

Statistické posouzení vlivu senzomotorických vloček na kvalitu chůze

Hana Piskořová

Bakalářská práce
2025



Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická

Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně
Fakulta technologická
Ústav technologie tuků, tenzidů a kosmetiky

Akademický rok: 2024/2025

ZADÁNÍ BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

(projektu, uměleckého díla, uměleckého výkonu)

Jméno a příjmení:	Hana Piskořová
Osobní číslo:	T22142
Studijní program:	B0711A130009 Materiály a technologie
Specializace:	Výroba a konstrukce obuvi
Forma studia:	Prezenční
Téma práce:	Statistické posouzení vlivu senzomotorických vložek na kvalitu chůze

Zásady pro vypracování

- Formulace hlavního cíle a účelu práce, aktuálnost zvoleného téma.
- Teoretická východiska práce.
- Metodika práce – formulace vybraných metod.
- Analytická část, výsledky a analýzy.
- Závěr práce – dosažení stanovených cílů.

Forma zpracování bakalářské práce: **tištěná/elektronická**

Seznam doporučené literatury:

1. The Science of Footwear – Ravindra S. Goonetilleke.
2. Biomechanika člověka – Čapek, Hájek, Henyš.
3. Gait analysis: theory and application – Craik, Rebecca L., Oatis, Carol A.
4. Clinical gait analysis: theory and practice - Kirtley, Christopher.
5. Postural disorders and musculoskeletal dysfunction : diagnosis, prevention and treatment – Solberg, Gill.
6. Locomotion and Posture in Older Adults : The Role of Aging and Movement Disorders – SpringerLink.
7. Statistická analýza experimentálních dat – Meloun, Militký.
8. Foot scan and measurement methods – elektronické zdroje (on-line).

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Tomáš Sába, Ph.D.**
Centrum polymerních systémů

Konzultant bakalářské práce: **prof. Dr. Ing. Vladimír Pata**
Ústav výrobního inženýrství

Datum zadání bakalářské práce: **17. února 2025**

Termín odevzdání bakalářské práce: **16. května 2025**

L.S.

prof. Ing. Roman Čermák, Ph.D.
děkan

Ing. Lucie Urbánková, Ph.D.
ředitel ústavu

PROHLÁŠENÍ AUTORA BAKALÁŘSKÉ PRÁCE

Beru na vědomí, že

- odevzdáním bakalářské práce souhlasím se zveřejněním své práce podle zákona č. 111/1998 Sb., v platném znění bez ohledu na výsledek obhajoby;
- bakalářská práce bude uložena v elektronické podobě v univerzitním informačním systému a bude dostupná k nahlédnutí;
- jedno vyhotovení bakalářské práce v listinné podobě bude ponecháno Univerzitě Tomáše Bati ve Zlíně k uložení;
- na moji bakalářskou práci se plně vztahuje zákon č. 121/2000 Sb. o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon) ve znění pozdějších právních předpisů, zejm. § 35 odst. 3;
- podle § 60 odst. 1 autorského zákona má Univerzita Tomáše Bati ve Zlíně právo na uzavření licenční smlouvy o užití školního díla v rozsahu § 12 odst. 4 autorského zákona;
- podle § 60 odst. 2 a 3 mohu užít své dílo – bakalářskou práci – nebo poskytnout licenci k jejímu využití jen s předchozím písemným souhlasem Univerzity Tomáše Bati ve Zlíně, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše);
- pokud bylo k vypracování bakalářské práce využito softwaru poskytnutého Univerzitou Tomáše Bati ve Zlíně nebo jinými subjekty pouze ke studijním a výzkumným účelům (tj. k nekomerčnímu využití), nelze výsledky bakalářské práce využít ke komerčním účelům;
- pokud je výstupem bakalářské práce jakýkoliv softwarový produkt, považují se za součást práce rovněž i zdrojové kódy, popř. soubory, ze kterých se projekt skládá; neodevzdání této součásti může být důvodem k neobhájení práce.

Prohlašuji, že

- jsem na bakalářské práci pracoval(a) samostatně a použitou literaturu jsem řádně citoval(a); v případě publikace výsledků budu uveden(a) jako spoluautor;
- odevzdaná verze bakalářské práce a verze elektronická nahraná do IS/STAG jsou obsahově totožné.

Ve Zlíně, dne

.....

podpis autora

ABSTRAKT

Tato bakalářská práce se zabývá zkoumáním a statistickým vyhodnocením vlivu senzomotorických vložek na kvalitu chůze. Cílem bylo posoudit, zda nošení těchto vložek může pozitivně ovlivnit dynamiku chůze a přispět k jejímu zlepšení. Pro tuto případovou studii byla sledovanou osobou samotná autorka, která byla na základě vstupní anamnézy shledána jako vhodný subjekt. Na základě individuálních požadavků jí byly zhotoveny senzomotorické vložky na míru. Pro posouzení vlivu bylo provedeno srovnání působící síly na jednotlivá chodidla při nošení senzomotorické vložky a běžné vkládací vložky ve stejné obuvi. K měření dynamických aspektů byla použita tlaková deska Footscan. Pomocí jejího softwaru se snímala tato síla během několika krokových cyklů. Výsledky měření odhalily určité rozdíly v rozložení síly při chůzi, které naznačují potenciální přínos senzomotorických vložek z hlediska snížení tlakového zatížení chodidel.

Klíčová slova: senzomotorické vložky, noha, chůze, tlakové působení, Footscan

ABSTRACT

This bachelor thesis examines and statistically evaluates the influence of sensorimotor insoles on gait quality. The aim was to assess whether wearing these insoles can positively affect gait dynamics and contribute to its improvement. In this case study, the observed subject was the author herself, who was found to be a suitable participant based on the initial medical history. Custom-made sensorimotor insoles were produced for her according to her individual requirements. To evaluate the influence, a comparison was made of the force acting on each foot when wearing the sensorimotor insole and a standard insole in the same footwear. A Footscan pressure plate was used to measure the dynamic aspects. With the help of its software, the force was recorded during several gait cycles. The measurement results revealed certain differences in the distribution of force during walking, indicating the potential benefit of sensorimotor insoles in reducing plantar pressure on the feet.

Keywords: sensorimotor insoles, foot, gait, plantar pressure, Footscan

Ráda bych poděkovala vedoucímu své bakalářské práce, Ing. Tomáši Sáhovi, Ph.D., za odborné vedení, cenné rady, čas, trpělivost a veškerou ochotu, kterou mi během zpracování celé mé práce věnoval.

Dále děkuji panu prof. Dr. Ing. Vladimíru Patovi za odbornou pomoc při praktické části mé práce, zejména při statistickém vyhodnocení, za cenné podněty a možnost častých osobních konzultací. Také bych ráda poděkovala panu PhDr. Radimu Šojdrovi, MHA, za provedení měření a zajištění všech potřebných záležitostí týkajících se senzomotorických vložek.

V neposlední řadě děkuji svým rodičům, sourozencům, přátelům a blízkým za jejich podporu a trpělivost nejen při psaní bakalářské práce, ale i během celého studia.

OBSAH

ÚVOD.....	11
I TEORETICKÁ ČÁST	12
1 BIOMECHANIKA ČLOVĚKA.....	13
1.1 KOSTERNÍ SOUSTAVA DOLNÍ KONČETINY	13
1.2 VAZY A KLOUBY DOLNÍ KONČETINY	14
1.4 NOHA	16
1.5 SVALOVÁ SOUSTAVA NOHY	17
1.6 ANATOMICKÁ TERMINOLOGIE POHYBŮ	18
1.6.1 Názvosloví pohybů nohy.....	19
1.7 KLENBA NOHY	21
1.7.1 Změny postavení klenby nohy	22
1.8 DEFORMITY NOHY	24
1.8.1 Rozdělení deformit nohy	24
1.9 KALCEOTIKA	26
1.9.1 Biomechanická a senzomotorická vložka	26
1.10 KINEZIOLOGIE CHŮZE.....	27
1.10.1 Stojná fáze.....	28
1.10.2 Fáze švihu.....	29
2 DIAGNOSTIKA POHYBOVÉHO APARÁTU	30
2.1 KLINICKÉ VYŠETŘENÍ	30
2.2 FUNKČNÍ ZOBRAZOVACÍ METODY	31
2.2.1 Podoskop Podo4Foot	31
2.2.2 Tlaková deska Footscan	32
3 STATISTICKÉ METODY ANALÝZY DAT.....	34
3.1 MÍRA VARIABILITY	34
3.2 JEDNODUCHÉ GRAFICKÉ METODY ZPRACOVÁNÍ DAT	35
3.2.1 Bodový a spojnicový graf	35
3.2.2 Histogramy	36
3.2.3 Krabicový diagram.....	36
II PRAKTICKÁ ČÁST.....	38
4 DEFINOVÁNÍ CÍLŮ, EXPERIMENTÁLNÍ METODOLOGIE A ANALÝZA ZÍSKANÝCH DAT.....	39
4.1 CHARAKTERISTIKA TESTOVANÉHO SUBJEKTU	39
4.2 METODICKÝ POSTUP EXPERIMENTU	40
4.3 PRŮBĚH EXPERIMENTU	40

4.3.1	Proces dynamického měření.....	41
4.4	ZPRACOVÁNÍ DAT PRO DYNAMICKOU ANALÝZU	41
5	VYHODNOCENÍ NAMĚŘENÝCH DAT	43
5.1	ZOBRAZENÍ PŮSOBNÍ SÍLY NA CHODIDLA PŘI DYNAMICKÉ FÁZI POMOCÍ KRABICOVÝCH DIAGRAMŮ.....	43
5.1.1	Měření variability	48
5.1.2	Posouzení normálového rozdělení.....	49
6	ANALÝZA VÝSLEDKŮ	51
6.1	STATISTICKÉ POSOUZENÍ ROZDÍLŮ Vlivu VLOŽEK POMOCÍ KRABICOVÝCH DIAGRAMŮ.....	51
6.1.1	Porovnání krabicových diagramů a jejich parametrů pro levou nohu.....	51
6.1.2	Porovnání krabicových diagramů a jejich parametrů pro pravou nohu	54
6.2	VIZUÁLNÍ POSOUZENÍ ÚČINKŮ VLOŽEK POMOCÍ SPOJNICOVÝCH GRAFŮ	56
6.2.1	Časové průběhy zatížení levého chodidla během chůze	56
6.2.2	Časové průběhy zatížení pravého chodidla během chůze	58
7	DISKUZE	60
	ZÁVĚR.....	62
	SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	65
	SEZNAM OBRÁZKŮ	69
	SEZNAM TABULEK.....	71
	SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK	72
	SEZNAM PŘÍLOH.....	73

ÚVOD

V poslední době mají lidé stále více nejrůznějších pohybových poruch, proto se čím dál více zabývají kvalitou chůze a obtížemi souvisejícími s pohybovým aparátem. Jedná se o velmi složitou problematiku, protože chůze je ovlivňována řadou faktorů od vývojových a zdravotních, až po životní styl a výběr obuvi.

K prevenci či alespoň zmírnění vzniklých deformit se využívají různé pomůcky, a to jak sériově vyráběné, tak individuálně přizpůsobené. Jednou z těchto pomůcek je senzomotorická vložka, jejímž cílem je nejen podpora nožní klenby, ale především ovlivnění funkce pohybového aparátu prostřednictvím stimulace receptorů na chodidle. To může vést ke zlepšení držení těla a celkové kvality pohybu.

Studie ukazují, že senzomotorické vložky mohou napomoci se zmírněním bolesti a zvýšení stability u pacientů s plantární fasciitidou, zlepšením rovnováhy u starších osob nebo s prevencí zranění u sportovců. Přestože jsou tyto vložky běžně využívány v klinické praxi i ve sportovní rehabilitaci, jejich skutečný vliv na kvalitu chůze dosud není dostatečně podložen statistickými analýzami.

Cílem této bakalářské práce je statisticky posoudit vliv senzomotorických vložek na kvalitu chůze. Aby bylo možné analyzovat dané efekty vložky na nohy, byla pro tuto případovou studii vybrána sama autorka práce. Na základě vstupní anamnézy byla vyhodnocena jako vhodný subjekt pro výzkum.

K prokázání pozitivního vlivu senzomotorických vložek se využily pro srovnání běžné vkládací vložky. U obou typů vložek bylo pomocí tlakové desky Footscan, zapůjčené Centrem výzkumu obouvání ve Zlíně, měřeno působení síly na chodidla v běžné obuvi.

Naměřená data byla následně statisticky vyhodnocena pomocí softwaru Minitab 17. Výsledky této analýzy by mohly přispět k hlubšímu pochopení účinnosti senzomotorických vložek a jejich potenciálnímu širšímu uplatnění v praxi.

I TEORETICKÁ ČÁST

1 BIOMECHANIKA ČLOVĚKA

K tomu, aby bylo možné porozumět jednotlivým pohybům lidského těla, ale také mechanickému působení na něj, je možné využít znalostí a poznatků z oboru biomechaniky. Biomechanika vychází z anatomie a biochemie jednotlivých fyziologických procesů, pomocí kterých je následně schopna sledovat a popisovat mechaniku lidského těla. Do biomechaniky se mohou zahrnout nejen mechanické zákonitosti živých organismů a jejich fyziologický stav, ale také predikce pro vznik patologických změn, popřípadě jejich možných korekcí. [1; 2]

Pro tuto práci je nejvýznamnější biomechanika nohy. Jedná se o velice složitý aparát, který na základě jednotlivých komponentů poskytuje tělu podporu, rovnováhu a mobilitu. Funkce nohy se dá obecně rozdělit na část dynamickou a část statickou. Statická část je zodpovědná za přenos váhy celého těla na podložku a dodává tělu spolehlivou oporu. Dynamická část má za úkol udržení těla na podložce při pohybu. [3]

K lepšímu pochopení biomechanických pochodů se využívají různé měřicí přístroje. Jejich pomocí lze například sledovat mechanické zatížení dolních končetin při stoji nebo chůzi. [1]

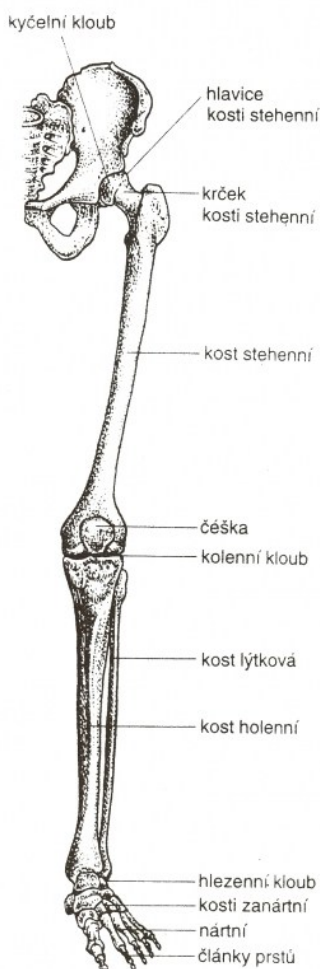
1.1 Kosterní soustava dolní končetiny

Předtím než byla rozebrána pro tuto práci stěžejní část těla – noha, bylo potřeba nejprve představit celou kostru dolní končetiny. Z anatomického pohledu je noha jednou z částí kostry dolní končetiny. Ta je tvořena pletencem dolní končetiny a volnou částí dolní končetiny. Její hlavní a dominantní funkcí je opora a lokomoce vzpřímeného těla. Z evolučního hlediska je vzpřímená poloha a chůze výsledkem postupného rovnání páteře a přesunu těžiště těla nad osový skelet, přibližně do linie kyčelních kloubů, což umožňuje stabilní chůzi po dvou nohách. [4; 5; 6]

Pletenec dolní končetiny se skládá ze dvou pánevních kostí a jedné nepárové křížové kosti. Tento oddíl je velice důležitý pro vzpřímenou polohu, protože reaguje na nerovnováhu nebo rozdílnou délku dolních končetin, ale také značně ovlivňuje samotnou páteř a její zakřivení. [5; 6]

Kyčelním kloubem začíná druhý oddíl dolní končetiny. Je to volná část dolní končetiny, dělí se na stehno, bérce a nohu. Stehenní kost je nejmohutnější a nejdelší kostí v lidském těle. Pro dolní končetinu je velice zásadní, jelikož plní nosnou funkci a také má klíčový význam při chůzi. [5; 6]

Další velice významnou částí dolní končetiny, spojující stehenní kost s kostí holenní a lýtkovou, je nejsložitější a největší kloub v lidském těle, kloub kolenní. Zde také začíná další část volné části dolní končetiny. Z pohledu biomechaniky je z kostí holenní a lýtkové mnohem významnější kost holenní. Nese váhu těla. Každá z těchto kostí obsahuje postranní kostní výběžky, označují se jako kotníky. Kotníky tvoří část hlezenního kloubu, na ně navazuje kost hlezenní. Následně kostí hlezenní začíná poslední část volné části dolní končetiny – noha. [5; 6]



Obrázek 1 Popis částí dolní končetiny [7]

1.2 Vazy a klouby dolní končetiny

Spojení jednotlivých kostí volné dolní končetiny je zajištěno pomocí kloubů a vazivových spojení, bez nich by nebylo lidské tělo schopné se pohybovat ani se udržet ve stoji. [5]

Jednotlivé pohyby kloubů lze rozdělit na pasivní a aktivní. Pokud dochází k pasivnímu pohybu, jedná se o pohyb vyvolaný zevními silami. U aktivního pohybu jsou zodpovědné za pohyb vlastní svalové síly. [8]

Na fungování dolní končetiny se podílí velké množství vazů a kloubů, proto zde budou zmíněny jen ty nejvýznamnější. V pletenci dolní končetiny se nachází kyčelní kloub. Tento kloub je považován za jediný skutečný kulový kloub v těle. Spojuje pánevní kost se stehenní kostí a považuje se za nejdůležitější kloub dolní končetiny. [9]

Kolenní kloub spojuje stehenní kost a holenní kost. Je to jeden ze stěžejních kloubů v těle, nese velkou část váhy těla a umožňuje nám pohybovat nohama, například při chůzi, běhu nebo skákání. Je tvořen ze dvou kondyl – vnitřní a vnější stehenní kosti a dalších dvou kondyl – vnitřní a vnější holenní kosti. Tyto části do sebe zapadají, ale nejsou dokonale rovné. Aby se pohyb hladce přenášel, je mezi nimi chrupavka zvaná meniskus. Meniskus pomáhá rozložit tlak na kloub a snižuje tření. [9]

1.3 Svalová soustava dolní končetiny

Aby lidské tělo mohlo vykonávat pohyb a mohlo udržet stabilní polohu, je potřeba velkého množství různých svalů. Ty tvoří značnou část dolní končetiny a nejvíce se jich obecně vyskytuje v místech, kde se naopak nachází menší množství vazů. Pro lepší představu si lze svaly představit jako brzdňý systém. Dolní končetina ho využívá k prevenci přetížení kloubů. Nejvíce svalové hmoty se nachází v oblasti kyčelního kloubu, protože se podílí na zajištění rovnováhy těla. Obecně lze svaly dolní končetiny rozdělit do čtyř skupin – kyčelní svaly, stehenní svaly, svaly bérce a svaly nohy. [1; 6]

Kyčelní svaly se dělí na vnitřní a zevní. U této skupiny je potřeba zmínit především velký hýžd'ový sval, řazený mezi zevní kyčelní svaly. Tento sval společně s dalšími svaly kyčle má zásadní funkci pro udržení vzpřímeného postoje. Bez těchto svalů by nemohlo lidské tělo provést chůzi do schodů, ani do kopce nebo po rovině. [5; 6]

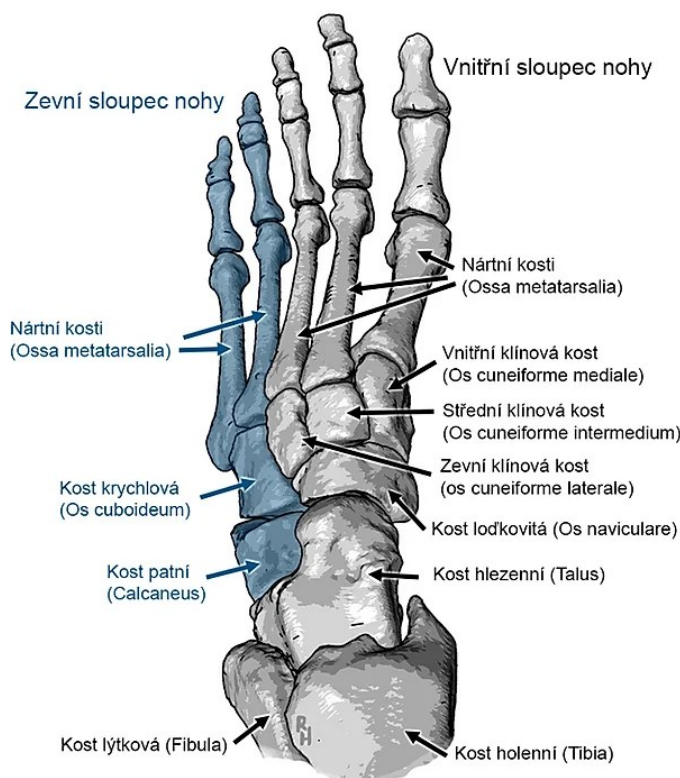
Další velkou skupinou svalů jsou svaly stehenní. Do stehenních svalů patří, kromě jiných, krejčovský sval a čtyřhlavý sval stehenní. Krejčovský sval je nejdelší sval v lidském těle, avšak jeho pohybová funkce není tak významná. Oproti tomu čtyřhlavý sval stehenní se podílí na udržení vzpřímené postavy, má významnou funkci při chůzi a také například při vstávání ze sedu. [5; 6]

