Lauren, Leslie NICHOLSON, Roger ADAMS a Joshua BURNS, 2007. Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *Journal of Science and Medicine in Sport* [online]. **10**(5), 311-319 [cit. 2023-08-10]. ISSN 14402440. Dostupné z: doi:10.1016/j.jsams.2006.07.012

- CANAVESE, Federico a Jacques DESLANDES, 2015. *Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A Comprehensive Approach*. Nova Biomedical: New York. ISBN 978-1-63483-318-9.
- COBB, Stephen, Laurie TIS, Benjamin JOHNSON a Elizabeth HIGBIE, 2004. The Effect of Forefoot Varus on Postural Stability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **34**(2), 79-85 [cit. 2023-01-23]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:10.2519/jospt.2004.34.2.79
- COTE, K.P., M.E. BRUNET, B.M. GANSNEDER a S.J. SHULTZ, 2005. Effects of Pronated and Supinated Foot Postures on Static and Dynamic Postural Stability. *Journal of athletic training* [online]. **40**(1), 41-46 [cit. 2023-01-22]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1088344/>
- COUGHLIN, Michael, Roger MANN a Charles SALTZMAN, 2007. *Surgery of the foot and ankle*. 8th. Philadelphia: Mosby, Inc., an affiliate of Elsevier Inc. ISBN 978-0-323-03305-3.
- DENYER, Joanna R., Naomi L. A. HEWITT a Andrew C. S. MITCHELL, 2013. Foot Structure and Muscle Reaction Time to a Simulated Ankle Sprain. *Journal of Athletic Training* [online]. **48**(3), 326-330 [cit. 2023-08-11]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: doi:10.4085/1062-6050-48.2.15
- DUNGL, Pavel, 2005. *Ortopedie*. 1. Praha: Grada Publishing a.s. ISBN 978-80-247-4357-8.
- DYLEVSKÝ, Ivan, 2009. *Funkční anatomie*. 1. Praha: Grada Publishing, a.s. ISBN 978-80-247-3240-4.
- EARLS, James, 2020. *Born to Walk: Myofascial Efficiency and the Body in Movement*. 2. UK: Lotus Publishing. ISBN 9781913088101.
- EL, Ozlem, Omer AKCALI, Can KOSAY et al., 2006. Flexible flatfoot and related factors in primary school children: a report of a screening study. *Rheumatology International* [online]. **26**(11), 1050-1053 [cit. 2023-08-07]. ISSN 0172-8172. Dostupné z: doi:10.1007/s00296-006-0128-1
- FEKA, Kaltrina, Jessica BRUSA, Rosanna CANNATA et al., 2020. Is bodyweight affecting plantar pressure distribution in children?. *Medicine* [online]. **99**(36) [cit. 2023-08-06]. ISSN 0025-7974. Dostupné z: doi:10.1097/MD.00000000000021968
- FRANK, Clark, Alena KOBESOVÁ a Pavel KOLÁŘ, 2013. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy* [online]. (8) [cit. 2020-12-30]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/>

- GRIFFIN, Nicole L., Charlotte E. MILLER, Daniel SCHMITT a Kristiaan D'AOÛT, 2015. Understanding the evolution of the windlass mechanism of the human foot from comparative anatomy: Insights, obstacles, and future directions. *American Journal of Physical Anthropology* [online]. **156**(1), 1-10 [cit. 2023-08-07]. ISSN 00029483. Dostupné z: doi:10.1002/ajpa.22636
- HILLSTROM, Howard, Jinsup SONG, Andrew KRASZEWSKI, Jocelyn HAFER, Rajshree MOOTANAH, Alyssa DUFOUR, Betty CHOW a Jonathan DELAND, 2013. Foot type biomechanics part 1: Structure and function of the asymptomatic foot. *Gait & Posture* [online]. **37**(3), 445-451 [cit. 2023-08-09]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2012.09.007
- HUDÁK, Radovan a David KACHLÍK, 2015. *Memorix anatomie*. 3. vydání. Ilustroval Jan BALKO, ilustroval Simona FELŠŮOVÁ, ilustroval Šárka ZAVÁZALOVÁ. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-959-4.
- CHALMERS, Oliver, Richard PAGE a Ben LANGLEY, 2022. A step towards dynamic foot classification: Functional grouping using ankle joint frontal plane motion in running. *Gait & Posture* [online]. **97**, 35-39 [cit. 2023-08-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2022.07.005
- CHANG, Chia-Hsieh, Wen-Tien YANG, Chang-Ping WU a Liang-Wey CHANG, 2022. Would foot arch development in children characterize a body maturation process? A prospective longitudinal study. *Biomedical Journal* [online]. **45**(5), 828-837 [cit. 2023-08-06]. ISSN 23194170. Dostupné z: doi:10.1016/j.bj.2021.10.012
- CHAU, Yuen-lam a ET AL., 2010. Shoe usage and foot morphology in Chinese children aged 5 to 6. In: *PolyU Electronic Theses* [online]. Hong Kong: Hong Kong Polytechnic University [cit. 2023-08-05]. Dostupné z: <https://theses.lib.polyu.edu.hk/handle/200/5642?mode=full>
- IMHAUSER, Carl W, Sorin SIEGLER, Nicholas A ABIDI a David Z FRANKEL, 2004. The effect of posterior tibialis tendon dysfunction on the plantar pressure characteristics and the kinematics of the arch and the hindfoot. *Clinical Biomechanics* [online]. **19**(2), 161-169 [cit. 2023-08-11]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.10.007
- KAPANDJI, I. A., 2011. *The physiology of the joints*. 6th ed., English ed. New York: Churchill Livingstone. ISBN 97807020-3942-3.
- KIM, Jeong-ah, One-bin LIM a Chung-hwi YI, 2015. Difference in static and dynamic stability between flexible flatfeet and neutral feet. *Gait & Posture* [online]. **41**(2), 546-550 [cit. 2023-01-23]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2014.12.012
- KOBESOVÁ, Alena a Pavel KOLÁŘ, 2013. Developmental kinesiology: Three levels of motor control in the assessment and treatment of the motor system. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 11 [cit. 2023-08-10]. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2013.04.002

- KOLÁŘ, Pavel, 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. 1. vyd. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.
- KOYAMA, Keiji a Junichiro YAMAUCHI, 2023. Increased toe flexor strength does not relate to altered postural sway during static upright standing after 12 weeks of multicomponent exercise training. *European Journal of Sport Science* [online]. **23**(4), 520-529 [cit. 2023-08-13]. ISSN 1746-1391. Dostupné z: doi:10.1080/17461391.2022.2050950
- KOYAMA, Keiji, Junichiro YAMAUCHI a Jean L. MCCRORY, 2017. Altered postural sway following fatiguing foot muscle exercises. *PLOS ONE* [online]. **12**(12) [cit. 2023-08-13]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi:10.1371/journal.pone.0189184
- KUO, Arthur D. a J. Maxwell DONELAN, 2010. Dynamic Principles of Gait and Their Clinical Implications. *Physical Therapy* [online]. **90**(2), 157-174 [cit. 2023-08-05]. ISSN 0031-9023. Dostupné z: doi:10.2522/ptj.20090125
- LEETUN, DARIN, MARY IRELAND, JOHN WILLSON, BRYON BALLANTYNE a IRENE DAVIS, 2004. Core Stability Measures as Risk Factors for Lower Extremity Injury in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **36**(6), 926-934 [cit. 2023-08-09]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/01.MSS.0000128145.75199.C3
- LEPŠÍKOVÁ, Magdaléna, 2020. *UMĚNÍ FYZIOTERAPIE: Dětská noha. Teorie a praktické zkušenosti z fyzioterapie, ortopedie a designu obuvi: Diagnostika a terapie dysfunkce dětské nohy*. 2. Příbor: Bajarová, s. 5. ISBN 8356115240. ISSN 2464-6784.
- LEUNG, A., J. CHENG a A. MAK, 2005. A cross-sectional study on the development of foot arch function of 2715 Chinese children. *Prosthetics & Orthotics International* [online]. **29**(3), 241-253 [cit. 2023-08-05]. ISSN 0309-3646. Dostupné z: doi:10.1080/03093640500199695
- MACWILLIAMS, Bruce A., Matthew COWLEY a Diane E. NICHOLSON, 2003. Foot kinematics and kinetics during adolescent gait. *Gait & Posture* [online]. **17**(3), 214-224 [cit. 2023-08-11]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(02)00103-0
- MANGANARO, Daniel, Beth DOLLINGER, Trevor A. NEZWEK a Nazia M. SADIQ, 2022. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb, Foot Joints. *NCBI Bookshelf* [online]. StatPearls Publishing [cit. 2023-08-10]. Dostupné z: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK536941/
- MCKEON, Patrick, Jay HERTEL, Dennis BRAMBLE a Irene DAVIS, 2015. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British Journal of Sports Medicine* [online]. **49**(5), 290-290 [cit. 2023-08-07]. ISSN 0306-3674. Dostupné z: doi:10.1136/bjsports-2013-092690
- MYERS, Thomas W., 2014. *Anatomy trains: myofascial meridians for manual and movement therapists*. 3rd ed. Edinburgh: Elsevier. ISBN 9780702046544.