Distálně od stehenních svalů se nachází svaly bérce, nacházející se mezi kostí lýtkovou a holenní. Tyto svaly se také dělí na tři skupiny – svaly přední skupiny, laterální skupiny a zadní skupiny. Přední strana lýtkové kosti je chráněná dlouhým a krátkým lýtkovým svalem. Na zadní straně je převážně uchycen trojhlavý sval lýtkový. Dlouhý sval lýtkový se podílí na udržení klenby nohy a funkcí trojhlavého lýtkového svalu je zdvih těla při chůzi. [4; 5; 6]

1.4 Noha

Z pohledu anatomie je noha považovaná za část dolní končetiny, která vede distálně od kosti bérce až ke konečkům prstů. Její stavba je uzpůsobena tak, aby plnila hlavní funkce dolní končetiny, zejména udržení vzpřímeného postoje a lokomoci těla. [1]

Lidská noha se skládá z 26 kostí, 33 kloubů, několika svalů, vazů a vazivových spojení. Jedná se o velice komplikovaný a složitý pohybový aparát rozdělující se na tři části – kosti zánártní, kosti nártní a články prstů. Tyto tři části jsou od sebe odděleny pomocí dvou linií Chopartova a Lisfrankova kloubu. Do skupiny kostí zánártních se řadí sedm tvarově nepravidelných kostí – kost hlezenní, kost patní, kost loďkovitá, tři kosti klínové a kost krychlová. Kostí nártní tvoří pět malých kostí, které se označují 1. – 5. metatarz. [5; 6]



Obrázek 2 Jednotlivé části nohy [10]

První ze skupiny kostí zánártních je kost hlezenní. Hlavním významem této kosti je rozkládání váhy těla. Váha, která na ni dopadá, se následně rozloží skrze kost loďkovitou až směrem k hlavici prvního metatarzu a také směrem k hrbolu patní kosti. [6]

Spojení kosti hlezenní s bércelem zajišťuje hlezenní kloub, známý také jako kotníkový kloub. Je klíčový pro pohyb nohou a také přenášení váhy těla při chůzi, běhu nebo stání. Hlezenní kloub je stabilizován několika silnými vazy. Udržují kosti v pevné poloze a zároveň udržují plynulý pohyb. Tyto vazy se dělí na vnitřní (mediální) vazy a vnější (laterální) vazy. Vnitřní vazy stabilizují vnitřní strany kloubu a brání vychýlení nohy směrem ven. Oproti tomu vnější vazy zase omezují přetáčení nohy směrem dovnitř. [9]

Nejmohutnější a nejmasivnější kostí nohy je kost patní. Na straně nohy, kde je palec, je kost loďkovitá. Na ni navazují kosti klínové, jsou dohromady tři – vnitřní, střední a zevní. Mezi patní kostí a bází čtvrtého a pátého metatarzu se nachází kost krychlová. [5; 6]

Chopartův kloub představuje spojení mezi hlezenní kostí a kostí loďkovitou a kostí patní s krychlovou. Rozsah pohybu tohoto kloubu není tak velký, avšak umožňuje noze pohyb do stran a podílí se na přizpůsobení se terénu. [6; 9]

Distálně pak následuje část kostí nártních. Každá z těchto kostí se ještě dělí na tři části – bázi, tělo a hlavici. Pro jednodušší orientaci mezi nimi se číslují od jedné do pěti, první nártní kostí je palcový metatarz. K udržení stability klenby nohy pomáhá Lisfrankův kloub. Spojuje zánártní kosti s metatarzy. [6]

Metatarzofalangeální klouby procházející mezi nártí a prsty jsou zodpovědné za ohýbání i narovnávání prstů a pohyb do stran. Klouby, které spojují jednotlivé články prstů, se nazývají interfalangeální klouby. Oba druhy kloubů jsou důležité při chůzi. Pomáhají správně došlápnout, přenášet váhu těla a odrazit se při kroku. [9]

Poslední částí nohy jsou články prstů. Na rozdíl od prstů ruky mají menší a robustnější stavbu. Palec na noze se od ostatních prstů liší počtem článků, jelikož ostatní prsty se skládají ze tří článků a palec pouze ze dvou. [6]

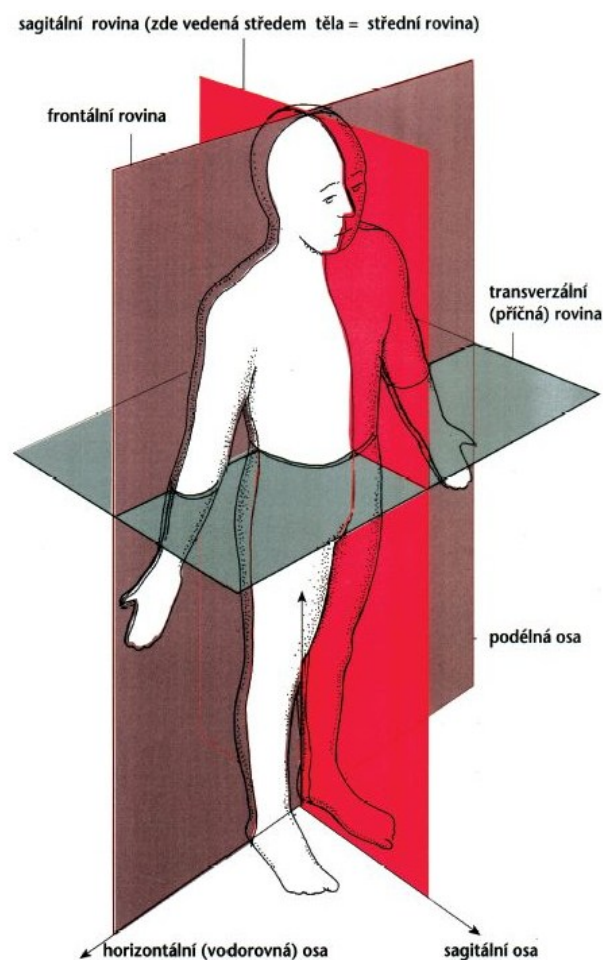
1.5 Svalová soustava nohy

Svaly nohy spadají do poslední skupiny svalů dolní končetiny. Tato skupina se dále rozděluje na dlouhé a krátké svaly prstů, svaly palce a svaly malíku. Jak dlouhé, tak i krátké svaly prstů napomáhají ke zlepšení stability celého těla při chůzi. Svaly palce jsou velice významné pro stabilitu při stoji. Jejich schopností je přizpůsobit nohu tvaru povrchu, po

kterém kráčí. Hrají i velikou roli při krokovém cyklu a napomáhají k udržení podélné klenby. Na rozdíl od svalů palce mají svaly malíku poměrně malou funkci. [1; 5; 6]

1.6 Anatomická terminologie pohybů

Na lokomoci těla, ale i dosažení její stability, má vliv mnoho svalů, kloubů, vazů, ale i dalších důležitých aspektů lidského těla. Jednotlivé pohyby jsou různě pojmenovány. K lepšímu pochopení, popřípadě zamezení nesrovnalostí, aby bylo možné vycházet z anatomického popisu, jsou pohyby odvozené od základní polohy. Anatomická poloha je založena na vzpřímeném stoji těla, kdy je hlava vzpřímená a směřuje dopředu. Horní končetiny jsou volně spuštěny podél těla a dlaně otočené směrem dopředu. Chodidla směřují vpřed a jsou umístěna od sebe přibližně na šířku boků, přičemž paty mohou být u sebe nebo mírně od sebe. V rámci jednotlivých popisů pohybů těla se vychází ze tří anatomických rovin – sagitální, frontální a transverzální. Pro jejich lepší pochopení jsou znázorněny na Obrázku 3. [5; 6; 11]



Obrázek 3 Tři anatomické roviny – sagitální, frontální a transverzální [12]

Sagitální rovina je vertikální rovina, která rozděluje tělo nebo tělesný segment na pravou a levou stranu. Pokud sagitální rovina rozděluje lidské tělo přesně na levou a pravou polovinu, pak se označuje jako midsagitální rovina, známá také jako střední rovina. Jako koronální, nebo též frontální rovina se označuje svislá rovina, která rozděluje tělo nebo segment těla na přední (ventrální) a zadní (dorzální) část. Jinak definovaná koronální rovina je jakákoliv vertikální rovina kolmá na sagitální rovinu. Transverzální (příčná) rovina je horizontální rovina. Rozděluje tělo nebo segment těla na horní a dolní část. Jinými slovy, příčná rovina je jakákoliv rovina kolmá k sagitální i koronální rovině. [13]

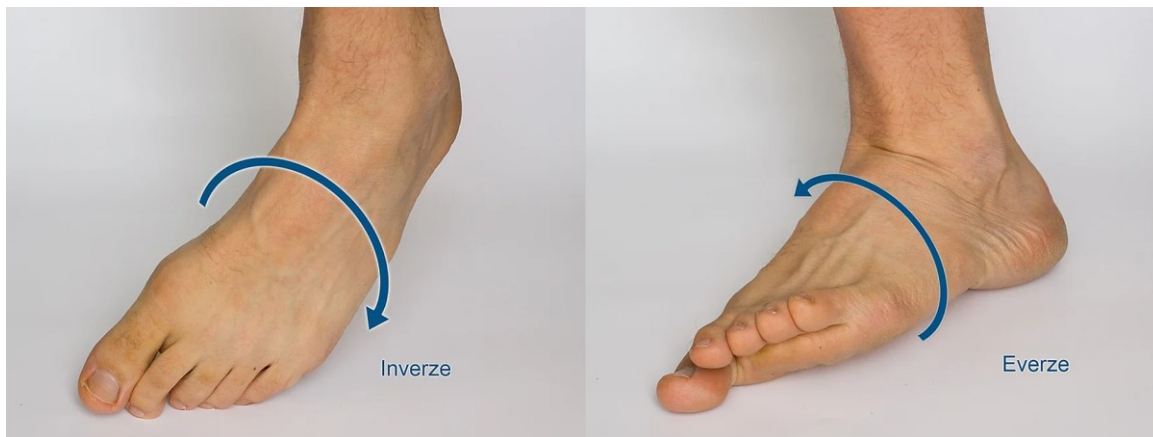
1.6.1 Názvosloví pohybů nohy

Jelikož aktivní a pasivní funkční pohyby nohy neprobíhají v hlavních rovinách, je poměrně obtížný jejich popis a může docházet ke komplikacím s popisem jednotlivých pohybů. Pohyb v sagitální rovině rozdělujeme na dorzální a plantární flexi. Dorzální flexe představuje pohyb, při kterém se špička nohy zvedá směrem ke kolenům. Oproti tomu při plantární flexi dochází k pohybu špičky nohy směrem dolů. Je to například tehdy, když se stavíme na špičky. [2]



Obrázek 4 Pohyb v sagitální rovině – dorzální a plantární flexe [10] (upraveno)

Ve frontální rovině se zase využívají pojmy inverze a everze. Při inverzi dochází k otočení kloubu tak, že spodní část chodidla směřuje k druhé noze. Opačným pohybem, kde se kloub otočí tak, aby chodidlo nohy bylo směrem od druhé nohy, se označuje everze. [2]



Obrázek 5 Pohyb ve frontální rovině – inverze a everze [10] (upraveno)

V transverzální rovině se zase pro pohyb, kdy se noha přibližuje směrem k druhé noze, využívá pojem addukce. Při oddalování jedné nohy od druhé se označuje tento pohyb jako abdukce. [2]



Obrázek 6 Pohyb v transverzální rovině – abdukce a addukce [10] (upraveno)

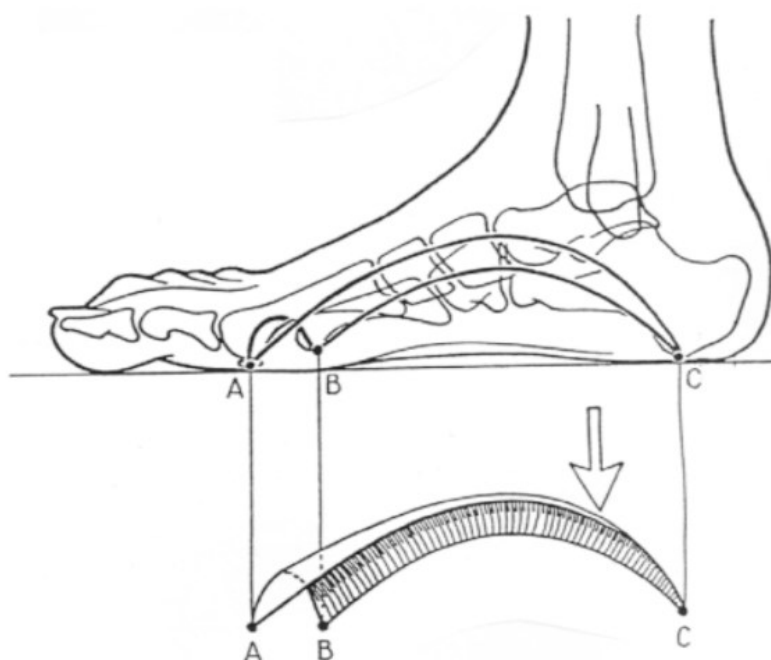
V některých případech dochází ke kombinaci těchto pohybů a často se pojí s pojmy supinace a pronace. Pro lepší představu těchto pohybů lze vysvětlit supinaci jako pohyb, při kterém se zvedá vnitřní strana (palcová strana nohy). U pronace se zvedá zevní strana nohy. [6]



Obrázek 7 Pohyby nohy – pronace a supinace [10] (upraveno)

1.7 Klenba nohy

Klenba nohy se dělí na klenbu podélnou a příčnou a nachází se mezi třemi opěrnými body nohy – hrbolem patní kosti a hlavičkami prvního a pátého metatarzu. Klenby nohy působí jako páky. Napomáhají pohybu těla vpřed při chůzi, běhu i skákání a působí jako tlumič nárazů. Díky klenbám je noha schopná se přizpůsobit nerovnému povrchu a chrání měkké tkáně chodidla nohy. [6; 14]



Obrázek 8 Tři opěrné body – hrbol patní kosti (C), hlavička prvního metatarzu (A) a pátého metatarzu (B) [15]

Podélná klenba se skládá z mediální a laterální části. Mediální část podélné klenby tvoří tyto kosti – vnitřní část patní kosti, hlezenní kost, loďkovitá kost, tři klínové kosti (vnější, prostřední a vnitřní), první, druhá a třetí nártní kost. Tato klenba plní funkci pružnosti a tlumí nárazy. Laterální část podélné klenby je tvořena zevní částí patní kosti, kostí krychlovou a čtvrtou a pátou nártní kostí. Její stavba je uzpůsobena k přenášení váhy a tlaku. U zdravého chodidla je mediální část podélné klenby vyvýšena 15 až 18 mm od povrchu. Zatímco laterální část podélné klenby je nižší, pohybuje se v rozmezí od 3 do 5 mm. [16; 17]

Pokud je podélná nožní klenba vyšší, jedná se o deformitu. Ta se označuje jako lukovitá noha. Naopak při snížené klenbě se jedná o nohu plochou. Obě tyto odchylky mohou způsobovat bolesti, protože noha není schopna správně rozkládat zátěž a tlumit nárazy. Zároveň dochází k nesprávnému rozložení tlaků, což může negativně ovlivnit další části pohybového aparátu. [18]

Příčná klenba se skládá z přední a zadní příčné klenby. Příčná klenba funguje jako tuhá pružinová páka. Ukládá energii a je velice důležitá při pohybu chodidla. Přední příčnou klenbu tvoří hlavička první až páté metatarzální kosti. Zadní příčnou klenbu zase tvoří báze nártních a zánártních kostí. [14]

1.7.1 Změny postavení klenby nohy

Jedním z možných změn postavení klenby je plochá noha, odborně *pes planus*. Při této poruše dochází k snížení podélné nožní klenby oproti normální, v nejhorších případech chodidlo leží zcela naplocho na zemi. Porucha ploché nohy se většinou rozděluje na vrozenou nebo získanou a také na podélnou nebo příčně plochou nohu. Vlivem této poruchy dochází k narušení tlumení nárazů a způsobuje to motorické potíže při funkcích nebo činnostech, kdy je potřeba rovnováhy a stability. Důvodem jejího vzniku může být ochabnutí vnitřních svalů, které pomáhají udržet nožní klenbu, nebo například špatně zvolená obuv. Většinou se standardně k léčbě využívají ortopedické vložky s podpurnými prvky. [8; 18]

Další z možných poruch nožní klenby je lukovitá noha, odborně nazývaná *pes cavus*. Jedná se o poruchu charakterizovanou zvýšenou výškou nožní klenby a také vychýlením subtalárního kloubu, což se projevuje vytočením nohy směrem dovnitř. Ve srovnání s plochou nohou je tato porucha méně častá. Jelikož při této změně postavení nohy dochází k menšímu kontaktu nohy se zemí, tato porucha má vliv na rozložení hmotnosti těla. V důsledku toho jsou opěrné body chodidla vystaveny většímu tlaku při zatížení.

V některých případech může dojít i ke zhoršené schopnosti nohy se přizpůsobit při chůzi různým povrchům. [18]



Obrázek 9 Zobrazení klenby nohy zdravé a možných změn postavení – noha plochá a lukovitá [19]

S těmito poruchami souvisí i valgózní a varózní vychýlení postavení paty. Valgózní noha je stav, kdy se vnitřní strana chodidla sklání směrem dolů, což způsobuje nadměrné zatížení vnitřního okraje nohy a kotníku. Tento problém vzniká v oblasti kloubu mezi hlezenní kostí a patní kostí (subtalární kloub) a často souvisí s plochou nohou, kdy noha postrádá dostatečnou klenbu. Důsledkem mohou být bolesti a obtíže při chůzi nebo běhu. [18]

Varózní noha je opakem nohy valgózní. V tomto případě je noha otočena směrem dovnitř, což znamená, že většina váhy spočívá na vnější straně chodidla. Tento stav může vést k nadměrnému zatížení této oblasti, což způsobuje bolesti a problémy hlavně při chůzi. [18]



Obrázek 10 Valgózní (vbočené), normální a varózní (vybočené) vychýlení postavení paty [20] (upraveno)

1.8 Deformity nohy

V dnešní době se mnoho lidí potýká s deformitami nohy. Některé mohou vzniknout již při narození, k jiným dochází v průběhu života a vyskytují se u všech typů lidí bez ohledu na věk nebo pohlaví. Samotná definice ideálního tvaru nohy je problematická, protože u spousty lidí dochází ke vzniku deformit, ty se však nemusí projevit v každodenním životě. Jedním z důvodů, proč je následně potřeba řešit deformity nohou, je vzniklá bolest, která často může ovlivňovat nejen způsob chůze. [19; 24]

Aspektů způsobujících deformity nohou je mnoho. Může se jednat například o špatně zvolenou velikost obuvi. Ta může ovlivnit postavení prstů, rozkládání tlaků, a nebo aktivitu nožní klenby. V některých případech se již vzniklé deformity mohou ještě dále zhoršovat třeba nadměrnou tělesnou hmotností, slabostí tkání, nadměrnou a dlouhodobou fyzickou námahou nebo nesprávným způsobem stání. [19; 24]

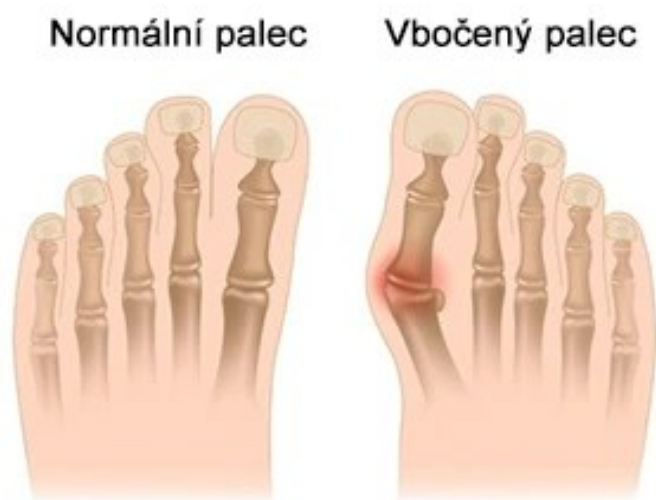
1.8.1 Rozdělení deformit nohy

Deformity nohy se dělí na vrozené a získané. Ty vrozené se ještě mohou dělit na polohové a strukturální. Nejčastější deformita postihující 30–50 % všech vrozených vad nohy, je *pescalcanovalgus*. Tato deformita se projevuje ohnutím nohy směrem nahoru, takže nárt se může dotknout přední části bérce. Dalším z častých deformit je *metatarsus adductus*. Jedná se o onemocnění, při kterém dochází k vychýlení přední části nohy, ať už prstů nebo přednoží, směrem dovnitř. Pata zůstává v normální poloze, ale chodidlo není rovné a nadržuje správný tvar. Obě tyto deformity jsou způsobené špatnou polohou dítěte v děloze. [3]

I u získaných deformit máme rozdělení na deformity statické a sekundární deformity po chorobách a úrazech. Obecně je známo, že noha je za běžných podmínek uzpůsobena ke zvládnutí každodenní zátěže. Protože ale na nohu v průběhu života působí spousta faktorů, může dojít k snížení její funkce, a to je jedním z důvodů vzniku deformit získaných. [3]

Kromě získaných deformit, které byly již zmíněny v předešlé kapitole a týkaly se nožní klenby, vzniká i mnoho dalších deformit. Mezi ně patří vbočený palec, ztuhlý palec, kladívkový prst nebo například paličkový prst. [3]

Vbočený palec, odborně *hallux valgus*, je komplexní deformita prvního metatarzofalangeálního kloubu. Palec se na noze vychyluje směrem k ostatním prstům. Jedná se převážně o deformaci v příčné rovině. [3]



Obrázek 11 Srovnání postavení normálního palce s deformitou vbočeného palce [21]

Při závažném omezení pohybu v prvním metatarzofalangeálním kloubu, vzniká deformita zvaná ztuhlý palec, odborně *hallux rigidus*. Jedná se o konečné stadium osteoartrózy. Postupně snižuje pohyblivost tohoto kloubu. [3]



Obrázek 12 Srovnání normální pohyblivosti palce a pohyblivosti ztuhlého palce [22] (upraveno)

Kladívkový prst, odborně *digitus hammatas*, je deformita prstů na noze. Dochází při nich k nadměrnému ohnutí středního článku některého z prstů dolů. Nejčastěji postihují druhý až čtvrtý prst. [3]

Při nadměrném tlaku na ohybač prstu dochází ke vzniku bolestivých kuřích ok na bříšku prstu. Tato deformita se nazývá paličkový prst, *digitus malleus*. Možným řešením této deformity, před chirurgickým zákrokem, je využití ortopedických pomůcek, které mohou krátkodobě zmírnit bolestivé příznaky. [3; 17]

1.9 Kalceotika

Kalceotika je obor zabývající se návrhem, výrobou a aplikací individuálních ortopedických pomůcek, zejména ortopedické obuvi a speciálních vložek, včetně senzomotorických. Jejím cílem je kompenzace funkčních poruch nohy, prevence přetížení a podpůrná léčba různých deformit a patologických stavů dolních končetin. [3]

Za vložku se dá považovat jakýkoliv materiál vložený mezi chodidlem a vnitřkem obuvi. Mezi prvotní důvody používání v minulosti patřilo jednak pohodlí, ale i snaha korekce určitých deformit a zmírnění bolesti nohou při chůzi. [3; 23]

Vložka může mít široké rozmezí funkcí jako například snížení pronace chodidla, pozitivní ovlivnění příčné a podélné klenby nohy, a nebo snížení působení tlaků na přední část chodidla. Tím zmírňuje příznaky spojené s mechanickými problémy, popřípadě snižuje vznik bolestí nebo jiných ortopedických deformit. Správně zvolená vložka a dobře zvolený materiál může zlepšit mobilitu a schopnost člověka vykonávat běžné každodenní činnosti. [3; 17]

1.9.1 Biomechanická a senzomotorická vložka

Technicky lze rozlišit především dva typy vložek – biomechanické a senzomotorické. Biomechanické vložky se používají v souvislosti s ortopedickými problémy po desetiletí, často jako samostatná léčba nebo jako doplněk k medikaci nebo aktivní terapii v závislosti na konkrétní diagnóze. Jsou navrženy ke korekci chybného postavení chodidla. Jejich cílem je odlehčit a tlumit bolestivá místa, rozložit tlak pod chodidlem a podpořit pasivní struktury, jako jsou vazy a kosti. [24; 25]

Senzomotorické vložky, známé také jako propioceptivní nebo aferentně stimulující, představují alternativu k primárně biomechanicky podpůrným vložkám. Ty jsou založené na principu impulzně generujících tlakových bodech zabudovaných v povrchu vložky. Citlivé receptory v našem těle, proprioceptory, informují náš nervový systém o nejmenších smyslových změnách a napomáhají k udržení vzpřímeného postoje. Nervový systém zpracovává cílené šlachové podněty vytvořené pomocí tlakových bodů ve vložce a reaguje na ně úpravou svalového tonusu. To umožňuje aktivaci nebo uvolnění svalů předvídatelným způsobem. Na rozdíl od pasivně podpůrných vložek probíhá v botě podvědomý trénink svalů chodidla, což zajišťuje dlouhotrvající korekční účinky. [25]



Obrázek 13 Vzhled senzomotorické vložky
[foto Hana Piskořová]

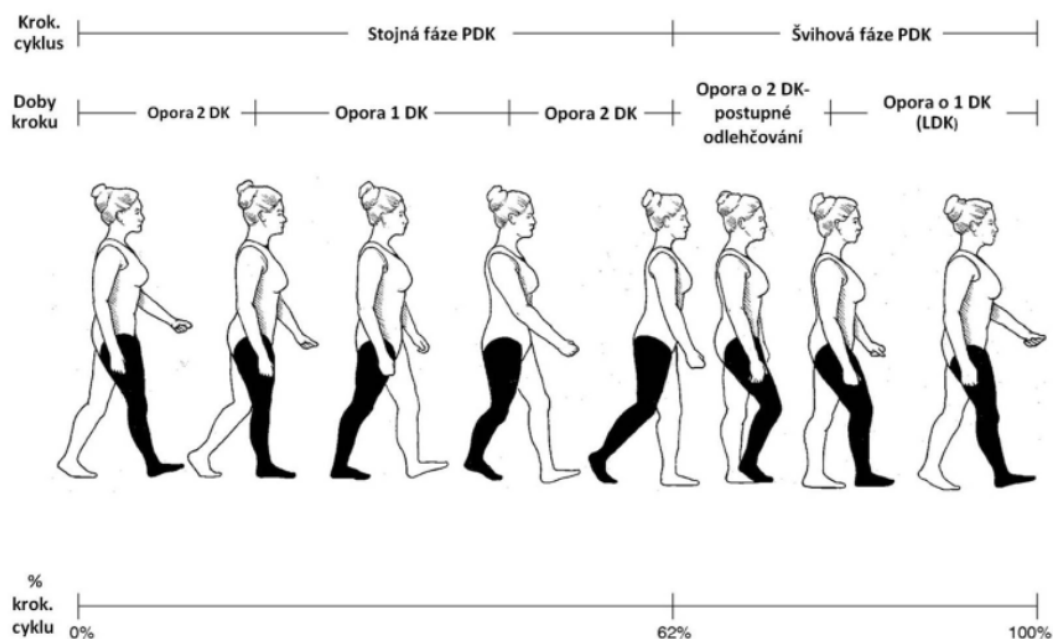
1.10 Kineziologie chůze

Lidská chůze je výsledkem složitého procesu několika orgánů. Těmi jsou mozek, mícha, periferní nervy, svaly, kosti a klouby. Chůzi lze definovat jako jakýkoliv způsob pohybu zahrnující období zatížení a odlehčení končetin. Patří sem například běh, skákání, poskakování. Chůze hraje klíčovou roli v zajištění nezávislosti při každodenních činnostech. [26; 27]

Jedná se o cyklický pohyb, jehož základní jednotkou je krokový cyklus. Za začátek krokového cyklu je pokládán první kontakt jedné nohy se zemí a cyklus končí jejím následným kontaktem. Krokový cyklus se dělí na dvě fáze – fázi stojnou a fázi švihovou. Stojná fáze je část cyklu chůze, kdy je chodidlo v kontaktu se zemí a obvykle představuje přibližně 62 % celkového cyklu normální chůze dospělého člověka. Švihová fáze je definována jako období, kdy se chodidlo již nedotýká země a končetina se pohybuje vpřed v přípravě na další krok. Švihová fáze zabírá zbývajících 38 % cyklu chůze. [13]

Krokový cyklus je rovněž charakterizován osmi různými událostmi, které uspořádaným způsobem vymezují specifické biomechanické funkce nohy. Jeho průběh je znázorněn na Obrázku 14. Stojná fáze se skládá z pěti událostí – počáteční kontakt (initial contact – IC), reakce na zatížení (loading response – LR), střední postoj (midstance – MST), koncový postoj (terminal stance – TST) a předšvihová fáze (preswing – PSW). Navazující švihová

fáze se skládá ze tří dalších událostí – počáteční švih (initial swing – ISW), střední švih (midswing – MSW) a koncový švih (terminal swing – TSW). [13]



Obrázek 14 Průběh stojné a švihové fáze krokového cyklu [28]

1.10.1 Stojná fáze

Počáteční kontakt nastává v okamžiku, kdy se noha dotkne země, a představuje začátek stojné fáze. V tomto momentu je těžiště těla v nejnižší poloze a noha se nastavuje tak, aby zahájila oporu vzepětím paty – prvním kontaktem chodidla se zemí. [13]

Během počátečního kontaktu dochází k dotyku chodidla s povrchem pouze v jediném bodě, což zvyšuje jeho nestabilitu. V následující fázi reakce na zatížení se chodidlo otáčí vpřed a opírá se o patu, čímž zajišťuje stabilní oporu. Tato fáze umožňuje přenos váhy těla na končetinu a zároveň funguje jako tlumič nárazů, protože absorbuje dopad a postupně rozkládá zátěž na celou plochu chodidla. [13]

Střední postoj nastává bezprostředně po reakci na zatížení. Začíná v okamžiku, kdy se opačné chodidlo odlepí od země a vstupuje do švihové fáze. Končí, jakmile těžiště těla zpomaluje svůj pohyb při přechodu přes přední část chodidla stojné končetiny. V této fázi dochází k dorzální flexi kotníku (zdvihání nohy směrem nahoru) a rotaci holenní kosti, což umožňuje plynulý přenos váhy těla. [13]

Koncový postoj zahrnuje druhou polovinu opory jedné končetiny. Začíná zvednutím paty a trvá až do okamžiku, kdy se opačná končetina dotkne země. Předšvihová fáze je poslední

částí stojné fáze. Nastává, když opačná noha došlápne na zem a končí úplným odlepením stojné nohy od povrchu. Toto období uzavírá stojnou fázi a přechází do švihové fáze. Při normální chůzi bývá palec posledním segmentem chodidla, který se před švihovou fází odlepí od země. [13]

1.10.2 Fáze švihu

Fáze švihu představuje druhou část krokového cyklu chůze a je spojena s pohybem končetiny vpřed. Počáteční švih začíná odrazem od špičky a trvá do okamžiku, kdy se švihová noha dostane do úrovně opačné končetiny. V této fázi dochází k rychlému pohybu vpřed, což přispívá ke zvýšení rychlosti chůze. [13]

Střední švih nastává, jakmile švihová noha dosáhne úrovně opačné končetiny a končí ve chvíli, kdy ji předstihne. V tomto okamžiku je holenní kost svislá. Jedná se o přechodnou fázi, kdy se noha stabilizuje v pohybu. [13]

Koncový švih začíná v okamžiku, kdy je holenní kost svislá, a končí, jakmile se chodidlo dotkne země. Tato fáze připravuje nohu na kontakt se zemí a zajišťuje plynulý přechod do dalšího kroku. [13]

2 DIAGNOSTIKA POHYBOVÉHO APARÁTU

Diagnostika pohybového aparátu je klíčová pro identifikaci onemocnění, zranění a funkčních poruch svalů, kostí, kloubů, šlach, vazů a nervového systému. Využívá kombinaci klinického vyšetření, zobrazovacích metod a funkčních testů. [29]

Celý proces začíná lékařskou konzultací. Účelem konzultace je posoudit podněty ovlivňující stav pacienta, určit povahu základní příčiny problému. Poté se stanoví diagnóza a rozhodne se o vhodném postupu léčby. V poslední fázi se následně sleduje a kontroluje účinnost stanovené léčby. [29]

2.1 Klinické vyšetření

Cílem klinického vyšetření je zjistit, jaký problém pacienta trápí. V některých případech to může být velice obtížné, zvláště není-li možné zjistit přesnou příčinu problému. Často se určuje, jak moc je pohybový aparát postižený, což pomáhá ke stanovení vhodné léčby. [3]

Při klinickém vyšetření se nejprve provádí anamnéza. Zjišťují se vývojové vady pohybového aparátu, onemocnění rodinných příslušníků. Provádí se osobní anamnéza. Získávají se informace o vrozených vadách, úrazech, popřípadě hospitalizaci a jejím důvodu. Také se rozebírá současný stav, možné bolesti nebo obtíže, které pacienta omezují. Kromě těchto anamnéz se může zohlednit například sociální anebo pracovní anamnéza. [3]

Následně se zaměřuje vyšetření na stávající onemocnění. Při hodnocení aktuálního onemocnění se u chronických pacientů hodnotí doba vzniku obtíží, jejich charakter, progresi a reakce na léčbu. U pacientů s úrazem se zjišťuje čas, místo, mechanismus a charakter poranění. V obou případech se postupuje chronologicky, přičemž se popisuje bolest (intenzita, lokalizace, šíření, úlevové polohy) a celkové příznaky, jako jsou únava, slabost či horečka. [3; 30; 29]

Poté se provádí fyzikální vyšetření. Obecná prohlídka začíná pozorováním pacienta vestoje. Sleduje se souměrnost postavy ze všech stran, posuzují se tvarové změny, abnormality a asymetrie. Následně se pacient projde tam a zpět. Během chůze se sleduje případné kulhání. Může signalizovat akutní bolest. Dále se pozorují výchylky postavení dolních končetin v jednotlivých fázích krokového cyklu a způsobu odvíjení nohy od země. U dolní končetiny a zejména nohy se podstatná část vyšetření provádí vleže. Kromě zjišťování rozsahu pohybu kloubů nohy se měří i samotná délka dolní končetiny. [29]

Dále se provádí kontrola nohou, při které se sleduje případné abnormální zbarvení, lokalizované otoky nebo deformity zmíněné v předchozích kapitolách. Hodnotí se také podélná klenba nohy pro případnou diagnostiku například ploché nebo lukovité nohy. U tarzálních kloubů se posuzuje rozsah pohybu, konkrétně everze a inverze. [3]

2.2 Funkční zobrazovací metody

S rozvojem mikropočítačových technologií se stále častěji ve vědeckém výzkumu i klinické praxi využívají systémy pro měření plantárního tlaku. Umožňují rozlišit normální a patologickou chůzi, navrhnout vhodné ortézy pro nohy, sledovat vývoj různých poruch a hodnotit účinnost léčebných postupů. [31]

Pro diagnostiku pohybového aparátu je často nezbytné využití zobrazovacích metod, zejména v případech, kdy vizuální vyšetření nestačí. Tyto metody pomáhají zpřesnit diagnózu a usnadnit výběr optimálního léčebného postupu. [31]

Jednou z nejjednodušších metod vyšetření chodidel je plantografie. Tato metoda spočívá ve vytvoření otisku chodidla na papír, například pomocí razítkové barvy nebo alkoholového roztoku taninu. Na základě plantogramu lze určit případné abnormality, nejčastěji plochou nohu. Pro přesnější diagnostiku se využívají pokročilejší zobrazovací metody, jako je podoskop nebo tlaková deska. [3]

2.2.1 Podoskop Podo4Foot

Často používané zařízení pro diagnostiku ortopedických vad nohou je podoskop Podo4Foot. Jeho technologie je založena na sledování dopadu polarizovaného světla na odolný akrylátový povrch. Tento přístroj je vysoce citlivý a umožňuje vyhodnotit tlakové zatížení různých částí plantární plochy chodidla. [32]

Obvykle se skládá z průhledné platformy osvětlené zespodu, což umožňuje detailní pozorování otisků chodidel. Moderní modely jsou opatřeny kamerami a počítačovým softwarem. Ten umožňuje ještě přesnější analýzu a archivaci výsledků vyšetření. [33]

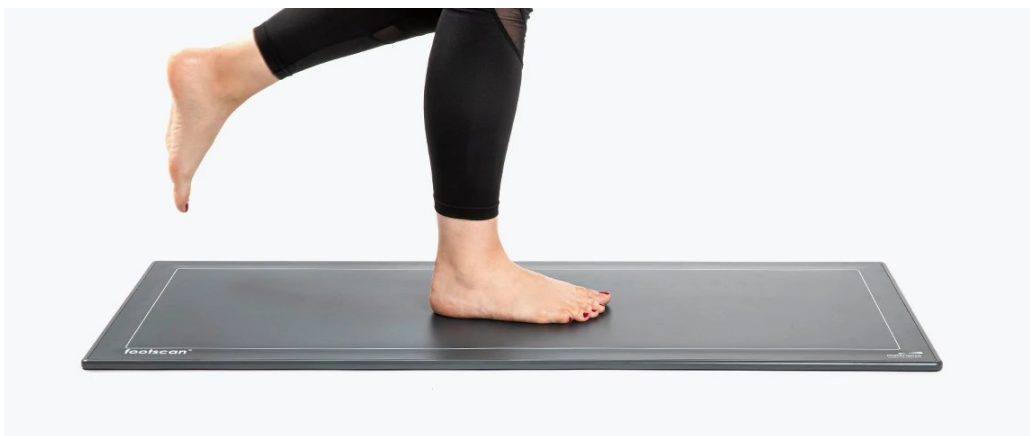
Měření pomocí podoskopu zaznamenává tlak chodidel na plošinu, což umožňuje zjistit symetrii zatížení pravé a levé nohy, stavbu nožní klenby a rozložení tlaku v jednotlivých oblastech chodidel. [34]



Obrázek 15 Podoskop Podo4Foot [32]

2.2.2 Tlaková deska Footscan

Footscan od firmy Materialise je pokročilá technologie určená k detailnímu měření tlaku a rozložení síly působící na chodidla. Tato tlaková deska pracuje s vysokým rozlišením a rychlostí, což umožňuje přesné zachycení dat při statickém i dynamickém měření. Pomocí tohoto zařízení lze analyzovat rozložení hmotnosti, schopnost udržet stabilní postoj a polohu těžiště těla. [35]



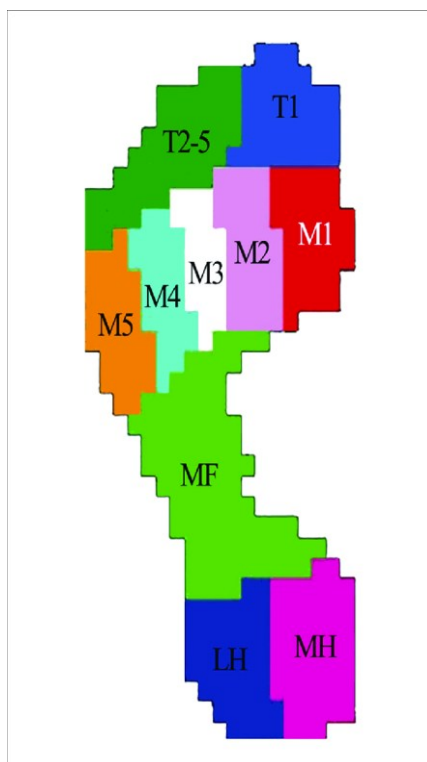
Obrázek 16 Tlaková deska Footscan [36]

Vzhledem ke krátkému času kontaktu nohy se zemí je poměrně náročné zachytit přesné detaily při chůzi. Proto přístroj disponuje hustotou tří senzorů na 1 cm² a měřicí frekvencí až 500 Hz. To umožňuje velmi přesné zaznamenání parametrů chůze. Sensory jsou mimořádně citlivé na změny, což umožňuje získat detailní analýzu tlakových odchylek

v jednotlivých oblastech chodidla. Systém měří dynamický plantární tlak jak při chůzi naboso, tak v obuvi. Umožňuje detailní analýzu rozložení tlaku v celém chodidle. [35]

Následně se získaná data analyzují a software Footscan automaticky rozdělí části nohy do 10 specifických zón – palec (T1), prsty 2.–5. (zóna T2–5), první až pátý metatarz (zóny – M1, M2, M3, M4 a M5), střední část nohy (MF), mediální pata (MH) a laterální pata (LH). Rozdělení nohy do jednotlivých sektorů je znázorněno na Obrázku 17. [37]

Tímto způsobem lze přesně analyzovat rozložení síly a tlaku v jednotlivých oblastech chodidla a propojit je s konkrétními mechanickými funkcemi nohy. Distribuci těchto sil a tlaků lze zobrazit v grafické podobě, což umožňuje detailní náhled na jejich působení v jednotlivých částech chodidla během stojné fáze i chůze. [35]



Obrázek 17 Schématický diagram pro 10 rozdělených zón chodidla: palec (T1), 2.–5. prsty (T2–5), první až pátý metatarz (M1, M2, M3, M4 a M5), střední část nohy (MF), mediální pata (MH) a laterální pata (LH) [37]

3 STATISTICKÉ METODY ANALÝZY DAT

Jedním ze základních způsobů získávání informací o sledovaném jevu je měření. V praxi však měření nikdy neprobíhá za zcela konstantních podmínek, což vede k přirozené variabilitě výsledků. Měřicí přístroje jsou omezeny svou přesností a vnějšími faktory, jako jsou změny prostředí či lidský faktor, které mohou ovlivnit naměřené hodnoty. Tyto nepřesnosti způsobují rozptýlení dat, a proto je nezbytné výsledky statisticky vyhodnotit a identifikovat případné nesrovnalosti. [38]