- NACHBAUER, WERNER a BENNO M. NIGG, 1992. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Medicine & Science in Sports & Exercise* [online]. **24**(1) [cit. 2023-08-12]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi:10.1249/00005768-199211000-00011
- NEAL, Bradley, Ian GRIFFITHS, Geoffrey DOWLING, George MURLEY, Shannon MUNTEANU, Melinda FRANETTOVICH SMITH, Natalie COLLINS a Christian BARTON, 2014. Foot posture as a risk factor for lower limb overuse injury: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Foot and Ankle Research* [online]. **7**(1), 55-60 [cit. 2023-08-10]. ISSN 1757-1146. Dostupné z: doi:10.1186/s13047-014-0055-4
- NEUMANNOVÁ, Kateřina, Miroslav JANURA, Zuzana DZIRBÍKOVÁ, Zdeněk SVOBODA a Lukáš JAKUBEC, 2015. *Analýza chůze u osob s chronickou obstrukční plicní nemocí*. 1. vydání. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-4704-9.
- PANICHAWIT, Chutimon, Sunee BOVONSUNTHONCHAI, Roongtiwa VACHALATHITI a Khompakorn LIMPASUTIRACHATA, 2015. Effects of Foot Muscles Training on Plantar Pressure Distribution during Gait, Foot Muscle Strength, and Foot Function in Persons with Flexible Flatfoot. *Journal of the Medical Association of Thailand* [online]. **5**, 12-17 [cit. 2023-08-13]. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26387405/>
- PERRY, Jacquelin, 1992. *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK. ISBN 978-1-55642-192-1.
- PFEIFFER, Martin, Rainer KOTZ, Thomas LEDL, Gertrude HAUSER a Maria SLUGA, 2006. Prevalence of Flat Foot in Preschool-Aged Children. *Pediatrics* [online]. **118**(2), 634-639 [cit. 2023-08-05]. ISSN 0031-4005. Dostupné z: doi:10.1542/peds.2005-2126
- PHILLIPS, RD, 2000. The normal foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association* [online]. **90**(7), 342-345 [cit. 2023-08-12]. ISSN 8750-7315. Dostupné z: doi:10.7547/87507315-90-7-342
- RAZEGHI, Mohsen a Mark Edward BATT, 2002. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture* [online]. **15**(3), 282-291 [cit. 2023-08-12]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/S0966-6362(01)00151-5
- REDMOND, Anthony, Jack CROSBIE a Robert OUVRIER, 2006. Development and validation of a novel rating system for scoring standing foot posture: The Foot Posture Index. *Clinical Biomechanics* [online]. **21**(1), 89-98 [cit. 2023-08-10]. ISSN 02680033. Dostupné z: doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.08.002
- RICHIE JR, Douglas H., 2021. *Pathomechanics of Common Foot Disorders* [online]. 1. Cham: Springer International Publishing [cit. 2023-08-09]. ISBN 978-3-030-54200-9.
- RICHIE JR, Douglas H., 2021. *Pathomechanics of Common Foot Disorders* [online]. 1. Cham: Springer International Publishing [cit. 2023-08-09]. ISBN 978-3-030-54200-9.

- RUHE, A, R FEJER, A GÄNSSLEN a W KLEIN, 2014. Assessing Postural Stability in the Concussed Athlete: What to Do, What to Expect, and When. *Sports Health* [online]. **6**(5), 427-433 [cit. 2023-01-22]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1177/1941738114541238>
- SCOTT, G., H.B. MENZ a L. NEWCOMBEA, 2007. Age-related differences in foot structure and function. *Gait & Posture* [online]. **26**(1), 68-75 [cit. 2023-01-21]. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.07.009>
- SHIAMI, Richard, Neil GREEN, Brad MCFADYEN, Mardon FRAZER a Jason CHEN, 1987. Normative childhood EMG gait patterns. *Journal of Orthopaedic Research* [online]. **5**(2), 283-295 [cit. 2023-08-05]. ISSN 0736-0266. Dostupné z: doi:[10.1002/jor.1100050215](https://doi.org/10.1002/jor.1100050215)
- SHIBUYA, Naohiro, Ryan KITTERMAN, Javier LAFONTAINE a Daniel JUPITER, 2014. Demographic, Physical, and Radiographic Factors Associated with Functional Flatfoot Deformity. *The Journal of Foot and Ankle Surgery* [online]. **53**(2), 168-172 [cit. 2023-01-23]. ISSN 10672516. Dostupné z: doi:[10.1053/j.jfas.2013.11.002](https://doi.org/10.1053/j.jfas.2013.11.002)
- SKALIČKOVÁ-KOVÁČIKOVÁ, Věra, 2017. *Diagnostika a fyzioterapie hybných poruch dle Vojty*. První vydání. Olomouc: RL-CORPUS, s.r.o. ISBN 978-80-270-2292-2.
- STESS, Richard M, Shayne R JENSEN a Roya MIRMIRAN, 1997. The Role of Dynamic Plantar Pressures in Diabetic Foot Ulcers. *Diabetes Care* [online]. **20**(5), 855-858 [cit. 2023-08-13]. ISSN 0149-5992. Dostupné z: doi:[10.2337/diacare.20.5.855](https://doi.org/10.2337/diacare.20.5.855)
- STØRVOLD, GV, K AARETHUN a GH BRATBERG, 2013. Age for onset of walking and prewalking strategies. *Early human development*, [online]. **89**(9), 655-659 [cit. 2023-01-20]. Dostupné z: doi:[10.1016/j.earlhumdev.2013.04.010](https://doi.org/10.1016/j.earlhumdev.2013.04.010)
- TOME, Josh, Deborah NAWOCZENSKI, Adolph FLEMISTER a Jeff HOUCK, 2006. Comparison of Foot Kinematics Between Subjects With Posterior Tibialis Tendon Dysfunction and Healthy Controls. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* [online]. **36**(9), 635-644 [cit. 2023-01-23]. ISSN 0190-6011. Dostupné z: doi:[10.2519/jospt.2006.2293](https://doi.org/10.2519/jospt.2006.2293)
- UNVER, Banu, Emin Ulas ERDEM a Eda AKBAS, 2020. Effects of Short-Foot Exercises on Foot Posture, Pain, Disability, and Plantar Pressure in Pes Planus. *Journal of Sport Rehabilitation* [online]. **29**(4), 436-440 [cit. 2023-08-13]. ISSN 1056-6716. Dostupné z: doi:[10.1123/jsr.2018-0363](https://doi.org/10.1123/jsr.2018-0363)
- VAN BOERUM, Drew H a Bruce J SANGEORZAN, 2003. Biomechanics and pathophysiology of flat foot. *Foot and Ankle Clinics* [online]. **8**(3), 419-430 [cit. 2023-01-23]. ISSN 10837515. Dostupné z: doi:[10.1016/S1083-7515\(03\)00084-6](https://doi.org/10.1016/S1083-7515(03)00084-6)
- VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ, 2009. *Kineziologie nohy*. 1. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAŘEKA, Ivan a Renata VAŘEKOVÁ, 2018. Kineziologie chůze: Gait kinesiology. *Slovak journal of health sciences: časopis v oblasti výskumu zdravia, zdravotného stavu a liečby chronických ochorení*. Piešťany: Univerzita sv. Cyrila a Metoda v Trnave: Inštitút fyzioterapie, balneológie a liečebnej rehabilitácie UCM, **9**(2), 119-120. ISSN 1338-161X.