Analýza dat je klíčovým krokem při zpracování informací, protože umožňuje odhalit vzorce a případné odchylky. Správně provedená analýza pomáhá lépe pochopit zkoumaný problém. Rovněž poskytuje podklady pro kvalifikovaná rozhodnutí. Pomocí statistických metod a vizualizačních technik lze data nejen efektivně shrnout, ale také zpřehlednit, což usnadňuje jejich interpretaci. Cílem analýzy dat není pouze popsat získané informace, ale také odhalit skryté souvislosti. [38]

3.1 Míra variability

Statistické soubory se liší mírou své proměnlivosti. Pokud je variabilita nízká, hodnoty v souboru jsou si vzájemně podobné, a proto mohou být aritmetický průměr, medián nebo modus spolehlivými ukazateli celkových hodnot. Naopak při vysoké variabilitě jsou rozdíly mezi jednotlivými hodnotami výrazné a není možné vycházet z těchto ukazatelů. [38; 39]

Aritmetický průměr či medián poskytují informaci o typické hodnotě v souboru, ale nevypovídají o tom, jak moc se jednotlivé hodnoty od tohoto ukazatele odchylují. K popisu těchto rozdílů slouží míry variability. Ukazují, jak jsou hodnoty rozprostřeny kolem střední hodnoty a zda se v souboru vyskytují případné odlehlé hodnoty. Charakteristiku variability lze vyjádřit různými parametry jako jsou například variační rozpětí, rozptyl, směrodatná odchylka nebo variační koeficient. [38; 39]

Variační koeficient (CV) představuje jeden z nejpoužívanějších relativních ukazatelů variability. Na rozdíl od rozptylu nebo směrodatné odchylky vyjadřující absolutní míru rozptýlení hodnot, variační koeficient umožňuje porovnávat variabilitu mezi soubory s různými jednotkami nebo odlišnými průměrnými hodnotami. Počítá se jako poměr směrodatné odchylky k aritmetickému průměru a často se vyjadřuje v procentech. [38; 39]

$$CV = \frac{s}{\bar{x}} \times 100 \% \quad (1)$$

CV variační koeficient [%]

s směrodatní odchylka [-]

$\bar{x}$ aritmetický průměr [-]

Díky této vlastnosti je variační koeficient obzvláště užitečný v případech, kdy je potřeba porovnat rozdíly v proměnlivosti mezi dvěma či více statistickými soubory. Vysoká hodnota variačního koeficientu naznačuje větší rozptyl hodnot vůči průměrné hodnotě souboru, zatímco nízká hodnota signalizuje, že hodnoty jsou soustředěny blíže k průměrné hodnotě. [38; 39]

3.2 Jednoduché grafické metody zpracování dat

Vizualizace dat hraje klíčovou roli při jejich analýze a je nezbytná pro pochopení jejich charakteru, identifikaci rozdílů a případných odlehlých hodnot. Tento způsob zpracování dat nejen usnadňuje porozumění jejich struktuře, ale také umožňuje snadné porovnávání dvou či více souborů. Vizualizace dat je jedním z nástrojů pro interpretaci velkých datových souborů, avšak bez statistického rozboru by mohlo docházet k nesrovnalostem a chybným závěrům. Mezi nejčastěji používané metody vizuálního zpracování dat patří například koláčové grafy, krabicové diagramy, histogramy, bodové grafy a sloupcové grafy. [40]

3.2.1 Bodový a spojnicový graf

Bodový graf je jedním z nejčastěji používaných nástrojů pro vizualizaci vztahů mezi dvěma kvantitativními proměnnými. Tento typ grafu znázorňuje jednotlivé hodnoty jako body v kartézském souřadnicovém systému, kde jedna osa představuje nezávislou proměnnou a druhá osa závislou proměnnou. Bodové grafy jsou obzvláště užitečné při zkoumání korelací a závislostí mezi proměnnými, přičemž mohou odhalit i třeba odlehlé hodnoty. [41]

Speciálním případem bodového grafu je spojnicový graf, který kromě jednotlivých bodů, spojuje tyto body čarou. Tento typ vizualizace je často používán v časových řadách, kde sledujeme vývoj určité veličiny v čase. Díky propojení bodů křivkou je možné lépe sledovat trendy, sezónní vzory či jiné dynamické změny v datech. [41]

Při interpretaci bodových grafů je důležité vzít v úvahu nejen samotné rozložení bodů, ale také další faktory, jako je přítomnost odlehlých hodnot, hustota bodů v určitých oblastech nebo možnost zkreslení dat. [41]

3.2.2 Histogramy

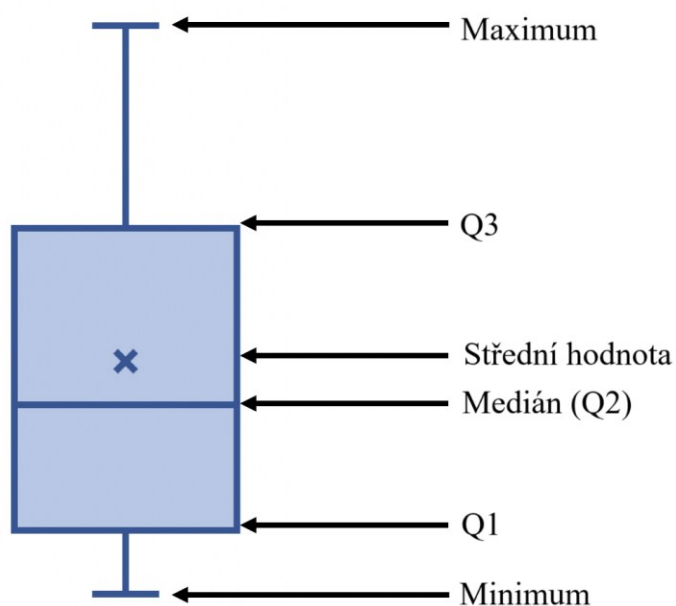
Pro zkoumání rozdělení dat a vizualizaci frekvence výskytu určitých hodnot jsou velmi užitečné histogramy. Tyto grafy prezentují, jak často se v souborech dat vyskytují jednotlivé hodnoty. Histogramy mohou mít spoustu tvarů. Jedním z těch nejběžnějších je normálová distribuce. Obvykle tento tvar představuje „zvon“ a typicky se body vyskytují na obou stranách stejně od průměrné hodnoty. Zda daný histogram má normálové rozdělení, je potřeba provést zjištění pomocí statistických testů. Kromě tohoto typu histogramu se ale může například jednat i o bimodální rozdělení nebo šikmé. Šikmé distribuce nejsou symetrické a obvykle se vrchol distribuce nachází mimo střed. Oproti tomu bimodální histogram má distribuci rozdělenou na dva vrcholy. [42]

Histogramy jsou velice užitečné, protože umožňují posuzovat rovnoměrnost rozdělení dat, kde jsou hodnoty nejvíce soustředěny, popřípadě jaké jsou extrémy, a nebo možné vyskytující se abnormality nebo případné odchylky. [42]

3.2.3 Krabicový diagram

Krabicový diagram, označovaný také jako box plot, je vizuální nástroj pro znázornění rozložení souboru dat. Díky své přehlednosti umožňuje snadno porovnávat různé soubory dat. Většinou se uplatňuje při porovnání více souborů dat mezi sebou. Vzhledem k jeho jednoduchosti ale tyto diagramy neumožňují detailní vizualizaci rozložení dat tak, jak je to možné pomocí histogramů. [43]

Vizuálně krabicový diagram znázorňuje pět klíčových statistických hodnot souboru dat – minimum, první kvartil, medián, třetí kvartil a maximum. Minimum představuje nejnížší hodnotu v souboru, která není považována za odlehlou. První kvartil (Q_1) označuje hodnotu, pod kterou leží 25 % dat. Medián (M_d) pak představuje střední hodnotu souboru, kdy polovina dat je menší a polovina větší než tato hodnota. Třetí kvartil (Q_3) vymezuje hranici, pod kterou spadá 75 % hodnot. Maximum označuje nejvyšší hodnotu, jež není považována za odlehlou. Vzdálenost od prvního do třetího kvartilu je označována jako interkvartilový rozsah (IQR). Kromě těchto základních prvků mohou být v diagramu vyznačeny také odlehlé hodnoty výrazně se odlišující od hlavního rozložení dat. [38]



Obrázek 18 Krabicový diagram s vyznačenými klíčovými statistickými hodnotami: minimum, první kvartil (Q1), medián (Q2), střední hodnota, třetí kvartil (Q3) a maximum [44] (upraveno)

V některých variantách krabicového diagramu může být uveden i aritmetický průměr souboru dat. Aritmetický průměr je užitečný pro popis centrální tendence dat, ale může být ovlivněn odlehlými hodnotami, což může vést ke zkreslení výsledků. Linie vycházející z krabice, znázorněny na Obrázku 18, se označují jako vousy a představují rozsah dat mimo hlavní krabici, která je ohraničena prvním a třetím kvantilem. [43]

II PRAKTICKÁ ČÁST

4 DEFINOVÁNÍ CÍLŮ, EXPERIMENTÁLNÍ METODOLOGIE A ANALÝZA ZÍSKANÝCH DAT

Hlavním cílem této bakalářské práce je statisticky vyhodnotit, jak nošení senzomotorických vložek pozitivně ovlivňuje kvalitu chůze. V současnosti existuje jen omezené množství studií, které by tento předpoklad jednoznačně potvrdily, nebo vyvrátily. Pro posouzení tohoto vlivu byl vybrán parametr tlaku chodidla působícího na podložku při chůzi v běžné obuvi s běžnou vkládací vložkou a se senzomotorickou vložkou. Ke sběru potřebných dat byla využita tlaková deska Footscan spolu se softwarem Footscan 9.5.7.

4.1 Charakteristika testovaného subjektu

Tato bakalářská práce se zaměřuje na případovou studii mladé ženy ve věku 22 let, která je i její autorkou. Na základě vstupního vyšetření splňovala veškerá kritéria pro zařazení do studie. Autorka si byla vědoma nutnosti zachování objektivity a snažila se minimalizovat možné subjektivní zkreslení. V souladu s etickými zásadami byly veškeré osobní údaje zpracovány s důrazem na ochranu soukromí.

Nejprve u probandky proběhlo vstupní vyšetření pod vedením specializovaného podologa. Zahrnovalo podrobnou anamnézu o jejím zdravotním stavu a možných problémech s pohybovým aparátem. Dále bylo provedeno vizuální hodnocení držení těla a pohybu. Toto hodnocení probíhalo nejprve ve stoji, kde byla sledována její přirozená poloha těla, a poté při chůzi. Už v této fázi bylo možné zaznamenat určité odchylky od správného postavení těla, což mohlo naznačovat problémy s pohybovým aparátem nebo svalovou nerovnováhu.

Část vyšetření bylo provedeno vleže a pomocí hmatu se zjišťovalo svalové napětí, bolest, tvar klenby a pohyblivost nebo ztuhlost kloubů. Změřila se vzdálenost od kyčelního kloubu ke kotníku u obou končetin a byl zjištěn zkrat délky pravé končetiny.

Následně byly k posouzení využity funkční zobrazovací metody. Probandka byla vyšetřena pomocí podoskopu Podo4Foot a tlakové desky Footscan od firmy Materialise. Probandka byla vyzvána, aby se postavila na podoskop a pomocí kamery, která je součástí tohoto přístroje, se za účelem posouzení vychýlení paty snímalo postavení paty a také klenba pro diagnostiku případné ploché nebo vysoké nohy. Jelikož se podoskop využívá pouze k rychlé a jednoduché vizuální kontrole chodidel, bylo nutné pro detailnější vyšetření použít i tlakovou desku Footscan.

Nejprve byla provedena statická analýza. Probandka se oběma nohama postavila na tlakovou desku, kde se hodnotilo tlakové zatížení jednotlivých částí nohy. Nezbytnou částí vyšetření byla pak i dynamická analýza. Měření probíhalo během chůze rovněž na tlakové desce. V průběhu měření se zaznamenávalo do softwaru, který je součástí tlakové desky, rozložení tlaku v jednotlivých fázích kroku.

Na základě celého vyšetření byla u probandky diagnostikována snížená podélná i příčná klenba a zkrat pravé dolní končetiny o 1 cm. Dolní končetiny vykazovaly valgozitu, především v oblasti paty a sníženou svalovou aktivitu, což mohlo ovlivnit stabilitu a celkový pohybový stereotyp.

Tyto odchylky od normálního tvaru a funkce chodidla byly klíčovými faktory pro doporučení a následné zhotovení individuálních senzomotorických vložek PROPRIO® firmy Springer.

4.2 Metodický postup experimentu

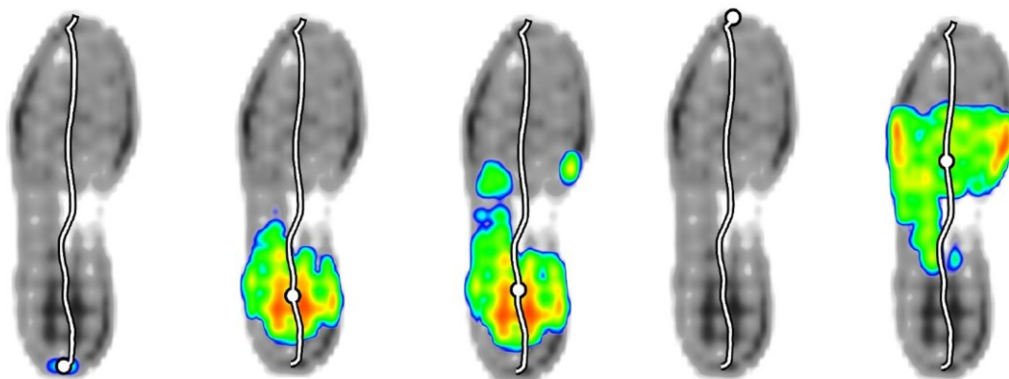
Pro zjištění vlivu senzomotorické vložky bylo měření rozděleno do dvou částí. První část zahrnovala měření chodidel probandky při chůzi v obuvi s běžnou vkládací vložkou, zatímco ve druhé části byla do stejné obuvi, místo běžné vkládací vložky, vložena upravená senzomotorická vložka. Obě měření byla realizována pomocí tlakové desky Footscan. Ta zaznamenávala data prostřednictvím softwaru Footscan 9.5.7. Získaná data byla následně exportována do programu Microsoft Excel a ke statistickému vyhodnocení byl využit software Minitab 17. Ten umožnil provádění analýz a tvorbu potřebných grafů.

4.3 Průběh experimentu

Ke správnému provedení měření a k minimalizaci vzniku odlehlých hodnot bylo nutné přesně dodržet stanovený postup. Probandka s ním byla předem seznámena. Před samotným měřením bylo také potřeba provést kalibraci tlakové desky podle manuálu výrobce. Během kalibrace byly do počítače s nainstalovaným příslušným software zaznamenány nezbytné informace o probandce.

Měření bylo zaměřeno na dynamickou analýzu chůze, při níž byly zaznamenávány parametry pohybu a časové změny tlaku během jednotlivých fází kroku. Obrázek 19 ilustruje způsob snímání tlaku nohy během chůze pomocí tlakové desky Footscan. Zobrazuje jednotlivé fáze kroku od prvního kontaktu nohy se zemí až po její úplné odlehčení a poskytuje vizuální přehled o průběžném rozložení tlaku. Díky tomu je možné detailně

analyzovat, jak se mění zatížení v různých částech chodidla během chůze. To umožnilo lepší posouzení vlivu senzomotorických vložek.



Obrázek 19 Snímání tlaku nohy během chůze pomocí tlakové desky Footscan
[autor]

Před použitím bylo nutné senzomotorické vložky upravit do požadovaného tvaru tak, aby přesně odpovídaly velikosti zvolené obuvi, jelikož výrobce dodává pouze prefabrikát o určité velikosti.

4.3.1 Proces dynamického měření

Probandka se před samotným měřením několikrát prošla po desce ve vzpřímené poloze se vztyčenou hlavou, aby si osvojila přirozenou chůzi. Zajistil se kontakt obou končetin s tlakovou deskou v měřeném prostoru, a také aby bylo možné zaznamenat dva kroky.

Následně bylo spuštěno první měření a probandka byla vyzvána, aby se osmkrát, čtyřikrát tam a čtyřikrát zpět, prošla po tlakové desce. Nejprve se probandka procházela obuta po desce v obuvi s běžnou vkládací vložkou. Po skončení první části měření se pak vyměnila v obuvi běžná vkládací vložka za senzomotorickou a stejně jako u předešlého měření se probandka také osmkrát prošla po tlakové desce stejným způsobem.

4.4 Zpracování dat pro dynamickou analýzu

Pomocí tlakové desky Footscan byly zaznamenány parametry o rozložení tlaku na chodidlech během chůze. Zapisovaly se do softwaru Footscan 9.5.7. Jak již bylo zmíněno v předešlé kapitole, při měření byly zachyceny dva kroky tak, aby představovaly jeden krokový cyklus. Aby bylo možné provést jejich podrobnou analýzu naměřených dat a dojít k požadovaným výsledkům, bylo potřeba naměřená data zpracovat.

Data s jednotlivými parametry bylo nutné exportovat do tabulkového procesoru Microsoft Excel. Tento soubor zahrnoval, kromě jiných, data o distribuci síly v časových intervalech při jednotlivých krocích, zvlášť pro levé a pravé chodidlo. V tabulkovém procesoru se získaná data upravila a převedla do softwaru Minitab 17, pomocí něhož bylo možné následně provést statistickou analýzu.

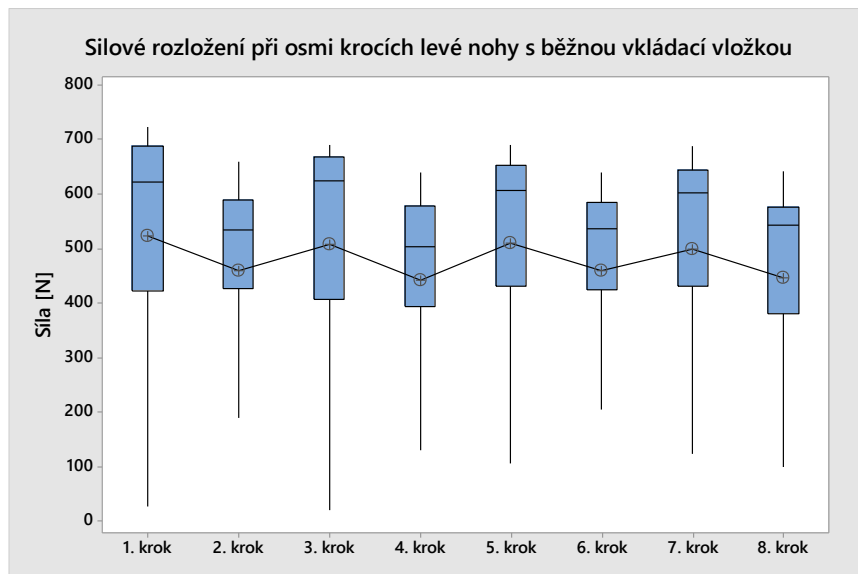
5 VYHODNOCENÍ NAMĚŘENÝCH DAT

Tato kapitola se zaměřuje na vyhodnocení naměřených dat získaných pomocí tlakové desky Footscan při obou podmínkách měření, jak při obutí s běžnou vkládací vložkou, tak i se senzomotorickou vložkou. Jak již bylo zmíněno na začátku, hlavním cílem je prokázat pozitivní vliv senzomotorických vložek na chůzi. Na základě porovnání naměřených dat bylo možné zjistit, zda při používání senzomotorické vložky došlo k odlehčení chodidla a většímu rozložení tlaku oproti běžné vkládací vložce.

Stěžejním parametrem této práce je porovnávání dynamických aspektů, zejména síly jako ukazatele tlakového zatížení působícího na chodidla v časovém intervalu během krokového cyklu. Pro vizualizaci naměřených dat byly použity spojnicové grafy, které umožňují sledovat časový průběh síly působící na levou i pravou nohu při jednotlivých krocích. Tyto grafy zároveň umožňují vzájemné porovnání souborů dat odpovídajících jednotlivým vložkám. Dále byly využity krabicové diagramy k analýze rozložení hodnot síly, neboť poskytují přehled o mediánu, variabilitě a případných odlehlých hodnotách. Krabicové diagramy tak umožňují lépe porozumět rozptylu dat a identifikovat rozdíly mezi jednotlivými podmínkami měření. Kromě toho byly vytvořeny i histogramy, které znázorňují rozložení působící síly na pravou a levou nohu při jednotlivých krocích, což usnadňuje vizuální porovnání četností různých hodnot síly.

5.1 Zobrazení působení síly na chodidla při dynamické fázi pomocí krabicových diagramů

Nejprve byly vytvořeny krabicové diagramy pro obě chodidla s běžnou vkládací vložkou. Tyto diagramy umožňují porovnání rozložení síly jako ukazatele tlakového zatížení působícího na nohu během osmi kroků na tlakovou desku, po níž se procházelo tam a zpět. To umožnilo prvotní vizualizaci celého souboru dat. Krabicový diagram pro levou nohu je znázorněn na Obrázku 20. Osa x představuje jednotlivé kroky, zatímco osa y znázorňuje velikost síly v newtonech (N), naměřená tlakovou deskou Footscan.



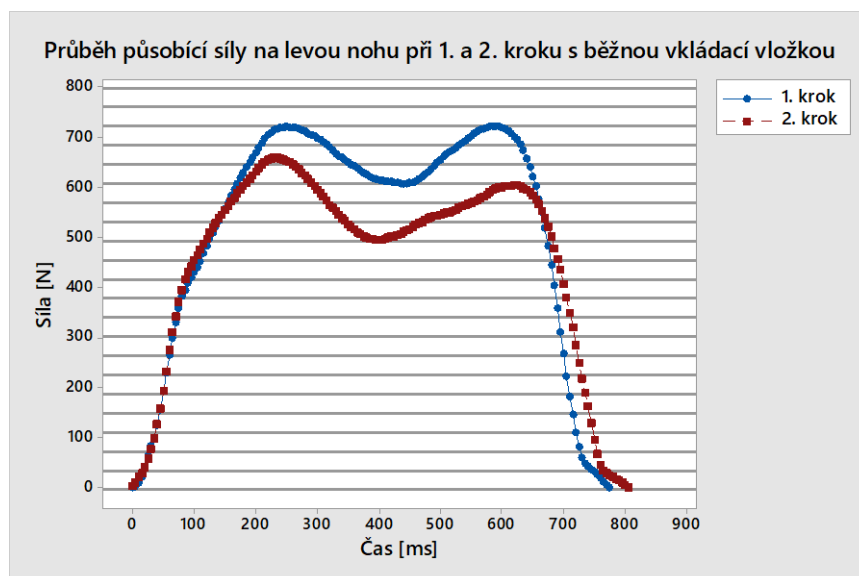
Obrázek 20 Krabicový diagram rozložení působící síly na levou nohu během osmi kroků s běžnou vkládací vložkou [autor]

Už na první pohled lze pozorovat pravidelné kolísání aritmetických průměrů síly v jednotlivých krocích. Ty střídavě rostou a klesají, čímž vznikly dvě skupiny kroků. Do první patřil první, třetí, pátý a sedmý krok a do druhé skupiny druhý, čtvrtý, šestý a osmý krok. To vedlo k otázce, co způsobilo tuto abnormalitu, jelikož se jedná o poměrně neobvyklý vzorec chůze. I přestože každý jedinec má svůj specifický vzorec chůze odlišující se od ostatních, bylo potřeba nalézt příčinu tohoto jevu.

Pro lepší pochopení tohoto stereotypu chůze a jasnější představu o popisu směru pohybu byly využity světové strany – východ a západ. Probandka se pohybovala po tlakové desce tam a zpět, přičemž sledované směry byly z východu na západ a ze západu na východ. Jak je patrné z krabicového diagramu na Obrázku 20, střídání velikosti síly vykazuje pravidelné změny, což naznačuje, že při každém otočení probandky kvůli opakovanému přecházení po tlakové desce, došlo ke změně krokového vzorce.

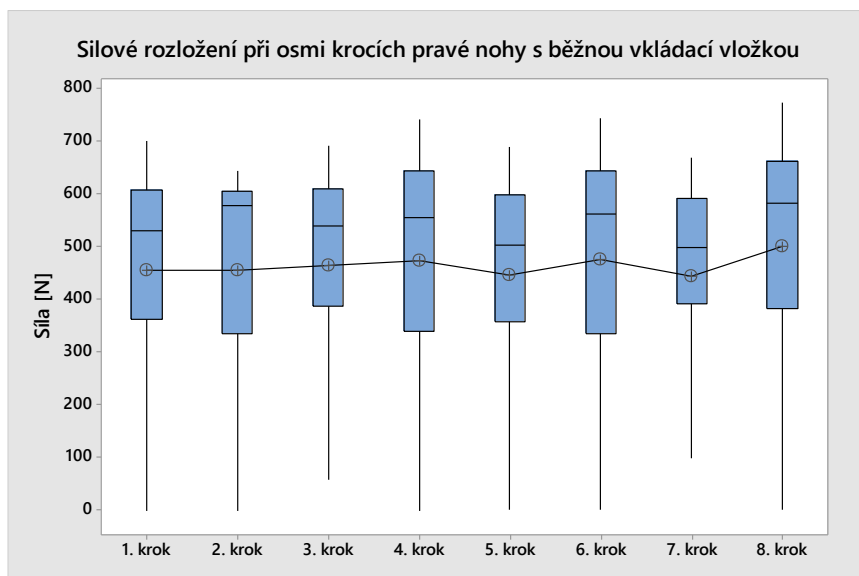
Vzhledem k tomu, že krabicové diagramy nejsou schopny detailně zobrazit proměnlivost síly v závislosti na čase, byl sestaven graf pro první a druhý krok levé nohy. Je znázorněn na Obrázku 21 (níže). Osa x znázorňovala časový průběh měření, zatímco osa y udávala velikost působící síly. Tento graf umožňuje výrazně lepší srovnání změn velikosti působícího tlaku mezi jednotlivými kroky. Na tomto obrázku lze zaznamenat, že se celkový časový průběh změny síly během obou kroků výrazně odlišoval, jak při počátečním kontaktu, střední fázi postoje, tak i při konečné předšvihové fázi. Na jeho základě bylo

možné potvrdit hypotézu, že změna směru chůze je příčinou změn tlakového zatížení mezi kroky.



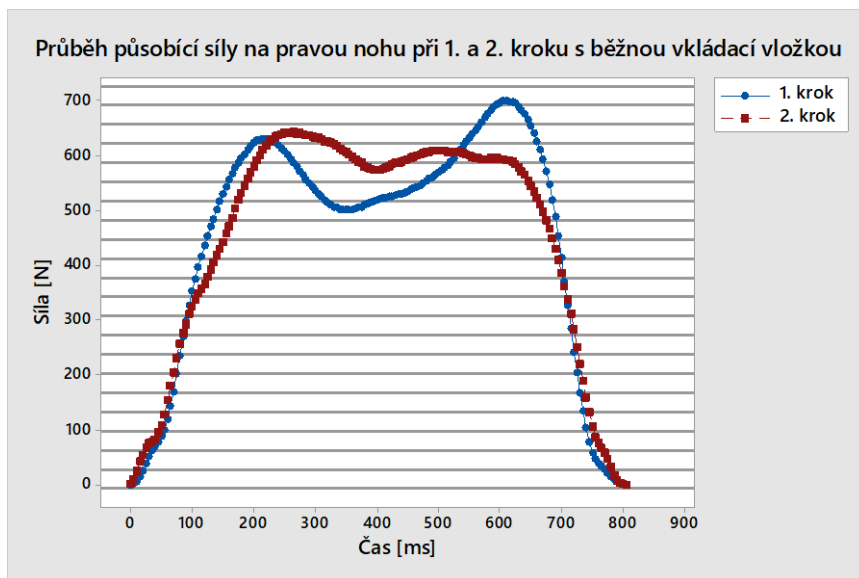
Obrázek 21 Spojnicový graf znázorňující průběh působící síly na levou nohu při 1. a 2. kroku s běžnou vkládací vložkou [autor]

Tato hypotéza byla potvrzena, nejprve pro levé chodidlo a bylo proto nutné zjistit, zda platí i pro pravé chodidlo. Z tohoto důvodu byl sestrojen krabicový diagram pro osm kroků pravé nohy s běžnou vkládací vložkou, který je znázorněn na Obrázku 22. V porovnání s krabicovým diagramem pro levou nohu lze pozorovat menší rozdíly v rozsahu interkvartilového rozpětí, avšak je patrné, že při chůzi z východu na západ a ze západu na východ došlo během jednotlivých kroků k odlišnostem tlakového zatížení.



Obrázek 22 Krabicový diagram rozložení působící síly na pravou nohu během osmi kroků s běžnou vkládací vložkou [autor]

Pro potvrzení hypotézy byl také sestrojen spojnicový graf 1. a 2. kroku pravé nohy, uveden na Obrázku 23. I v tomto grafu se sestrojené křivky od sebe lišily během celé stojné fáze, což dokazuje, že změna směru chůze má skutečně vliv na rozložení tlakového zatížení na chodidla.



Obrázek 23 Spojnicový graf znázorňující průběh působící síly na pravou nohu při 1. a 2. kroku s běžnou vkládací vložkou [autor]

Jednotlivé statistické parametry vypočítané pomocí softwaru na základě naměřených dat jsou uvedeny v tabulkách odpovídajících sestaveným krabicovým diagramům.

Tabulka 1 zachycuje jednotlivé parametry naměřených souborů pro levou nohu s běžnou vkládací vložkou. Tabulka uvádí celkový počet hodnot (n), z nichž byly parametry odvozeny a dále aritmetické průměr síly ($\bar{x}$), směrodatnou odchylku (σ), variační koeficient (CV), minimální hodnotu síly (Min), kvartilové hodnoty (Q1, Q3), medián (Md), také i maximální hodnotu síly (Max) a z nich odvozené ukazatele – rozpětí (R) a interkvartilové rozpětí (IQR). Tyto hodnoty byly následně vyhodnocovány.

Tabulka 1 Statistické parametry vypočítané pro levou nohu s běžnou vkládací vložkou – počet měření (n), aritmetický průměr síly ($\bar{x}$), směrodatná odchylka (σ), variační koeficient (CV), minimální hodnota síly (Min), kvartilové hodnoty (Q1, Q3), medián (Md), maximální hodnota síly (Max), rozpětí (R) a interkvartilové rozpětí (IQR) dopočítané pomocí softwaru Minitab 17

Pořadí kroků [-]	n [-]	$\bar{x}$ [N]	σ [N]	CV [%]	Min [N]	Q1 [N]	Md [N]	Q3 [N]	Max [N]	R [N]	IQR [N]
1.	156	523,8	230,2	43,96	1,2	424,1	622,6	689,0	723,9	722,6	264,9
2.	162	461,0	194,2	42,12	1,5	427,6	535,0	589,7	660,4	658,9	162,1
3.	152	508,4	225,5	44,35	1,7	408,1	626,3	669,4	691,0	689,2	261,3
4.	150	442,1	190,0	42,99	0,4	393,6	505,1	579,2	640,7	640,3	185,5
5.	146	510,8	213,3	41,76	1,0	432,8	607,7	653,5	691,7	690,7	220,7
6.	149	460,3	190,1	41,31	0,6	425,9	537,2	584,6	640,8	640,3	158,7
7.	150	499,2	216,8	43,44	0,6	431,4	603,3	644,6	688,4	687,8	213,2
8.	154	448,0	199,4	44,51	0,8	381,1	544,3	576,8	641,9	641,0	195,7

[autor]

V tabulce 2 jsou zaznamenány hodnoty pro pravou nohu také s běžnou vkládací vložkou. V tabulkách lze pozorovat rozdíly hodnot mezi levou a pravou nohou. U levé nohy jsou aritmetické průměry zatížení obecně vyšší než u pravé nohy, například u 1. kroku je to 523,8 N u levé nohy oproti 456,0 N u nohy pravé. Také první a třetí kvartily jsou pro levou nohu vyšší. Pravá noha vykazuje větší variabilitu (IQR), což může naznačovat nižší stabilitu zatížení. Tyto rozdíly mohou souviset s individuální dominancí nohou. Vzhledem k tomu, že dominantní nohou probandky je pravá noha, vyšší variabilita zatížení tuto dominanci potvrzuje. Pravá noha je pravděpodobně více zapojována do dynamických pohybů a stabilizačních úkolů, což může vést k větší variabilitě tlakového zatížení. Oproti tomu levá

noha vykazuje stabilnější rozložení tlaku. Může to naznačovat její roli v opěrné funkci během chůze.

Tabulka 2 Statistické parametry vypočítané pro pravou nohu s běžnou vkladací vložkou – počet měření (n), aritmetický průměr síly ($\bar{x}$), směrodatná odchylka (σ), variační koeficient (CV), minimální hodnota síly (Min), kvartilové hodnoty (Q1, Q3), medián (Md), maximální hodnota síly (Max), rozpětí (R) a interkvartilové rozpětí (IQR) dopočítané pomocí softwaru Minitab 17

Pořadí kroků [-]	n [-]	$\bar{x}$ [N]	σ [N]	CV [%]	Min [N]	Q1 [N]	Md [N]	Q3 [N]	Max [N]	R [N]	IQR [N]
1.	161	456,0	214,9	47,12	0,3	362,5	531,1	607,1	700,9	700,6	244,6
2.	162	456,7	207,6	45,45	0,3	334,8	578,8	605,7	643,9	643,6	270,9
3.	157	464,8	209,3	45,03	0,9	387,0	539,4	611,3	691,5	690,5	224,3
4.	148	474,0	230,2	48,56	0,3	340,9	556,9	643,6	743,1	742,9	302,6
5.	149	446,5	205,3	45,98	0,6	357,4	503,8	599,9	690,6	689,9	242,5
6.	144	476,6	227,9	47,81	0,9	334,5	561,9	643,7	743,8	742,9	309,2
7.	152	443,7	202,5	45,65	0,4	391,4	498,6	591,5	669,2	668,8	200,1
8.	149	501,0	232,8	46,46	0,8	383,7	583,8	663,1	773,1	772,4	279,4

[autor]

Aritmetický průměr v tomto souboru vyjadřuje centrální tendenci dat, avšak sama o sobě nemusí dostatečně vystihovat jejich rozptýlení. Proto je v této tabulce vhodné věnovat větší pozornost koeficientu variability. Z tohoto parametru vyplývá otázka, zda aritmetický průměr ($\bar{x}$), nacházející se v tabulce, má vůbec význam a je možné z této hodnoty dále vycházet. Proto bylo nutné ověřit míru variability.

5.1.1 Měření variability

Na základě kapitoly 3.1 Míra variability bylo zjištěno, že aritmetický průměr je užitečný pro nalezení "centrální" hodnoty dat, ale bez koeficientu variability nelze říct, jak moc se data kolem tohoto průměru rozptylují. Proto bylo potřeba spočítat podle Vzorce 1 variační koeficienty pro jednotlivé kroky, jak pro levou, tak i pravou nohu.

Vzorový způsob dopočítání všech variačních koeficientů byl proveden pro 1. krok pravé nohy s běžnou vkládací vložkou:

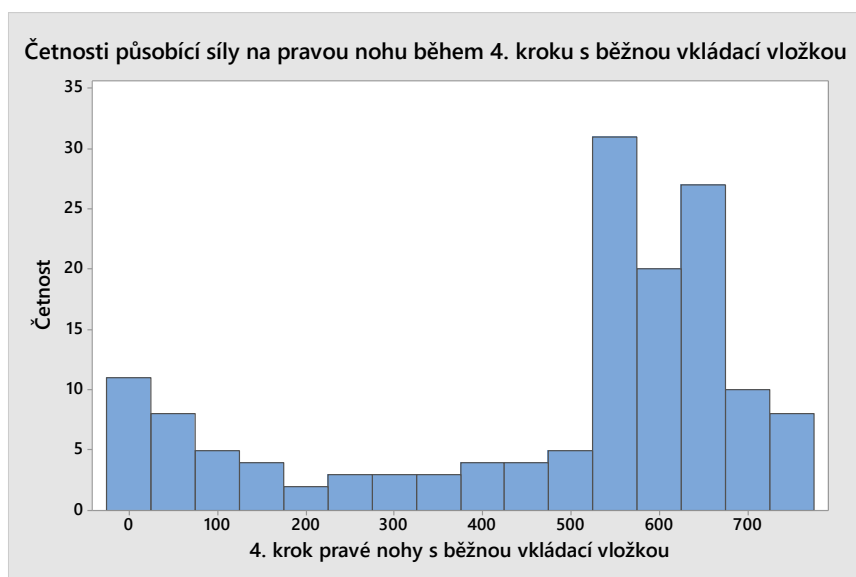
$$CV = \frac{214,9}{456} \times 100 \% \quad (1)$$

$$CV = 47,12 \%$$

Stejným způsobem byly dopočítány všechny ostatní variační koeficienty. Jsou znázorněny pro jednotlivé nohy v Tabulce 1 a 2. Jak je možné na základě těchto hodnot vyvodit, koeficienty variability se pohybují kolem 50 %, což vypovídá o tom, že vzhledem k vysokému rozptylu hodnot, není možné použít k posouzení aritmetický průměr.

5.1.2 Posouzení normálového rozdělení

Stejně jako koeficient variability, tak i normálové rozdělení zobrazuje rozložení dat, ale symetricky kolem průměru, kdy většina hodnot se soustřeďuje kolem aritmetického průměru souboru. Bylo potřeba zjistit, zda se naměřené hodnoty v jednotlivých krocích pohybují obdobně nebo ne. Proto byly sestrojeny histogramy četnosti rozložení působící síly pro všechny kroky s běžnou vkládací vložkou. Jeden z těchto histogramů je vyobrazen na Obrázku 24.



Obrázek 24 Histogram znázorňující četnosti působících síly na pravou nohu během 4. kroku s běžnou vkládací vložkou [autor]

Tento graf prezentuje rozložení působícího tlaku při vybraném 4. kroku pravé nohy s běžnou vkládací vložkou. Jak je zjevné na tomto grafu, nejvíce hodnot se nepohybovalo ve středu, tak jak udává teorie pro popis normálového rozdělení, ale až přibližně v třetí třetině grafu.

Na základě toho lze usuzovat, že tento histogram nemá normálové rozložení dat. Velice obdobným způsobem se chovaly hodnoty všech ostatních kroků jak pro levou, tak i pravou nohu.

K tomu, aby bylo možné prohlásit, zda naměřená data mají normálové rozdělení, by bylo třeba provést statistické testy. Avšak vzhledem k rozsahu práce a časovým možnostem nebyly tyto testy v této práci provedeny.

6 ANALÝZA VÝSLEDKŮ

Statistická analýza se zaměřila na srovnání parametrů získaných z měření, přičemž hlavním cílem bylo posoudit, zda existují rozdílné vlivy mezi běžnou vkládací a senzomotorickou vložkou. Přestože přesné potvrzení normality dat by vyžadovalo statistické testy, bylo zjištěno, že naměřená data normálnímu rozdělení neodpovídají, a proto se pracovalo s přímým porovnáním parametrů.

Pro hodnocení vlivu jednotlivých typů vložek byly zvoleny dva přístupy. Prvním z nich bylo kvantitativní vyhodnocení na základě krabicových diagramů. Pomocí hodnot mediánu a interkvartilového rozpětí se objektivně porovnávaly rozdíly mezi danými podmínkami. Tento přístup sloužil jako hlavní nástroj pro statistické vyhodnocení. Na základě těchto hodnot bylo možné jednoznačně identifikovat pozitivní i negativní vlivy jednotlivých typů vložek.

Druhým přístupem byla kvalitativní analýza průběhu křivek spojnicových grafů zachycujících dynamiku zatížení chodidla v jednotlivých fázích postoje. Tento přístup hodnocení nebylo možné považovat jako statisticky průkazný, ale bylo možné ho využít k vizualizaci a případné identifikaci možných odchylek. Oba přístupy tak ve vzájemné kombinaci poskytly širší pohled na zkoumané téma.

6.1 Statistické posouzení rozdílů vlivu vložek pomocí krabicových diagramů

Při kvantitativním vyhodnocení naměřených dat se vycházelo z krabicových diagramů pro jednotlivá chodidla. K této analýze byly využity parametry hodnot mediánů (M_d) a interkvartilových rozpětí (IQR), které je ohraničeno prvním (Q_1) a třetím kvantilem (Q_3). Aby bylo možné posoudit, zda senzomotorická vložka ovlivnila velikost síly působící na chodidlo, byly hodnoty mezi sebou vzájemně porovnávány odečtením. Pokud byl výsledek kladný, znamenalo to, že senzomotorická vložka vedla ke snížení zatížení chodidla, působící tlak se snížil. Naopak záporné hodnoty naznačovaly, že v daném případě vložka tento efekt nezajistila a zatížení se zvýšilo. Krabicové diagramy a jejich hodnoty pro levé a pravé chodidlo s běžnou vkládací a senzomotorickou vložkou se nachází v Přílohách 1 a 2.

6.1.1 Porovnání krabicových diagramů a jejich parametrů pro levou nohu

Do Tabulky 3 byly zapsány dopočítané hodnoty mediánu a IQR pro oba typy vložek pro levé chodidlo společně i s dopočítanými rozdíly. Ze získaných výsledků je patrné, že medián

síly působící na chodidlo se mezi jednotlivými kroky lišil. V některých případech došlo ke snížení této síly, avšak objevily se i situace, kdy vliv senzomotorické vložky nebyl pozitivní, naopak došlo ke zvýšení zatížení chodidla.

Tabulka 3 Dopočítané hodnoty mediánů a IQR v newtonech pro běžnou vkládací vložku a senzomotorickou vložku společně s jejich vypočítanými rozdíly pro levé chodidlo

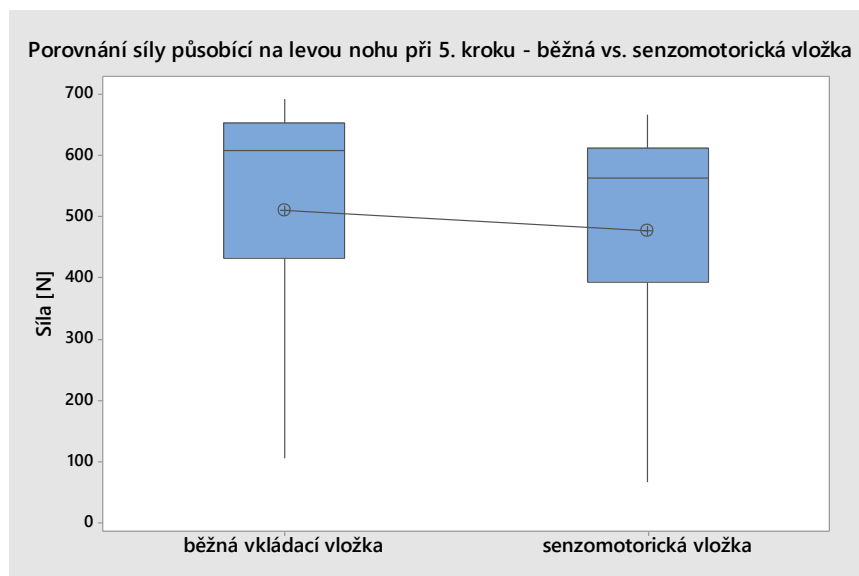
Pořadí kroků [-]	Medián [N]			IQR [N]		
	Běžná vkládací vložka	Senzomotorická vložka	Rozdíl	Běžná vkládací vložka	Senzomotorická vložka	Rozdíl
1.	622,6	615,1	7,5	264,9	253,2	11,7
2.	535,0	514,6	20,4	162,1	193,4	-31,3
3.	626,3	649,5	-23,2	261,3	247,9	13,4
4.	505,1	548,3	-43,2	185,5	212,9	-27,4
5.	607,7	563,9	43,8	220,7	218,9	1,8
6.	537,2	534,1	3,1	158,7	143,9	14,8
7.	603,3	603,1	0,2	213,2	237,2	-24,0
8.	544,3	513,9	30,4	195,7	151,2	44,5

[autor]

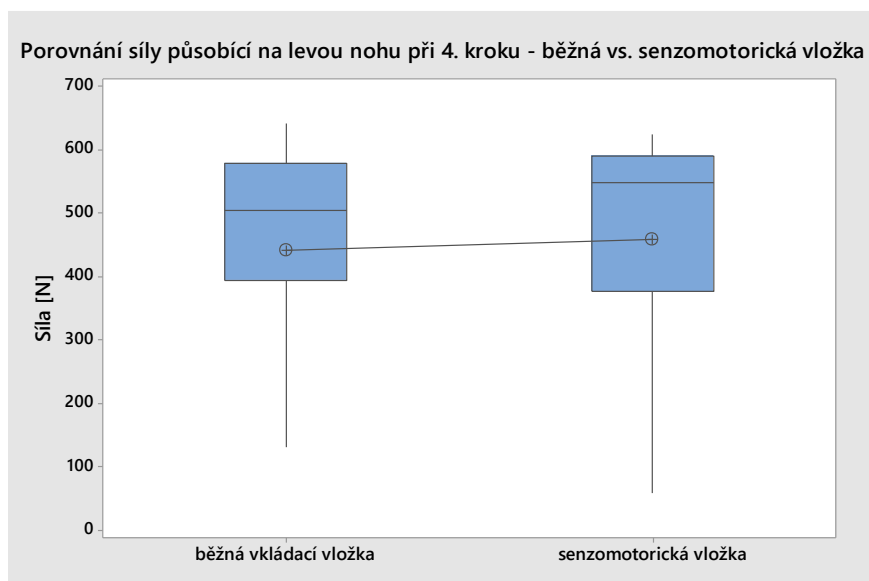
Pro zobrazení rozdílů mezi typy vložek v grafické podobě byl vybrán 5. krok levého chodidla, který je zobrazen na Obrázku 25. V tomto kroku došlo k nejvýraznějšímu poklesu působící síly při použití senzomotorické vložky oproti běžné vkládací. Při měření s běžnou vkládací vložkou byla hodnota mediánu rovna 607,7 N a se senzomotorickou vložkou odpovídala 563,9 N. Při výpočtu rozdílu mezi těmito hodnotami došlo k odlehčení levého chodidla o 43,8 N.

Naopak u 4. kroku, nacházející se na Obrázku 26, byl zaznamenán nejvýraznější negativní efekt senzomotorické vložky, neboť síla působící na chodidlo při jejím použití byla o 43,2 N vyšší ve srovnání s běžnou vkládací vložkou.

Kromě mediánů bylo možné působící efekty vložek posuzovat i pomocí IQR. Při dopočítání rozdílů u jednotlivých kroků došlo ke zjištění, že při 8. kroku měla senzomotorická vložka největší pozitivní efekt na odlehčení nohy a to o 44,5 N. Protože ale ani IQR nebylo u všech kroků jen pozitivní, bylo potřeba určit, při kterém kroku došlo k největšímu opačnému účinku. Ten byl zpozorován při 2. kroku. Na základě výpočtu rozdílu mezi hodnotami IQR bylo zjištěno, že IQR při nošení senzomotorické vložky se zvětšilo o 27,4 N.



Obrázek 25 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na levou nohu při 5. kroku s běžnou vkladací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]



Obrázek 26 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na levou nohu při 4. kroku s běžnou vkladací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]

6.1.2 Porovnání krabicových diagramů a jejich parametrů pro pravou nohu

Obdobným způsobem byla provedena statistická analýza také pro pravou nohu. Dopočítané hodnoty mediánů a interkvartilových rozpětí (IQR), včetně jejich rozdílů mezi vložkami, jsou uvedeny v Tabulce 4.

Tabulka 4 Dopočítané hodnoty mediánů a IQR v newtonech pro běžnou vkládací vložku a senzomotorickou vložku společně s jejich vypočítanými rozdíly pro pravé chodidlo

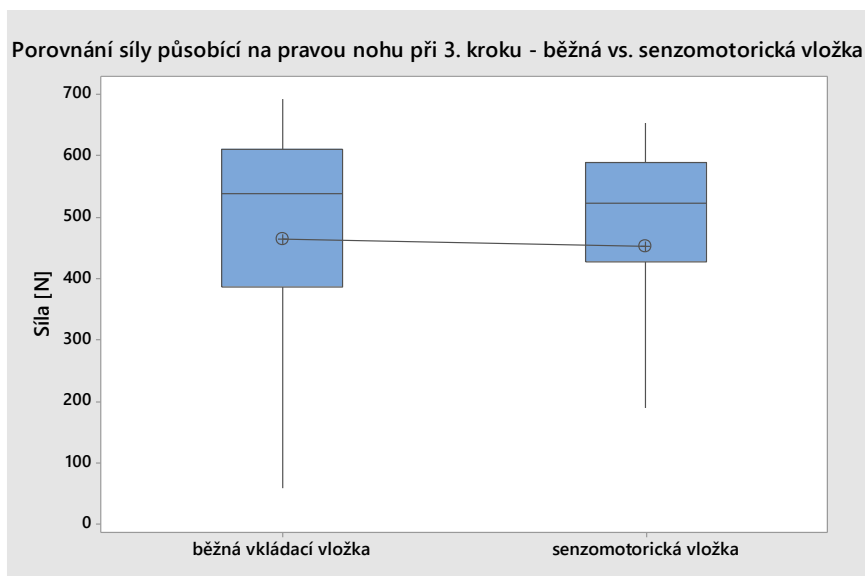
Pořadí kroků [-]	Medián [N]			IQR [N]		
	Běžná vkládací vložka	Senzomotorická vložka	Rozdíl	Běžná vkládací vložka	Senzomotorická vložka	Rozdíl
1.	531,1	538,4	-7,3	244,6	280,9	-36,3
2.	578,8	614,4	-35,6	270,9	261,5	9,4
3.	539,4	523,5	15,9	224,3	161,3	63,0
4.	556,9	571,5	-14,6	302,6	244,2	58,4
5.	503,8	535,1	-31,3	242,5	274,5	-32,0
6.	561,9	596,9	-35,0	309,2	329,2	-20,0
7.	498,6	543,6	-45,0	200,1	244,2	-44,1
8.	583,8	574,4	9,4	279,4	273,6	5,8

[autor]

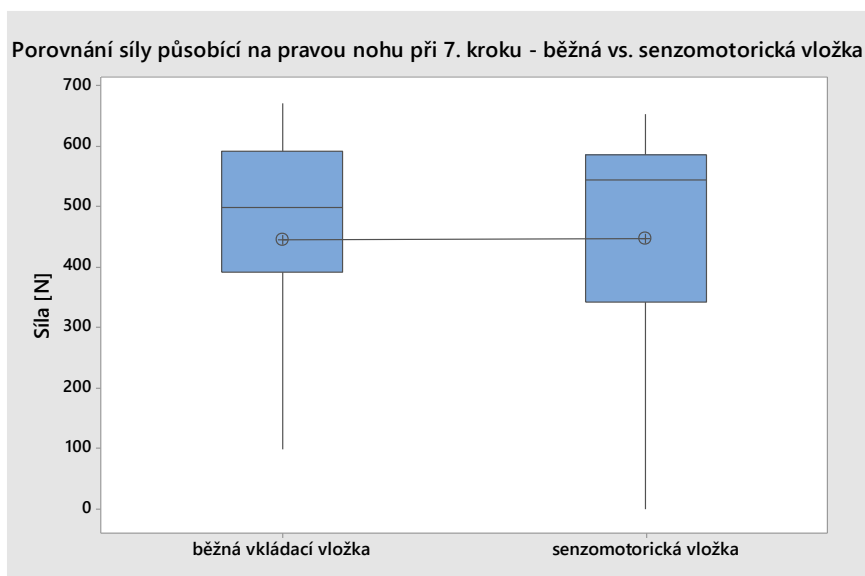
Výsledky ukázaly, že největší odlehčení bylo podle hodnot mediánu zaznamenáno u 3. kroku, kdy hodnota zatížení při použití senzomotorické vložky byla o 14,9 N nižší než při použití běžné vkládací vložky. To naznačuje pozitivní vliv senzomotorické vložky na snížení zatížení chodidla během chůze. Příslušný graf je uveden na Obrázku 27.

Naopak při 7. kroku, uveden na Obrázku 28, došlo k největšímu nárůstu působící síly, a to o 45 N. Tento krok byl navíc doprovázen i zvýšením IQR o 44,1 N, což lze interpretovat jako kombinovaný negativní efekt. Nárůst mediánu poukazuje na zvýšené zatížení chodidla a současné zvýšení IQR může znamenat zhoršenou stabilitu či méně přesné řízení pohybu během daného kroku.

Nejvýraznější pozitivní změna v hodnotách IQR byla zaznamenána u 4. kroku, kde došlo ke snížení rozptylu o 58,4 N při použití senzomotorické vložky. To může ukazovat na stabilnější a rovnoměrnější rozložení tlaku během zatížení v této fázi chůze.



Obrázek 27 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na pravou nohu při 3. kroku s běžnou vkladací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]



Obrázek 28 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na pravou nohu při 7. kroku s běžnou vkladací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]

6.2 Vizuální posouzení účinků vložek pomocí spojnicových grafů

Druhým přístupem k vyhodnocení působící síly na chodidla byly využity křivky spojnicových grafů jako vizuální interpretace naměřených dat. Každý bod reprezentoval hodnotu síly v čase od počátečního kontaktu se zemí až do předšvihové fáze. Sestrojené křivky umožnily sledovat průběh kroku během stojné fáze chodidla. Na ose x byl znázorněn čas během jednotlivých kroků a osa y představovala velikost síly naměřené v newtonech (N).

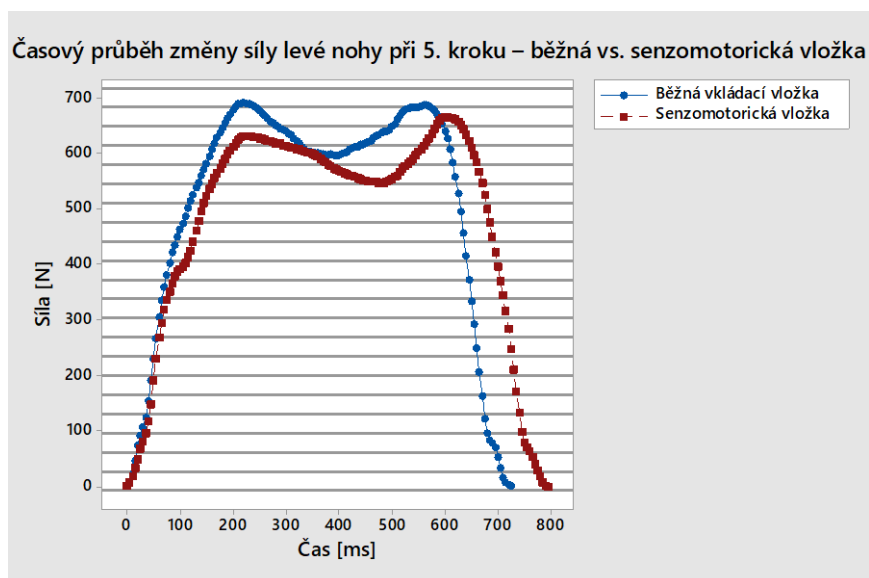
Všechny grafy byly vloženy do přehledu nacházející se v Příloze 3. Grafy pro jednotlivé kroky obsahovaly jak křivku pro běžnou vkládací vložku (modrá křivka) tak i pro senzomotorickou vložku (červená křivka). Tato vizualizace usnadnila porovnání průběhu síly a pomohla odhalit případné rozdíly v zatížení chodidla i vliv vložek na biomechaniku chůze.

Typický tvar těchto křivek má dva vrcholy. První vrchol představuje největší zatížení při počátečním kontaktu. Při této události dochází ke kontaktu paty se zemí. Poté se křivka propadá důsledkem přenášení váhy a odvalu chodidla. Následně na ni navazuje druhý vrchol představující předšvihovou fázi. V této chvíli také dochází k odrazu špičky chodidla a začíná druhá fáze, fáze švihová, která ale pro tuto práci není podstatná a ani grafy ji neznázorňují.

6.2.1 Časové průběhy zatížení levého chodidla během chůze

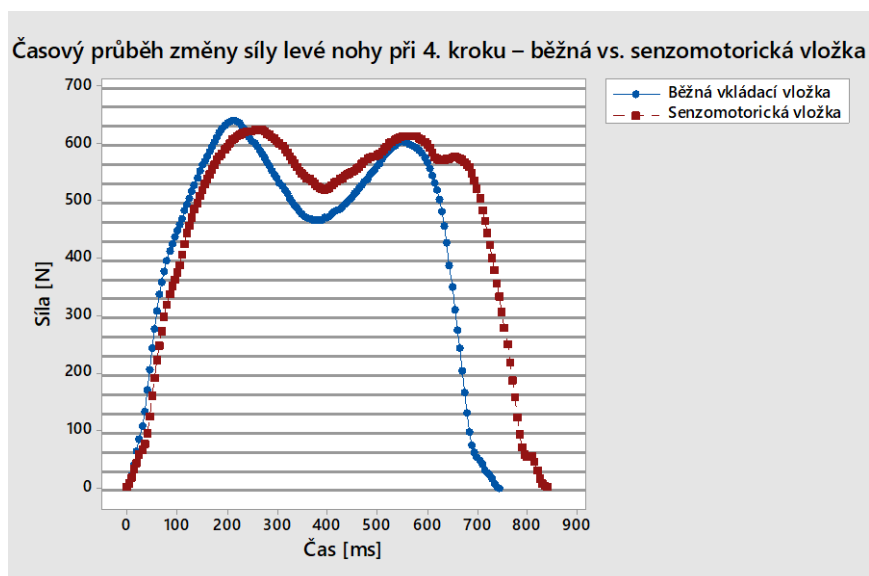
Nejprve byla provedena vizuální analýza vlivu zaměřená na levé chodidlo. Při posuzování jednotlivých grafů bylo zjištěno, že při některých krocích došlo ke snížení síly působící na chodidlo. Příkladem kroku, kde byly rozdíly v grafu patrné, je 5. krok, který je zobrazen na Obrázku 29.

Na tomto grafu je znázorněna závislost působící síly na chodidlo v různých fázích kroku. Oproti běžné vkládací vložce je patrné, že při nošení senzomotorické vložky došlo k celkovému snížení síly působící na chodidlo během celého kroku. Při počátečním kontaktu byla maximální hodnota prvního vrcholu, vyčtená z grafu, u běžné vkládací vložky přibližně 700 N, zatímco u senzomotorické vložky došlo k poklesu na přibližně 630 N. Následně ve střední části kroku bylo také možné pozorovat snížení síly až do druhého vrcholu v předšvihové fázi, kdy se síla snížila z 690 N na 660 N. To ukazuje, že při používání běžné vkládací vložky došlo k menšímu tlumení nárazu a při kontaktu chodidla se zemí na něj působila větší síla.



Obrázek 29 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na levé chodidlo při 5. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]

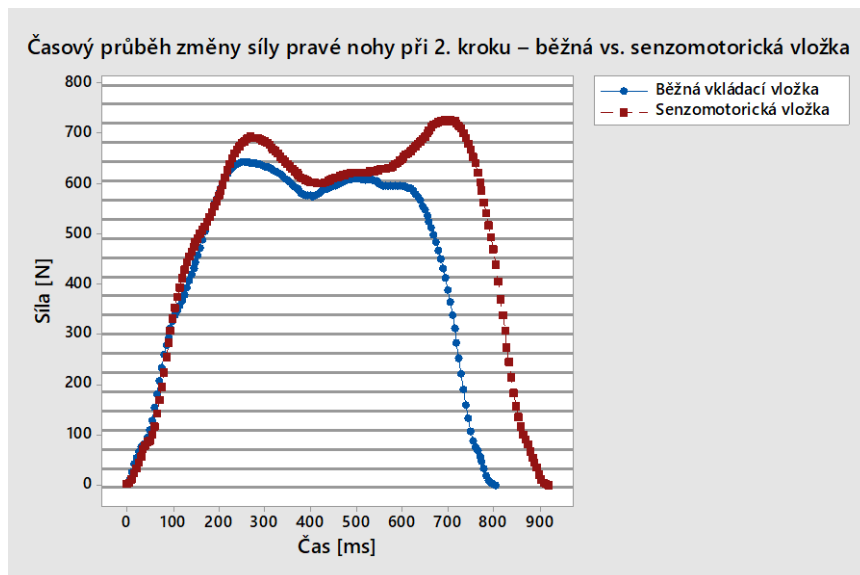
Jak však bylo zjištěno v rámci kvantitativní analýzy, u některých kroků došlo k opačnému efektu, kdy síla působící na chodidlo byla v porovnání s hodnotami pro běžnou vkládací vložku vyšší. Taková situace nastala například u 4. kroku, jehož graf je zobrazen na Obrázku 30. Jak je patrné z obrázku, při prvním vrcholu došlo k poklesu síly z 650 N na 630 N, avšak při druhém vrcholu se síla tlumená senzomotorickou vložkou v porovnání s běžnou vkládací vložkou zvýšila.



Obrázek 30 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na levé chodidlo při 4. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]

6.2.2 Časové průběhy zatížení pravého chodidla během chůze

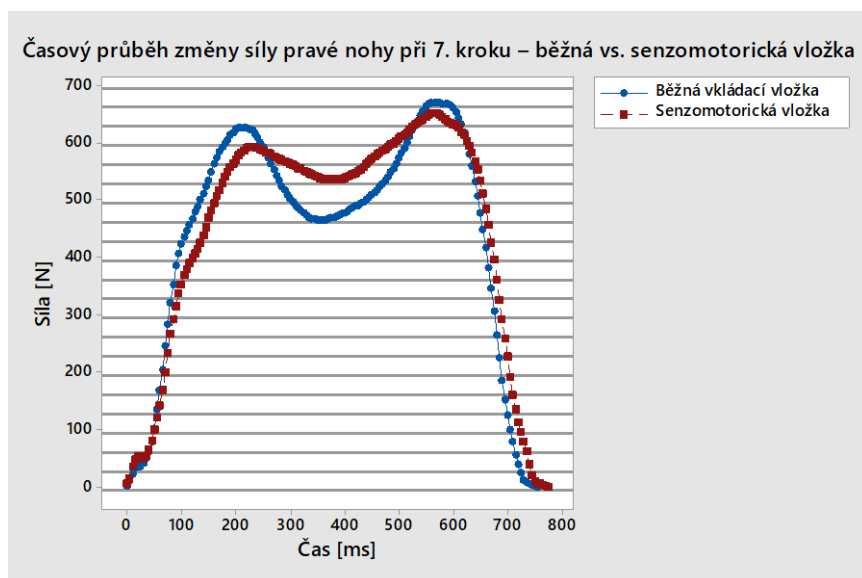
Stejným způsobem bylo potřeba provést identifikaci vlivu senzomotorických vložek na pravé chodidlo. Nejvýraznější nepříznivý vliv se projevil u 2. kroku pravého chodidla. Graf se nachází na Obrázku 31.



Obrázek 31 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na pravé chodidlo při 2. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]

Na tomto grafu nejen nedošlo k odlehčení při počátečním kontaktu, ale ani při předšvihové fázi senzomotorická vložka nezmírnila síly dopadající na chodidlo. Při počátečním kontaktu byla největší hodnota naměřené síly s běžnou vkládací vložkou přibližně 650 N. Se senzomotorickou vložkou byla tato síla rovna přibližně 700 N. U předšvihové fáze byl rozdíl hodnot největší síly ještě větší. Běžná vkládací vložka byla schopná tlumit kontakt ze země více než senzomotorická, jelikož nejvyšší hodnota vrcholu s běžnou vkládací vložkou se pohyboval kolem 600 N a se senzomotorickou až kolem 720 N.

Na rozdíl od toho byl identifikován 7. krok, při kterém se senzomotorická vložka osvědčila oproti běžné. Při tomto kroku je možné zohlednit snížení velikosti síly dopadající na chodidlo během prvního zatížení při kontaktu paty se zemí ze 620 N na 600 N a při odrazu špičky ze 750 N na 740 N. Z grafu na Obrázku 32 je možné si všimnout ale zvýšení působení síly během střední fáze postoje. Jelikož senzomotorická vložka je navržena tak, aby byly zapojeny proprioreceptory, je možné konstatovat, že v tomto případě došlo k lepšímu rozložení síly na celé chodidlo. V tomto případě se jedná o zvýšení působící síly za účelem zvýšení stability během odvalu chodidla směrem ke špičce.



Obrázek 32 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na pravé chodidlo při 7. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]

7 DISKUZE

Na základě silové diagnostiky vzorce chůze probandky byla provedena kvantitativní analýza naměřených dat s cílem vyhodnotit vliv senzomotorické vložky na chodidla během chůze. Nejprve bylo nutné posoudit variabilitu dat, což bylo klíčové pro rozhodnutí, zda lze vlivy působící na jednotlivá chodidla za obou podmínek hodnotit na základě aritmetických průměrů. Analýza variability ukázala, že koeficient variability se pohyboval kolem 50 %, což znamená podstatnou rozmanitost naměřených dat. Kvůli širokému rozpětí dat tak nebylo vhodné použít aritmetické průměry ke zhodnocení těchto dat. Byla tedy provedena kvantitativní analýza pomocí jiných parametrů, konkrétně mediánů a interkvartilových rozpětí (IQR), které poskytují lepší představu o rozložení hodnot kolem středu a rozptýlu dat.

Pro jednotlivé kroky byly tyto parametry dopočítány pomocí softwaru Minitab 17 a následně byl vypočten rozdíl těchto hodnot mezi běžnou vkladací vložkou a senzomotorickou vložkou. Na základě těchto rozdílů mezi jednotlivými podmínkami bylo zjištěno, že při některých krocích bylo možné pozorovat změny velikosti působící síly na chodidla.

Na základě mediánů bylo největší snížení síly pro levé chodidlo zaznamenáno při 5. kroku, kdy byl rozdíl mezi hodnotami 43,8 N, a pro pravé chodidlo byl nejvýraznější 3. krok s rozdílem síly 15,9 N. Avšak v některých případech se vliv senzomotorických vložek neosvědčil a došlo k nárůstu působící síly; například u levého chodidla při 4. kroku s nárůstem o 43,2 N a u pravého chodidla se síla zvýšila při 7. kroku dokonce o 45,0 N.

Podobné rozdílné efekty senzomotorické vložky byly prokázány i porovnáním IQR, kdy tato část analýzy byla založena na posuzování zmenšení nebo zvětšení variability dat mezi kroky. U levého chodidla došlo k největšímu zmenšení variability při 8. kroku, kde se IQR u senzomotorické vložky zmenšil o 44,5 N. U pravého chodidla byl rozdíl zmenšení ještě větší, a to o 58,4 N při 4. kroku. Naopak, v některých krocích došlo ke zvětšení IQR. U levého chodidla se senzomotorickou vložkou vzrostlo IQR o 31,3 N při 2. kroku a u pravého chodidla o 44,1 N při 7. kroku. Vyšší variabilita mezi kroky mohla značit menší jistotu v pohybu, zatímco nižší variabilita mohla poukazovat na stabilnější průběh chůze.

Dále byla provedena kvalitativní analýza závislosti působící síly v čase během stejné fáze pomocí spojnicových grafů. Tyto grafy sloužily především jako vizuální prostředek pro subjektivní posouzení průběhu zatížení, jelikož neumožňovaly statistické vyhodnocení.

I přesto bylo možné z těchto grafů konstatovat, že značný efekt senzomotorické vložky se projevil více při počátečním kontaktu chodidla se zemí. V tomto případě došlo ke snížení síly působící na patu při dopadu (odpovídající prvnímu vrcholu křivky), zatímco v předšvihové fázi (druhý vrchol) výraznější rozdíl zaznamenán nebyl. To by mohlo ovlivnit lepší přenášení váhy těla během celého kroku a přispět k menšímu namáhání kloubů a šlach v oblasti kotníků a kolen.

Pomocí vizualizace bylo také možné identifikovat aspekt, kdy při použití senzomotorické vložky došlo k časovému prodloužení stojné fáze, což může mít pozitivní vliv na chodidla a napomoci k plynulejšímu přechodu ze stojné fáze na švihovou společně s lepší stabilitou během krokového cyklu.

Na základě porovnání obou analýz, jak kvantitativní, tak i kvalitativní, bylo možné konstatovat, že senzomotorické vložky prokazatelně ovlivnily dynamiku chůze probandky. Při celkovém porovnání tohoto vlivu bylo zjištěno, že se více osvědčila tato vložka na levém chodidle než na pravém. Jedním z důvodů, proč tomu tak bylo, byla skutečnost, že u probandky již na začátku byl identifikován zkrat pravé nohy, což mohlo mít podstatný vliv na měření.

ZÁVĚR

Tato případová studie, která je předmětem této bakalářské práce, se zaměřila na statistické posouzení vlivu senzomotorických vložek na kvalitu chůze. Cílem bylo zjistit jejich případný pozitivní efekt na jednotlivá chodidla během chůze. Aby bylo možné vyhodnotit tyto vlivy, byly sledované parametry porovnávány s parametry běžných vkládacích vložek.

Pro pochopení vlivu vložek a jejich působení během chůze bylo potřeba nejprve důkladně prozkoumat a získat přehled o biomechanice lidského těla, především samotné nohy a jejich jednotlivých částí. Tyto důležité a nepostradatelné informace byly zahrnuty do první kapitoly teoretické části. Kromě toho tato kapitola pojednává o různých deformitách a rozdělení krokového cyklu. Také se zabývá různými typy vložek a jejich případnými funkcemi, které mohou pozitivně působit na chodidla a celkový pohybový aparát.

Kromě biomechaniky bylo nutné také porozumět důležitosti diagnostiky pohybového aparátu a jeho vyšetření. Jsou nezbytné pro identifikaci ale i vhodnou volbu ortopedických pomůcek. V současnosti tato diagnostika využívá moderní technologie umožňující přesnější, rychlejší a objektivnější vyšetření. Jedním z takových přístrojů, nezbytných pro tento výzkum, je tlaková deska Footscan. Umožňuje detailně měřit vlivy působící na chodidla nejen během chůze, ale také i během statického postoje.

V poslední kapitole teoretické části bylo potřeba se zaměřit na možnosti statistického vyhodnocení a jeho vizualizaci, která má za cíl usnadnit a zpřehlednit naměřená data.

Následně po teoretické části navazuje praktická část. Sledovanou osobu v tomto případě představovala sama autorka práce. Přistupovala ke studii s důrazem na zachování objektivitu a ochranu osobních údajů v souladu s etickými zásadami výzkumu.

Probandka nejprve podstoupila vstupní vyšetření, jehož cílem bylo zjistit, zda je vhodným subjektem pro tuto studii a zda by jí senzomotorické vložky mohly přispět ke zlepšení pohybového stereotypu. Toto se následně prokázalo a bylo možné pro ni nechat individuálně vyrobit senzomotorické vložky. Probandka byla seznámena s postupem měření a potřebnými přístroji.

Poté se přistoupilo k samotnému měření a sběru potřebných dat. Bylo potřeba zaznamenat data obou chodidel (v rámci celého krokového cyklu) při chůzi v běžné obuvi. Měření probíhalo v osmi krocích – nejprve s běžnou vkládací vložkou, následně se senzomotorickou vložkou.

K vyhodnocení naměřených dat byl využit software Minitab 17. Sloužil k výpočtu sledovaných parametrů, k jejich statistickému posouzení a vytvoření samostatných grafů pro jednotlivé kroky každého chodidla při použití obou typů vložek.

Statistické vyhodnocení bylo rozděleno na kvantitativní a kvalitativní přístup. V rámci kvantitativního přístupu byly mezi sebou porovnávány mediány a hodnoty interkvartilového rozpětí (IQR) působící síly v jednotlivých časových úsecích chůze s oběma typy vložek. Na základě mediánů se ukázalo, že při některých krocích došlo k odlehčení nohy. Nastaly i takové situace, kdy došlo k nárustu síly se senzomotorickou vložkou. Následně byla stejným způsobem i posuzována změna parametru IQR, kdy došlo k zmenšení nebo zvětšení souboru působících sil.

Pro posouzení a lepší představu vlivu byla využita i vizualizace průběhu působící síly na pravé a levé chodidlo. I přesto, že nepředstavovala přesné statistické vyhodnocení naměřených dat, umožnila lepší náhled na data a průběh chůze. Pomocí vizualizace bylo možné identifikovat, že senzomotorická vložka se nejlépe osvědčila při počátečním kontaktu nohy se zemí. Tento jev nasvědčoval tomu, že senzomotorické vložky snižují dopadající tlak na paty. Ty jsou první částí chodidla, které přichází ke kontaktu se zemí. Kromě toho bylo zjištěno, že se během chůze prodloužila doba stojné fáze, což může mít pozitivní vliv na rozložení působící síly a zvýšení stability chodidla.

I přesto, že u některých kroků došlo k opačnému efektu, kdy se vložka neosvědčila, lze z výsledků konstatovat, že vliv senzomotorických vložek vykazuje pozitivní vliv na rozložení tlaků a snížení zatížení při chůzi, protože minimálně v 50 % změřených kroků došlo ke snížení tlakového zatížení.

Výsledky ukazují, že určité typy vložek mohou změnit zatížení nohy. To může být užitečné při prevenci přetížení nebo při podpoře správného stereotypu chůze. Vzhledem k tomu, že každý z nás má specifickou chůzi a žádný krok není stejný, lze tímto vysvětlit důvod, proč v některých krocích vložka vykazovala negativní vliv. I přes tato zjištění bylo možné prokázat pozitivní vliv senzomotorických vložek.

Tato případová studie pomáhá lépe porozumět tomu, jak mohou senzomotorické vložky ovlivnit chůzi během jednotlivých fází kroku. Vložky tak nemusí sloužit jen jako podpora nožní klenby, ale mohou pomoci i při ovlivnění celého pohybového aparátu člověka.

SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] ČAPEK, L., P. HÁJEK a P. HENYŠ. *Biomechanika člověka*. Grada, 2018. ISBN 978-80-271-2144-1. Dostupné také z: <https://www.bookport.cz/kniha/biomechanika-cloveka-4862/>
- [2] WILLIAMS, A. a C. NESTER. *Pocket Podiatry: Footwear and Foot Orthoses* [online]. Churchill Livingstone, 2010. ISBN 978-0-7020-3042-0. Dostupné také z: <https://somepomed.org/wp-content/uploads/2018/01/Anita-Williams-Chris-Nester-Footwear-and-Foot-Orthoses.pdf>
- [3] DUNGL, P. *Ortopedie: 2., přepracované a doplněné vydání*. Grada, 2014. ISBN 978-80-247-9337-5. Dostupné také z: <https://www.bookport.cz/kniha/ortopedie-616/>
- [4] HANZLOVÁ, J. a J. HEMZA. Kostra dolní končetiny. *Základy anatomie pohybového ústrojí* [online]. 2012 [cit. 2025-02-13]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/kostra_dolni_koncetiny.html
- [5] ČIHÁK, R. *Anatomie 1: Třetí, upravené a doplněné vydání*. Grada, 2011. ISBN 978-80-247-9209-5. Dostupné také z: <https://www.bookport.cz/kniha/anatomie-1-568/>
- [6] DYLEVSKÝ, I. *Funkční anatomie*. Praha: Grada Publishing, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4. Dostupné také z: <https://www.bookport.cz/kniha/funkcni-anatomie-1888/>
- [7] Kosterní soustava. *Lidské tělo* [online]. © 2024 [cit. 2025-03-30]. Dostupné z: <https://latinsky.estranky.cz/fotoalbum/kosterni-soustava/kosterni-soustava/kostra-dolni-koncetiny.jpg.html>
- [8] VAŘEKA, I. a R. VAŘEKOVÁ. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2009. Monografie. ISBN 978-80-244-2432-3. Dostupné také z: <http://kramerusndk.nkp.cz/search/handle/uuid:895752b0-3263-11e4-8e0d-005056827e51>
- [9] WHITTLE, M. *Gait analysis: an introduction*. 4th ed. Edinburgh: Elsevier Butterworth-Heinemann, 2007. ISBN 978-0-7506-8883-3.
- [10] Anatomie nohy. *ORTOPEDIE NOHY* [online]. © 2016 [cit. 2025-03-29]. Dostupné z: <https://www.ortopedienohy.cz/anatomie>
- [11] NOVOTNÝ, I. a M. HRUŠKA. *Biologie člověka*. 3., rozš. a upr. vyd. Praha: Fortuna, 2002. ISBN 80-716-8819-3.
- [12] HANZLOVÁ, J. a J. HEMZA. Roviny a směry lidského těla. *Základy anatomie pohybového ústrojí* [online]. 2012 [cit. 2025-02-13]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/roviny_smery_tela.html
- [13] ABU-FARAJ, Z. O., G. F. HARRIS, P. A. SMITH a S. HASSANI. Human Gait and Clinical Movement Analysis. In: JOHN G., Webster, ed. *Wiley Encyclopedia of Electrical and Electronics Engineering* [online]. Second Edition. John Wiley & Sons, Inc., New York, 2015, s. 61 [cit. 2025-02-02]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/301935875_Human_Gait_and_Clinical_Movement_Analysis
- [14] CHAUHAN, H. M. a M. TAQI. Anatomy, Bony Pelvis and Lower Limb: Arches of the Foot. In: *StatPearls* [online]. StatPearls Publishing, 2025 Jan- [cit. 2025-02-02]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK587361/>

- [15] KAPANDJI, A. I. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 5th edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, [1987]. ISBN 04-430-3618-7.
- [16] KŘEN, J., P. JANÍČEK a J. ROSENBERG. *Biomechanika*. 2. vyd. Plzeň: Západočeská univerzita, 2001. ISBN 80-7082-792-0.
- [17] CHATURVEDI, D. K. Orthopaedic Footwear and Foot Deformities: A Review. *Research and Reviews on Healthcare: Open Access Journal* [online]. 2023, 2023-6-23, 8(3), 8 [cit. 2024-11-15]. ISSN 26376679. Dostupné z: doi:10.32474/RRHOAJ.2023.08.000286
- [18] SOLBERG, G. *Postural disorders and musculoskeletal dysfunction: diagnosis, prevention and treatment*. 2nd ed. Edinburgh: Churchill Livingstone Elsevier, 2008. ISBN 978-0-443-10382-7.
- [19] KRCHOVÁ, Z. Ploché nohy a běh. *Svět běhu* [online]. 2021, 25. 1. 2021, 2025 [cit. 2025-02-15]. Dostupné z: <https://www.svetbehu.cz/ploche-nohy-a-beh/>
- [20] SVORTO Podpatěnky asymetrické |047. *Zdravotnické potřeby KEDAR CARE* [online]. [cit. 2025-04-01]. Dostupné z: <https://www.zdravotnipotreby.com/p/podpatenky-asymetricke-047/>
- [21] Deformita palce nohy - Hallux valgus. *Ulevapronohy.cz* [online]. © 2025 [cit. 2025-02-20]. Dostupné z: <https://www.ulevapronohy.cz/poradna-clanky/deformita-palce-nohy-hallux-valgus/>
- [22] Hallux Rigidus. *DOCTEUR BRUNO LEVY* [online]. © 2025 [cit. 2025-02-20]. Dostupné z: <https://docteurbrunoley.com/en/pathology/forefoot/hallux-rigidus/>
- [23] MENDES, A. A. M. T., H. J. de A. SILVA, A. R. A. COSTA, Y. T. PINHEIRO, C. A. de A. LINS a M. C. DE SOUZA. Main types of insoles described in the literature and their applicability for musculoskeletal disorders of the lower limbs: A systematic review of clinical studies. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* [online]. 2020, 24(4), 29-36 [cit. 2025-03-30]. ISSN 13608592. Dostupné z: doi:10.1016/j.jbmt.2020.06.001
- [24] BECKER, S., S. SIMON, J. MÜHLEN, C. DINDORF a M. FRÖHLICH. Assessing the Subjective Effectiveness of Sensorimotor Insoles (SMIs) in Reducing Pain: A Descriptive Multicenter Pilot Study. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* [online]. 2023, 8(2) [cit. 2025-02-01]. ISSN 2411-5142. Dostupné z: doi:10.3390/jfmk8020066
- [25] Wirkprinzip. *PROPRIO* [online]. © 2025 [cit. 2025-02-01]. Dostupné z: <https://www.proprio.info/sensomotorische-einlagen/das-produkt/wirkprinzip>
- [26] KIRTLEY, C. *Clinical gait analysis: theory and practice*. Edinburgh: Elsevier, 2006. ISBN 04-431-0009-8.
- [27] LEE, G. a F. E. POLLO. Technology Overview. *Journal of Clinical Engineering* [online]. 2001, 26(2), 129-135 [cit. 2025-02-01]. ISSN 0363-8855. Dostupné z: doi:10.1097/00004669-200126020-00010
- [28] *Neurologie pro praxi* [online]. Olomouc : Solen Print, 2013 [cit. 2025-04-01]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/>
- [29] DOUŠA, P., T. PEŠL, V. DŽUPA a M. KRBEC, ed. *Vybrané kapitoly z ortopedie a traumatologie pro studenty medicíny*. Karolinum, 2021. ISBN 978-80-246-4964-1. Dostupné také z: <https://www.bookport.cz/kniha/vybrane-kapitoly-z-ortopedie-a-traumatologie-pro-studenty-mediciny-8489/>

- [30] WALKER, H. K. a W. D. HALL. *Clinical Methods: The History, Physical and Laboratory Examinations*. 3rd edition. Butterworth-Heinemann, 1990. ISBN 978-0-409-90077-4.
- [31] XU, C., X. WEN, L. HUANG, L. SHANG, Z. YANG, Y. YAN a W. LEI. Reliability of the Footscan® Platform System in Healthy Subjects: A Comparison of without Top-Layer and with Top-Layer Protocols. *BioMed Research International* [online]. 2017, **2017**, 1-9 [cit. 2025-02-22]. ISSN 2314-6133. Dostupné z: doi:10.1155/2017/2708712
- [32] Examination with a podoscope. *REHABKLINIK* [online]. © 2025 [cit. 2025-02-20]. Dostupné z: <https://rehabklinik.sk/en/services/examination-with-a-podoscope/>
- [33] Podoskop diagnostyczny Podo4Foot CLASSIC dla dorosłych. *AdMed Medical Partner* [online]. © 2024 [cit. 2025-02-23]. Dostupné z: <https://admed.org.pl/podoskop-diagnostyczny-podo4foot-classic-dla-doroslych.html>
- [34] Podoskop Podo4Foot CAM RGB® z kamerą Full HD oraz pilotem i ledami RGB. *ELMEDICO FIZJOTERAPIA* [online]. [cit. 2025-02-22]. Dostupné z: <https://fizjoterapia.elmedico.pl/product-pol-10971-Podoskop-Podo4Foot-CAM-RGB-R-z-kamera-Full-HD-oraz-pilotem-i-ledami-RGB.html>
- [35] What does the Footscan involve? *Birkdale Paediatric and Adult Neuro Clinic* [online]. © 2025 [cit. 2025-02-24]. Dostupné z: <https://neuro-physio.co.uk/footscan/>
- [36] Pressure Plates & 3D Scanners. *Materialise* [online]. © 2025 [cit. 2025-02-23]. Dostupné z: <https://www.materialise.com/en/healthcare/phits-suite/pressure-plates-3d-scanners>
- [37] HE, Y., X. ZHENG, D. WANG, Z. MU, G. LI, Z. FANG, W. FEI a K. HUANG. Static and Dynamic Plantar Pressure Distribution in 94 Patients with Different Stages of Unilateral Knee Osteoarthritis Using the Footscan® Platform System: An Observational Study. *Medical Science Monitor* [online]. 2023, **29** [cit. 2025-02-22]. ISSN 1643-3750. Dostupné z: doi:10.12659/MSM.938485
- [38] MELOUN, M. a J. MILITKÝ. *Statistická analýza experimentálních dat*. Vyd. 2., upr. a rozš. Praha: Academia, 2004. ISBN 80-200-1254-0.
- [39] BEDÁŇOVÁ, I. a P. LINHART. Charakteristiky variability (proměnlivosti souboru). *Statistika a výpočetní technika* [online]. [cit. 2025-03-25]. Dostupné z: <https://cit.vfu.cz/statpotr/POTR/Teorie/Predn1/variabil.htm>
- [40] HOLČÍK, J. *Matematická biologie: e-learningová učebnice* [online]. Brno: Masarykova univerzita, 2015 [cit. 2025-03-30]. ISBN 978-80-210-8095-9. Dostupné z: <https://munispace.muni.cz/library/catalog/book/1462>
- [41] NGUYEN, Q. V., N. MILLER, D. ARNESS, W. HUANG, M. L. HUANG a S. SIMOFF. Evaluation on interactive visualization data with scatterplots. *Visual Informatics* [online]. 2020, **4**(4), 1-10 [cit. 2025-03-24]. ISSN 2468502X. Dostupné z: doi:10.1016/j.visinf.2020.09.004
- [42] What is a Histogram? *ASQ* [online]. © 2025 [cit. 2025-03-29]. Dostupné z: <https://asq.org/quality-resources/histogram?srsId=AfmBOorvy29ixWswmTuaftLR3DyLiQUWaInHGO8sOJfN2Lr0BEtXNCHZ>
- [43] YI, M. A complete guide to box plots. *Atlassian* [online]. © 2025 [cit. 2025-03-29]. Dostupné z: <https://www.atlassian.com/data/charts/box-plot-complete-guide>
- [44] BOUNTHAVONG, M. Communicating data effectively with data visualization - Part 13 (Box and Whisker Diagrams). *Mark Bounthavong* [online]. 2019, March 14, 2019

[cit. 2025-03-02]. Dostupné z:
<https://mbounthavong.com/blog/2019/3/14/communicating-data-effectively-with-data-visualization-box-and-whisker-diagrams>

SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1 Popis částí dolní končetiny [7]	14
Obrázek 2 Jednotlivé části nohy [10]	16
Obrázek 3 Tři anatomické roviny – sagitální, frontální a transversální [12].....	18
Obrázek 4 Pohyb v sagitální rovině – dorzální a plantární flexe [10] (upraveno).....	19
Obrázek 5 Pohyb ve frontální rovině – inverze a everze [10] (upraveno).....	20
Obrázek 6 Pohyb v transversální rovině – abdukce a addukce [10] (upraveno)	20
Obrázek 7 Pohyby nohy – pronace a supinace [10] (upraveno)	21
Obrázek 8 Tři opěrné body – hrbol patní kosti (C), hlavička prvního metatarzu (A) a pátého metatarzu (B) [15].....	21
Obrázek 9 Zobrazení klenby nohy zdravé a možných změn postavení – noha plochá a lukovitá [19].....	23
Obrázek 10 Valgózní (vbočené), normální a varózní (vybočené) vychýlení postavení paty [20] (upraveno)	23
Obrázek 11 Srovnání postavení normálního palce s deformitou vbočeného palce [21]	25
Obrázek 12 Srovnání normální pohyblivosti palce a pohyblivosti ztuhlého palce [22] (upraveno).....	25
Obrázek 13 Vzhled senzomotorické vložky [foto Hana Piskořová].....	27
Obrázek 14 Průběh stojné a švihové fáze krokového cyklu [28]	28
Obrázek 15 Podoskop Podo4Foot [32]	32
Obrázek 16 Tlaková deska Footscan [36].....	32
Obrázek 17 Schématický diagram pro 10 rozdělených zón chodidla: palec (T1), 2.–5. prsty (T2–5), první až pátý metatarz (M1, M2, M3, M4 a M5), střední část nohy (MF), mediální pata (MH) a laterální pata (LH) [37]	33
Obrázek 18 Krabicový diagram s vyznačenými klíčovými statistickými hodnotami: minimum, první kvartil (Q1), medián (Q2), střední hodnota, třetí kvartil (Q3) a maximum [44] (upraveno)	37
Obrázek 19 Snímání tlaku nohy během chůze pomocí tlakové desky Footscan [autor]	41
Obrázek 20 Krabicový diagram rozložení působící síly na levou nohu během osmi kroků s běžnou vkládací vložkou [autor]	44
Obrázek 21 Spojnicový graf znázorňující průběh působící síly na levou nohu při 1. a 2. kroku s běžnou vkládací vložkou [autor]	45
Obrázek 22 Krabicový diagram rozložení působící síly na pravou nohu během osmi kroků s běžnou vkládací vložkou [autor]	46
Obrázek 23 Spojnicový graf znázorňující průběh působící síly na pravou nohu při 1. a 2. kroku s běžnou vkládací vložkou [autor].....	46
Obrázek 24 Histogram znázorňující četnosti působících síly na pravou nohu během 4. kroku s běžnou vkládací vložkou [autor]	49

Obrázek 25 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na levou nohu při 5. kroku s běžnou vkládací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]	53
Obrázek 26 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na levou nohu při 4. kroku s běžnou vkládací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]	53
Obrázek 27 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na pravou nohu při 3. kroku s běžnou vkládací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]	55
Obrázek 28 Krabicový diagram znázorňující porovnání velikosti síly působící na pravou nohu při 7. kroku s běžnou vkládací vložkou a se senzomotorickou vložkou [autor]	55
Obrázek 29 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na levé chodidlo při 5. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]	57
Obrázek 30 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na levé chodidlo při 4. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]	57
Obrázek 31 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na pravé chodidlo při 2. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]	58
Obrázek 32 Krabicový graf znázorňující průběh změny síly působící na pravé chodidlo při 7. kroku při nošení běžné vkládací vložky i senzomotorické vložky [autor]	59

SEZNAM TABULEK

Tabulka 1 Statistické parametry vypočítané pro levou nohu s běžnou vkládací vložkou – počet měření (n), aritmetický průměr síly ($\bar{x}$), směrodatná odchylka (σ), variační koeficient (CV), minimální hodnota síly (Min), kvartilové hodnoty (Q1, Q3), medián (Md), maximální hodnota síly (Max), rozpětí (R) a interkvartilové rozpětí (IQR) dopočítané pomocí softwaru Minitab 17.....	47
Tabulka 2 Statistické parametry vypočítané pro pravou nohu s běžnou vkládací vložkou – počet měření (n), aritmetický průměr síly ($\bar{x}$), směrodatná odchylka (σ), variační koeficient (CV), minimální hodnota síly (Min), kvartilové hodnoty (Q1, Q3), medián (Md), maximální hodnota síly (Max), rozpětí (R) a interkvartilové rozpětí (IQR) dopočítané pomocí softwaru Minitab 17.....	48
Tabulka 3 Dopočítané hodnoty mediánů a IQR v newtonech pro běžnou vkládací vložku a senzomotorickou vložku společně s jejich vypočítanými rozdíly pro levé chodidlo	52
Tabulka 4 Dopočítané hodnoty mediánů a IQR v newtonech pro běžnou vkládací vložku a senzomotorickou vložku společně s jejich vypočítanými rozdíly pro pravé chodidlo	54

SEZNAM POUŽITÝCH SYMBOLŮ A ZKRATEK

n	Počet měření
$\bar{x}$	Aritmetický průměr
σ	Směrodatná odchylka
CV	Variační koeficient
Min	Minimální hodnota
Q1	První kvartil
Md	Medián
Q3	Třetí kvartil
Max	Maximální hodnota
R	Rozpětí
IQR	Interkvartilové rozpětí
N	Newton

SEZNAM PŘÍLOH

Příloha P I: Krabicový diagram kroků levé nohy s oběma typy vložek s odpovídajícími parametry v newtonech (N) – kvartily (Q_1 , Q_3), medián (M_d) a interkvartilové rozpětí (IQR)

Příloha P II: Krabicový diagram kroků pravé nohy s oběma typy vložek s odpovídajícími parametry v newtonech (N) – kvartily (Q_1 , Q_3), medián (M_d) a interkvartilové rozpětí (IQR)

Příloha P III: Porovnání spojnicových grafů levé a pravé nohy s oběma typy vložek

**PŘÍLOHA P I: KRABICOVÉ DIAGRAMY KROKŮ LEVÉ NOHY
S OBĚMA TYPY VLOŽEK S ODPOVÍDAJÍCÍMI PARAMETRY
V NEWTONECH (N) – KVARTILY (Q1, Q3), MEDIÁN (MD)
A INTERKVARTILOVÉ ROZPĚTÍ (IQR)**

Pořadí kroků	Krabicové diagramy pro jednotlivé kroky	Naměřené parametry [N]			
1.	Porovnání síly působící na levou nohu při 1. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	424,1	Q1	399,3
		Md	622,6	Md	615,1
		Q3	689,0	Q3	652,5
		IQR	264,9	IQR	253,2
2.	Porovnání síly působící na levou nohu při 2. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	427,6	Q1	373,3
		Md	535,0	Md	514,6
		Q3	589,7	Q3	566,7
		IQR	162,1	IQR	193,4
3.	Porovnání síly působící na levou nohu při 3. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	408,1	Q1	420,8
		Md	626,3	Md	649,5
		Q3	669,4	Q3	668,7
		IQR	261,3	IQR	247,9

Pořadí kroků	Krabicové diagramy pro jednotlivé kroky	Naměřené parametry [N]			
4.	Porovnání síly působící na levou nohu při 4. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	393,6	Q1	377,0
		Md	505,1	Md	548,3
		Q3	579,2	Q3	589,9
		IQR	185,5	IQR	212,9
5.	Porovnání síly působící na levou nohu při 5. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	432,8	Q1	392,9
		Md	607,7	Md	563,9
		Q3	653,5	Q3	611,8
		IQR	220,7	IQR	218,9
6.	Porovnání síly působící na levou nohu při 6. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	425,9	Q1	416,8
		Md	537,2	Md	534,1
		Q3	584,6	Q3	560,6
		IQR	158,7	IQR	143,9
7.	Porovnání síly působící na levou nohu při 7. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	431,4	Q1	417,2
		Md	603,3	Md	603,1
		Q3	644,6	Q3	654,4
		IQR	213,2	IQR	237,2

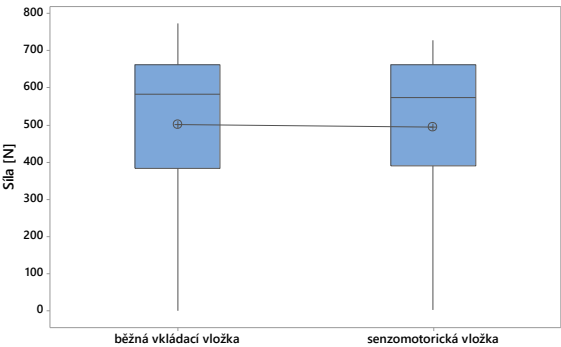
Pořadí kroků	Krabicové diagramy pro jednotlivé kroky	Naměřené parametry [N]			
8.	Porovnání síly působící na levou nohu při 8. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkládací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	381,1	Q1	415,3
		Md	544,3	Md	513,9
		Q3	576,8	Q3	566,5
		IQR	195,7	IQR	151,2

[autor]

**PŘÍLOHA P II: KRABICOVÉ DIAGRAMY KROKŮ PRAVÉ NOHY
S OBĚMA TYPY VLOŽEK S ODPOVÍDAJÍCÍMI PARAMETRY
V NEWTONECH (N) – KVARTILY (Q1, Q3), MEDIÁN (MD)
A INTERKVARTILOVÉ ROZPĚTÍ (IQR)**

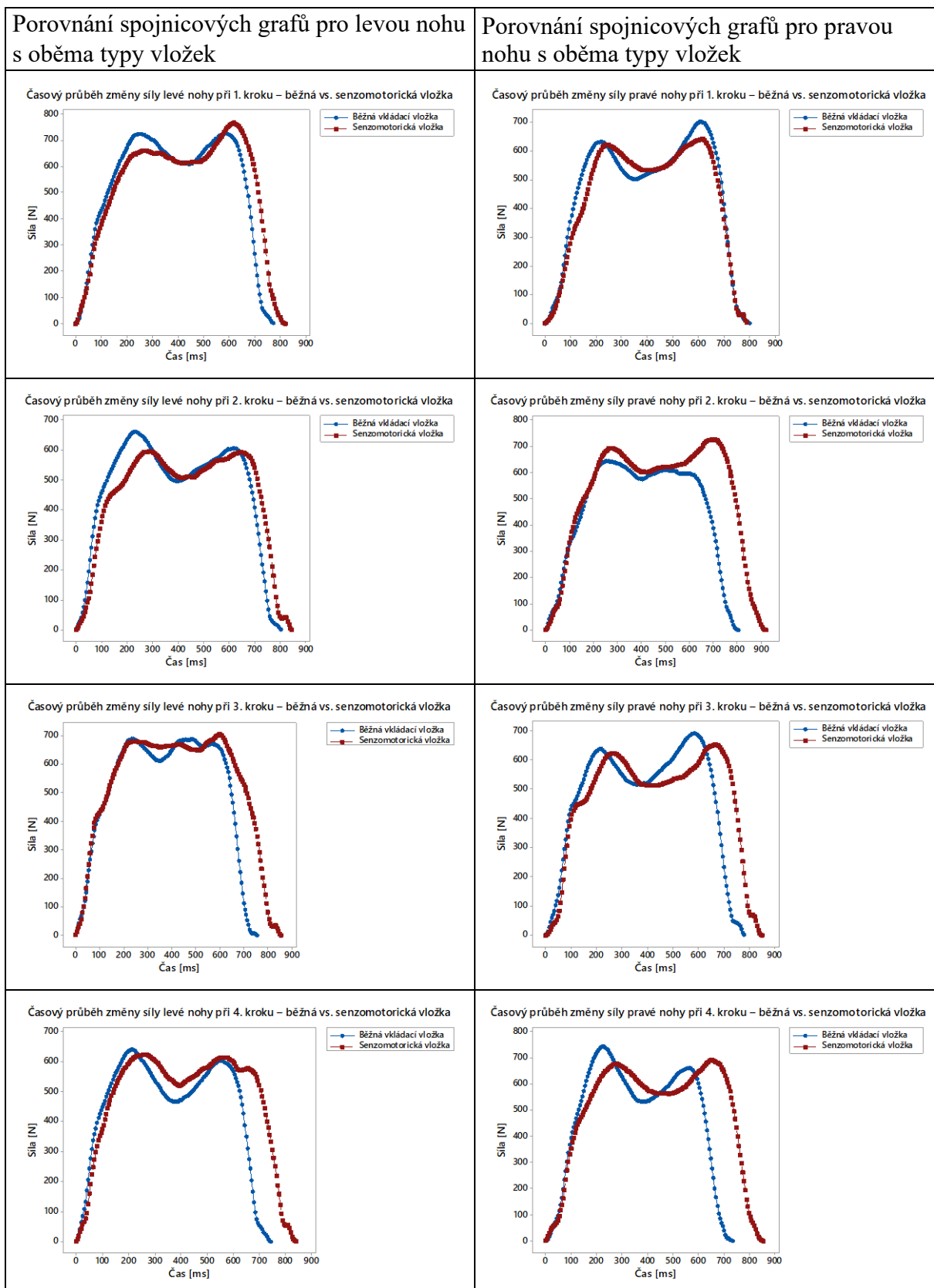
Pořadí kroků	Krabicové diagramy pro jednotlivé kroky	Naměřené parametry [N]			
1.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 1. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	362,5	Q1	314,0
		Md	531,1	Md	538,4
		Q3	607,1	Q3	594,9
		IQR	244,6	IQR	280,9
2.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 2. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	334,8	Q1	398,7
		Md	578,8	Md	614,4
		Q3	605,7	Q3	660,2
		IQR	270,9	IQR	261,5
3.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 3. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka	Běžná vkladací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	387,0	Q1	427,3
		Md	539,4	Md	523,5
		Q3	611,3	Q3	588,6
		IQR	224,3	IQR	161,3

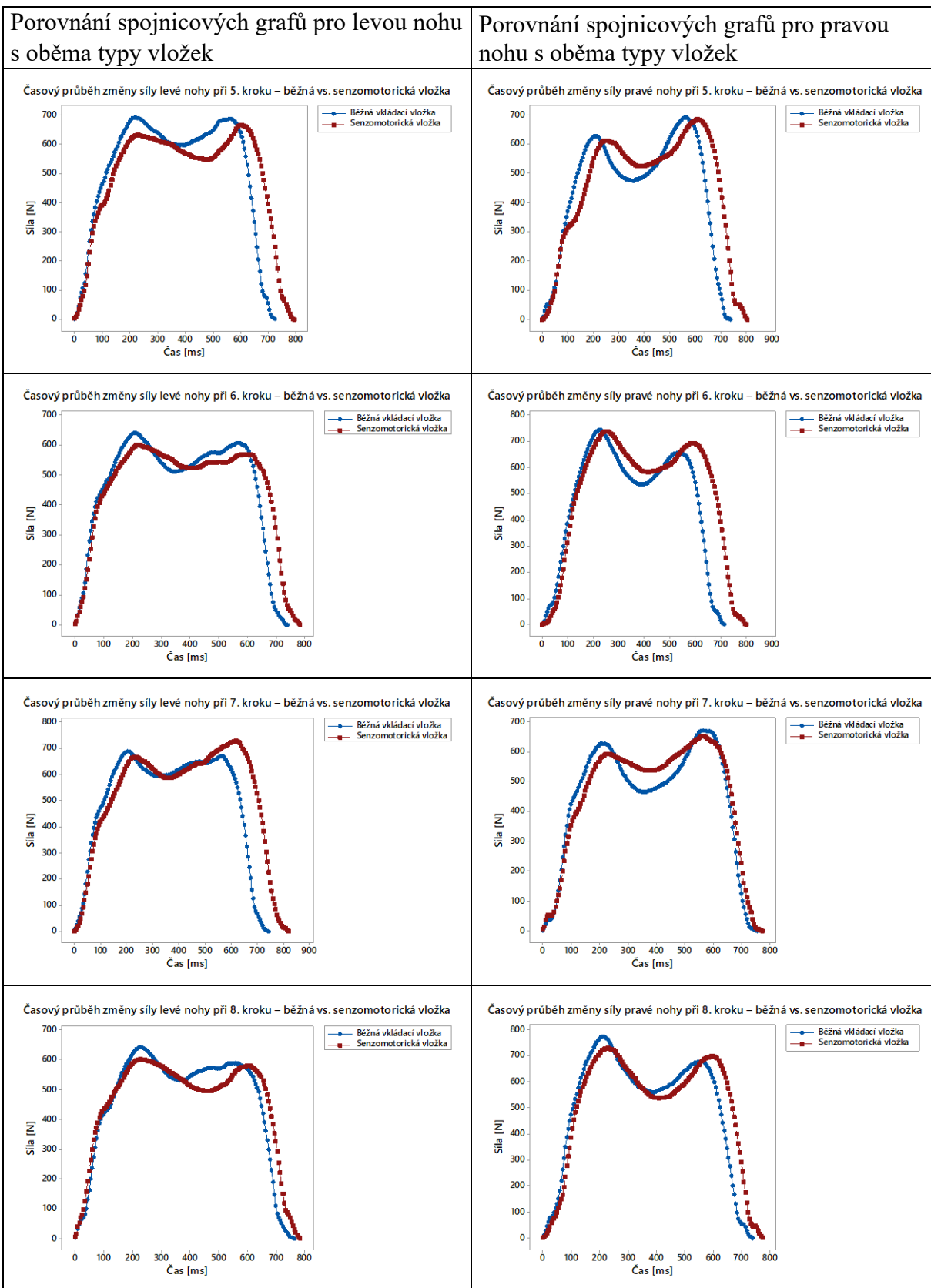
Pořadí kroků	Krabicové diagramy pro jednotlivé kroky	Naměřené parametry [N]			
4.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 4. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka 	Běžná vkládací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	340,9	Q1	396,6
		Md	556,9	Md	571,5
		Q3	643,6	Q3	640,8
		IQR	302,6	IQR	244,2
5.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 5. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka 	Běžná vkládací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	357,4	Q1	321,9
		Md	503,8	Md	535,1
		Q3	599,9	Q3	596,4
		IQR	242,5	IQR	274,5
6.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 6. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka 	Běžná vkládací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	334,5	Q1	336,2
		Md	561,9	Md	596,9
		Q3	643,7	Q3	665,5
		IQR	309,2	IQR	329,2
7.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 7. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka 	Běžná vkládací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	391,4	Q1	341,3
		Md	498,6	Md	543,6
		Q3	591,5	Q3	585,5
		IQR	200,1	IQR	244,2

Pořadí kroků	Krabicové diagramy pro jednotlivé kroky	Naměřené parametry [N]			
8.	Porovnání síly působící na pravou nohu při 8. kroku - běžná vs. senzomotorická vložka 	Běžná vkládací vložka		Senzomotorická vložka	
		Q1	383,7	Q1	389,4
		Md	583,8	Md	574,4
		Q3	663,1	Q3	663,0
		IQR	279,4	IQR	273,6

[autor]

PŘÍLOHA P III: POROVNÁNÍ SPOJNICOVÝCH GRAFŮ LEVÉ A PRAVÉ NOHY S OBĚMA TYPY VLOŽEK





[autor]