VÉLE, František, 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2., rozš. a přeprac. vyd.* Praha: Triton, 375 s. ISBN 8072548379.

VENKADESAN, Madhusudhan, Ali YAWAR, Carolyn M. ENG et al., 2020. Stiffness of the human foot and evolution of the transverse arch. *Nature* [online]. **579**(7797), 97-100 [cit. 2023-08-07]. ISSN 0028-0836. Dostupné z: doi:10.1038/s41586-020-2053-y

VOJTA, Václav a Annegret PETERS, 1995. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. Vyd. 1. čes. Praha: Grada. ISBN 80-7169-004-X.

WILKE, Jan, Tobias ENGEROFF, Frank NÜRNBERGER, Lutz VOGT a Winfried BANZER, 2016. Anatomical study of the morphological continuity between iliotibial tract and the fibularis longus fascia. *Surgical and Radiologic Anatomy* [online]. **38**(3), 349-352 [cit. 2023-08-11]. ISSN 0930-1038. Dostupné z: doi:10.1007/s00276-015-1585-6

WILKE, Jan, Frieder KRAUSE, Lutz VOGT a Winfried BANZER, 2016. What Is Evidence-Based About Myofascial Chains: A Systematic Review. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* [online]. **97**(3), 454-461 [cit. 2023-08-11]. ISSN 00039993. Dostupné z: doi:10.1016/j.apmr.2015.07.023

YAMAUCHI, Junichiro a Keiji KOYAMA, 2019. Toe flexor strength is not related to postural stability during static upright standing in healthy young individuals. *Gait & Posture* [online]. **73**, 323-327 [cit. 2023-08-13]. ISSN 09666362. Dostupné z: doi:10.1016/j.gaitpost.2019.07.381

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha č. 1: Informovaný souhlas (vzor)	96
--	----

PŘÍLOHY

Příloha č. 1: Informovaný souhlas (vzor)

Informovaný souhlas

Vyšetření, měření testů a následné zpracování dat v rámci diplomové práce:
Vliv autoterapie Dynamické neuromuskulární stabilizace na funkční vady nohy.

Jméno a příjmení probanda:

V rámci vstupního klinického vyšetření proběhne aspekční vyšetření nohy a tělesné postury probanda.

Vyšetření proběhne na plantografické a stabilometrické plošině PhysioSensing, která vyšetřuje statické a dynamické parametry funkce nohy, kvalitu posturální stability, rovnovážných reakcí a motorickou kontrolu. Proband bude testován pomocí 5 vybraných standardizovaných testů.

Tyto metody budou použity k vyšetření a sběru dat pro diplomovou práci, jejíž autorem je Bc. Karolína Vojtěchovská, vedoucím práce je Mgr. Lenka Oplatková, Klinika Rehabilitace a Tělovýchovného lékařství 2. LF UK a FN Motol

Vyšetření probíhá v prostorách Kliniky Rehabilitace a Tělovýchovného lékařství 2.LF UK a FN Motol.

1. Já, níže podepsaný/á souhlasím s účastí ve studii.
2. Byl/a jsem podrobně informován o průběhu vyšetření a následném zpracování dat.
3. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností.
4. Beru na vědomí, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit, a to i bez udání důvodu.
5. Souhlasím se zhotovením, zpracováním a následným použitím získaných dat.
Zveřejněná data budou zcela anonymní.

V Praze dne:

Podpis probanda:

Podpis vyšetřující osoby: