

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury

HODNOCENÍ VLIVU VÝŠKY NOŽNÍ PODLOŽKY NA TVAR  
PÁTEŘE

Diplomová práce  
(magisterská)

Autor: Bc. Petra Činčilová, obor fyzioterapie

Vedoucí práce: RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

Olomouc 2021

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Petra Činčilová

**Název diplomové práce:** Hodnocení vlivu výšky nožní podložky na tvar páteře

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

**Vedoucí diplomové práce:** RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2021

**Abstrakt:** Cílem diplomové práce bylo zhodnotit vliv nožních podložek různé výšky na tvar páteře ve frontální a sagitální rovině. Výzkumný soubor tvořilo 24 studentek Univerzity Palackého v Olomouci (věk  $24,2 \pm 1,4$  let, hmotnost  $61,8 \pm 8,6$  kg, výška  $166,4 \pm 5,3$  cm). Měření bylo prováděno pomocí neinvazivního diagnostického systému DTP-3 při stoji bez podložky (S0), při stoji s podložkou 10 mm (S10) a s podložkou 30 mm (S30) pod nedominantní dolní končetinou – u všech probandů se jednalo o levou dolní končetinu (LDK). Měřenými úhlovými parametry bylo zakřivení bederní páteře v úseku L5 – L1, hrudní páteře v úseku Th12 – Th1, krční páteře v úseku C7 – C3, dále byl hodnocen náklon akromionů, náklon trupu a náklon pánve. Hladina významnosti byla 0,05. Výzkum ukázal, že podložení LDK nožní podložkou dochází ve frontální rovině ke statisticky významnému náklonu pánve na homolaterální stranu (všechna porovnání:  $p < 0,05$ ) a vybočení bederní páteře doprava (všechna porovnání:  $p < 0,05$ ). Dále byly ve frontální rovině prokázány statisticky významné změny v zakřivení hrudní páteře doleva při porovnání stoje S30 vůči stoji S0 ( $p = 0,002$ ), také došlo k náklonu trupu doprava při stoji S30 vůči stoji S0 ( $p < 0,001$ ) a S10 ( $p = 0,001$ ). V sagitální rovině je statisticky významné zvětšení bederní lordózy při porovnání stoje S0 se stojem S30 ( $p = 0,034$ ). Dle zjištěných výsledků lze také soudit, že změny v zakřivení krční páteře a náklonu akromionů nejsou statisticky významné v žádném porovnání stoje ( $p > 0,18$ ).

**Klíčová slova:** diagnostický systém DTP-3, nožní podložka, stoj, křivka páteře, nestejná délka končetin

Souhlasím s půjčováním diplomové práce v rámci knihovních služeb.

**Author's first name and surname:** Bc. Petra Činčilová

**Title of the thesis:** Assessment of the influence of leg mat height on the spine shape

**Department:** Department of Natural Sciences in Kinanthropology

**Supervisor:** RNDr. Jakub Krejčí, Ph.D.

**The year of presentation:** 2021

**Abstract:** The aim of this master's thesis was to evaluate the impact of leg mats with different heights on the shape of the spine in the frontal plane and the sagittal plane. The research sample consisted of 24 female students from Palacký University Olomouc (age  $24.2 \pm 1.4$  years, weight  $61.8 \pm 8.6$  kg, height  $166.4 \pm 5.3$  cm). The measurement was carried out with the non-invasive diagnostic system DTP-3 while standing without a mat (S0), while standing with a 10-mm mat (S10) and with a 30-mm mat (S30) under the non-dominant lower limb – for all probands this meant the left lower limb (LLL). The measured angle parameters were the curvature of the lumbar spine between L5 - L1, the thoracic spine between Th12 – Th1 and the cervical spine between C7 – C3, other evaluated parameters were acromion tilt, trunk tilt and pelvic tilt. The significance level was set at 0.05. The research shows that putting a leg mat under the LLL creates a statistically significant homolateral pelvic tilt in the frontal plane (in all cases:  $p < 0.05$ ) and the lumbar spine curves to the right (in all cases:  $p < 0.05$ ). In the frontal plane there were also established statistically significant changes in the curvature of the thoracic spine towards the left when comparing S30 to S0 ( $p = 0.002$ ) and trunk tilt towards the right when comparing S30 to S0 ( $p < 0.001$ ) and S10 ( $p = 0.001$ ). In the sagittal plane there is a statistically significant increase in lumbar lordosis when comparing S0 to S30 ( $p = 0.034$ ). From the results we can also conclude that the changes in the curvature of the cervical spine and acromion tilt were not statistically significant in any of the comparisons ( $p > 0.18$ ).

**Keywords:** diagnostic system DTP-3, leg mat, standing, spine curvature, leg length inequality

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

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci vypracovala samostatně s odbornou pomocí RNDr. Jakuba Krejčího, Ph.D., uvedla všechny použité literární a odborné zdroje a řídila se zásadami vědecké etiky.

V Olomouci dne .....

Děkuji panu RNDr. Jakobovi Krejčímu, Ph.D. za cenné rady, připomínky a vždy ochotnou spolupráci při psaní této diplomové práce. Také děkuji své rodině a příteli Martinovi, za trpělivost a podporu během celého studia.

## Obsah

Seznam zkratk.....	9
Úvod.....	10
1 Přehled poznatků .....	11
1.1 Páteř.....	11
1.1.1 Zakřivení páteře.....	11
1.1.2 Anatomie a fyziologie páteře.....	12
1.1.2.1 Obratle .....	12
1.1.2.2 Meziobratlová ploténka .....	14
1.1.2.3 Ligamenta páteře .....	14
1.1.2.4 Svaly páteře .....	15
1.1.2.5 Palpace vybraných kostěných struktur .....	16
1.1.3 Kineziologie páteře.....	17
1.1.3.1 Pohyby páteře .....	17
1.1.3.2 Páteř během stojné fáze .....	18
1.1.4 Deformity páteře.....	18
1.1.4.1 Hyperkyfóza .....	18
1.1.4.2 Skoliózy .....	20
1.2 Pletenec dolní končetiny .....	21
1.2.1 Nestejná délka dolních končetin.....	21
1.2.1.1 Diagnostické metody .....	21
1.2.1.2 Terapeutické přístupy .....	23
1.2.2 Lateralita dolních končetin .....	24
2 Cíle .....	25
3 Hypotézy.....	26
3.1 Hypotézy pro náklon pánve ve frontální rovině.....	26
3.2 Hypotézy pro náklon akromionů ve frontální rovině .....	26

3.3	Hypotézy pro zakřivení krční páteře ve frontální rovině .....	26
3.4	Hypotézy pro zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině .....	26
3.5	Hypotézy pro zakřivení bederní páteře ve frontální rovině .....	26
3.6	Hypotézy pro náklon trupu ve frontální rovině.....	26
3.7	Hypotézy pro zakřivení krční lordózy v sagitální rovině.....	26
3.8	Hypotézy pro zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině.....	27
3.9	Hypotézy pro zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině .....	27
3.10	Hypotézy pro náklon trupu v sagitální rovině.....	27
4	Metodika.....	28
4.1	Charakteristika výzkumného souboru.....	28
4.2	Sběr dat.....	29
4.2.1	Popis stoje během měření.....	31
4.3	Přístrojové vybavení.....	31
4.3.1	Systém DTP-3 .....	31
4.4	Analýza dat.....	33
4.4.1	Zpracování záznamu.....	33
4.4.2	Statistické zpracování dat .....	36
5	Výsledky.....	37
5.1	Hodnocení náklonu pánve ve frontální rovině .....	38
5.2	Hodnocení náklonu akrominů ve frontální rovině .....	39
5.3	Hodnocení zakřivení krční páteře ve frontální rovině.....	40
5.4	Hodnocení zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině .....	41
5.5	Hodnocení zakřivení bederní páteře ve frontální rovině.....	42
5.6	Hodnocení náklonu trupu ve frontální rovině .....	43
5.7	Hodnocení zakřivení krční lordózy v sagitální rovině .....	44
5.8	Hodnocení zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině.....	45
5.9	Hodnocení zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině .....	46

5.10	Hodnocení náklonu trupu v sagitální rovině .....	47
6	Diskuse .....	48
7	Závěr.....	52
8	Souhrn.....	53
9	Summary.....	54
10	Referenční seznam.....	55
11	Přílohy .....	58



## Seznam zkratek

Cp	krční páteř
DK	dolní končetina
lig.	ligamentum
Lp	bederní páteř
LDK	levá dolní končetina
m.	musculus
<i>p</i>	hladina významnosti
PDK	pravá dolní končetina
S0	stoj bez nožní podložky
S10	stoj s nožní podložkou 10 mm
S30	stoj s nožní podložkou 30 mm
SI	sakroiliakální
SIAS	spina iliaca anterior superior
SIPS	spina iliaca posterior superior
THp	hrudní páteř

## Úvod

Nestejná délka dolních končetin je často příčinou bolestivých stavů páteře, může vést ke změně jejího fyziologického zakřivení a tím spojeného většího rizika vzniku skoliózy. Většinou se anomálie na dolních končetinách jako první projeví na pánvi. Aspekci a palpaci pánevních hřebenů, předních a zadních spin lze určit změnu v postavení pánve, ale už obtížnější je definovat tyto změny ve tvaru páteře a objektivně je hodnotit.

Za zlatý standard se v diagnostice těchto anomálií považuje rentgenové vyšetření, které umožňuje snímat požadovanou oblast ve funkční poloze, tedy ve stoji, což běžně například magnetická rezonance nebo počítačová tomografie neumožňují. Nevýhodou tohoto způsobu hodnocení je však vystavování dotyčného rentgenovému záření, proto jsou tendence najít neinvazivní způsoby vyšetření, které by osoby tomuto riziku nevystavovaly.

Pro účely této diplomové práce byl použit neinvazivní diagnostický systém DTP-3, který prostřednictvím polohového snímače umožňuje měřit polohu značek na kožním povrchu probanda. Vyšetření spočívá v napalpování a změření akromionů, zadních horních spin a trnových výběžků. Speciální počítačový program umožňuje výpočet zakřivení páteře ve frontální i sagitální rovině.

Cílem této diplomové práce bylo vyhodnotit vliv výšky nožní podložky na tvar páteře, postavení pánve a akromionů, a to jak ve frontální tak sagitální rovině. Porovnány byly tři varianty stoje: stoj bez podložky, stoj s podložkou 10 mm a stoj s podložkou 30 mm, podkládána byla nedominantní dolní končetina – u všech probandů levá. Hodnocena byla bederní páteř v úseku L5 – L1, hrudní páteř v úseku Th12 – Th1, krční páteř v úseku C7 – C3, dále byl hodnocen náklon pánve, náklon akromionů a náklon trupu.

## 1 Přehled poznatků

### 1.1 Páteř

Páteř (columna vertebralis) je kostěná struktura tvořená jednotlivými obratli, které jsou navzájem pevně, avšak pohyblivě spojeny. Na trupu plní páteř funkci centrálního pilíře, jehož postavení se v různých úsecích páteře liší. V krčním úseku páteř podpírá hlavu, proto se musí nacházet co nejbližší jejímu těžišti, tedy blíže ke středu těla. V oblasti hrudníku leží páteř více posteriorně, vzhledem k přítomnosti vnitřních orgánů, zejména srdce. V bederní oblasti nese páteř váhu celého horního trupu, proto je situována opět více do středu těla, kde prochází břišní dutinou (Kapandji, 2008).

Mezi hlavní funkce páteře patří:

1. Nosná funkce – páteř zajišťuje oporu a spojuje jednotlivé části těla. Ve své horní části nese hlavu, dále se na ni upíná hrudní koš a na kaudálním konci se páteř jako kost křížová podílí na stavbě pánve.
2. Protektivní funkce – spojením jednotlivých obratlů vzniká páteřní kanál, kde probíhá mícha a kořenové nervy, které spojují mozek s dalšími částmi těla.
3. Pohybová funkce – pohyblivost páteře je zajištěna pomocí meziobratlových kloubů a plotének.

Základní funkční jednotkou páteře jsou dva sousední obratle se společnou meziobratlovou ploténkou, klouby a vazy, které dohromady tvoří **pohybový segment**. Pohybový segment páteře umožňuje pohyby ve smyslu flexe-extenze (předklon-záklon), laterální úklony a rotace kolem osy. První dva obratle, které mají jinou anatomickou stavbu, umožňují zvýšený předklon a záklon v krčním úseku (Gallo et al., 2011).

Lewit (2003) navíc mezi další funkce páteře uvádí účast na udržení rovnováhy těla. Tento význam páteře bývá podle něj často podceňován, ačkoliv proprioceptory z oblasti krční páteře mají na rovnováhu prokazatelný vliv.

#### 1.1.1 Zakřivení páteře

Při běžném pohledu zezadu, tj. ve frontální rovině, se páteř za fyziologického stavu jeví jako rovná, teprve při pohledu z boku, tj. v sagitální rovině, lze pozorovat zakřivení (Kapandji, 2008).

Gallo et al. (2011) popisuje tři základní zakřivení páteře. Prvním z nich je krční lordóza, která se vyvíjí v novorozeneckém období, když kojeneček zvedá hlavičku při lehu na

břiše. Dalším zakřivením je hrudní kyfóza, která se vyvíjí při sedu dítěte, a posledním zakřivením je bederní lordóza vyvíjející se při stoji.

Lordóza je obloukovité vyklenutí páteře dopředu, přičemž krční lordóza má vrchol u C4-C5, bederní lordóza u L3-L4. Jako kyfóza se rozumí oblouk vyklenutý dozadu. Hrudní kyfóza má vrchol u Th6-Th7. Kyfoticky je také zakřivená křížová kost, která pod úhlem nasedá na obratel L5 (promontorium) a pokračuje dozadu konvexním obloukem. Zakřivením páteře se zvyšuje nejen její pružnost, ale také pevnost celého kostěného sloupce (Dylevský, 2009).

Nejasnosti mohou vzniknout v otázce fyziologické skoliózy, protože každá páteř je i bez zatížení mírně vybočená ve frontální rovině, aniž by byly rotovány obratle – označení „skolióza“ je tedy zcela nevhodné. V 85% směřuje toto vybočení páteře doprava, přičemž je nejnápadnější v hrudním úseku v rozsahu Th3-Th5. Fyziologická skolióza je zřejmě kompenzační zakřivení, které vzniká reakcí páteře na tzv. zkříženou asymetrii končetin – delší levá dolní a pravá horní končetina u praváků (Dylevský, 2009).

### **1.1.2 Anatomie a fyziologie páteře**

Páteř je tvořena jednotlivými kostmi – obratli (vertebrae), které jsou proloženy meziobratlovými ploténkami a spojeny vazy a svaly.

#### **1.1.2.1 Obratle**

Páteř je složena ze 7 krčních obratlů (C1-C7), 12 hrudních obratlů (Th1-Th12), 5 bederních obratlů (L1-L5), z kosti křížové a kostrče. Každý obratel, kromě C1, je složen z obratlového těla, z něhož vybíhá na každou stranu obratlový oblouk s výběžky (Dylevský, 2011).

Tělo obratle (corpus vertebrae) je nosnou částí obratle, kraniálně i kaudálně je zakončeno meziobratlovou plochou zvanou facies intervertebralis. S touto plochou je spojena chrupavčitá meziobratlová ploténka (discus intervertebralis) odpovídající tvarem i rozsahem meziobratlovým plochám.

Oblouk obratle (arcus vertebrae) je prostřednictvím párové oblé patky (pediculus arcus vertebrae) připojen zezadu k obratlovému tělu. Jeho hlavní funkcí je ochrana míchy prostřednictvím obloukovité kostěné lamely (lamina arcus vertebrae).

Výběžky (processus) jsou připojeny k oblouku obratle, pomocí nich obratle artikulují mezi sebou nebo jsou místy svalových a vazivových úponů. Párovými kloubními výběžky připojenými za patkou (pediklem) jsou processus articulares, které jsou kloubně spojeny

s vyšším a nižším obratlem. Processus transversi jsou příčné kloubní výběžky odstupující zevně od obratlového oblouku a processus spinosus je nepárový trnový výběžek odstupující směrem dozadu (Čihák, 2011).

Obratle se vzájemně liší například velikostí těl nebo tvarem a délkou trnových výběžků.

**Krční obratle** mají nejmenší těla a jejich trnové výběžky jsou rozdvojené, s výjimkou posledního krčního obratle, který má trnový výběžek paličkovitě zakončený. Svou stavbou se značně od ostatních obratlů liší první dva krční obratle. **Nosič (atlas)** má prstenčitý tvar a nemá vlastní tělo ani trnový výběžek (Dylevský, 2011). Celý obratel tvoří dva kostěné oblouky s mohutnějšími bočními partiemi (massae laterales). Na jeho horní ploše jsou ledvinovité plošky (facies articulares superiores) pro skloubení s týlní kostí. Na předním oblouku je malá okrouhlá kloubní plocha pro zub čepovce (fovea dentis). **Čepovec (axis)** má tvar typického krčního obratle, který je však větší než obratel C3. Z těla tohoto obratle vyčnívá kraniálně na horní straně výběžek zvaný dens axis (Čihák, 2011).

**Hrudní obratle** mají vysoká a předozadně hluboká těla, jejichž výšky postupně přibývá od Th1 kaudálně. Na koncích příčných výběžků jsou vpředu kloubní plošky pro hrbolky žeber. Trnové výběžky jsou dlouhé a špičaté, až po Th7 se více kaudálně sklánějí a navzájem překrývají. Od Th7 po Th12 se postupně napřimují a přechází do destičkovitého tvaru bederních obratlů (Čihák, 2011).

**Bederní obratle** mají ze všech obratlů největší tělo. Trnové výběžky mají tvar čtverhranných destiček, ze stran oploštěných. Tělo obratle L5 je vpředu vyšší než vzadu, proto přechod tohoto obratle v kost křížovou vytváří vpředu typické zalomení, zvané *promontorium*. Na bederních obratlích se nachází processus costales, které jsou původem rudimentární žebra a zastupují zde příčné výběžky (Čihák, 2011).

**Kost křížová** (os sacrum) je tvořená srostlými sakrálními obratli. Je široká kraniálně a kaudálně se zužuje (Čihák, 2011). Kost křížová je klínovitě vsazena mezi pánevní kosti, kde prostřednictvím facies auricularis tvoří křížokyčelní kloub. Horní plocha kosti je kloubně spojena s posledním bederním obratlem (Dylevský, 2011).

**Kost kostrční** (os coccygis) vznikla spojením těl čtyř až pěti kostrčních obratlů, oblouky těchto obratlů zanikly. Mezi křížovou kostí a kostrčí je synchondrosa (Čihák, 2011).

### **1.1.2.2 Meziobratlová ploténka**

Meziobratlové ploténky (disci intervertebrales) jsou různě vysoké pružné chrupavky, které jsou vsunuty mezi obratlová těla. Nejvyšší ploténky se nachází mezi bederními obratli, páteř je v tomto úseku velmi pohyblivá, ale také nejvíce zranitelná (Dylevský, 2011). Discus intervertebralis není mezi atlasem a axis, první je mezi axis a C3, poslední mezi L5 a S1 (Čihák, 2011). Vnější stranu disku tvoří cirkulárně uložená vlákna vazivové chrupavky a fibrózního vaziva, nazývá se *anulus fibrosus*. Centrální část je tvořena gelovým kulovitým jádrem, zvaným *nucleus pulposus*, které absorbuje zátěž a umožňuje pohyb mezi těly obratlů (Gallo, 2011).

Meziobratlové ploténky jsou uspořádáním své vnitřní struktury odolné především na vertikálně působící tlak, ale jen velmi málo odolávají smykovému tření. Při statickém zatížení se disk chová jako destička složená z pružných koncentrických prstenců, v jejichž středu je prakticky nestlačitelný nucleus pulposus. Při tomto zatížení se prstence napínají a disk se rovnoměrně oplošťuje. Při dynamickém zatížení se obratle vždy naklánějí a chrupavka je zatěžována nerovnoměrně. Meziobratlová ploténka dovoluje flexi, extenzi, posun v sagitální a frontální rovině i rotační pohyb páteře (Dylevský, 2009).

Během extenze páteře se vzadu snižuje meziobratlový prostor a nucleus pulposus je vytlačován dopředu, kde vyvíjí tlak na přední vlákna anulus fibrosus. Během flexe nastává opačná situace, kdy je jádro ploténky vytlačováno dozadu, přičemž tlačí na zadní vlákna prstence. Při lateroflexi je jádro ploténky vytlačováno na stranu opačnou, než je úklon. Při rotaci dochází k největšímu napětí na vnitřních vláknech prstence, proto je jádro ploténky vystaveno značným kompresním silám. Avšak nejzranitelnější kombinace pohybu pro meziobratlovou ploténku je flexe se současnou rotací páteře (Kapandji, 2008).

### **1.1.2.3 Ligamenta páteře**

Ligamenta páteře zahrnují dlouhé vazy, které podélně poutají prakticky celou páteř, a krátké vazy, spojující oblouky a výběžky sousedních obratlů (Čihák, 2011). Vazivové komponenty páteře jsou bohatě inervovány, proto je vazivo důležitým zdrojem proprioceptivních informací (Dylevský, 2009).

K dlouhým vazům patří přední a zadní podélný vaz. Ligamentum longitudinale anterius běží po přední ploše obratlových těl, tj. od předního oblouku atlasu až na přední plochu křížové kosti. Tento vaz je vždy pevněji fixován k hornímu okraji obratlového těla než k jeho dolnímu okraji. Napíná se při záklonu (retroflexi) a brání ventrálnímu vysunutí meziobratlové ploténky. Ligamentum longitudinale posterius běží po zadní ploše

obratlových těl, je užší než vaz přední a v bederním úseku je redukován pouze na několik vazivových proužků. Svým průběhem tvoří přední stěnu páteřního kanálu. Napíná se při předklonu (anteflexi) páteře a zamezuje vysunutí meziobratlové destičky do páteřního kanálu, což je však nejhůře zajištěno právě v bederním úseku páteře (Dylevský, 2009).

Krátké vazy páteře nesou svůj název podle úponů na jednotlivých částech obratlů. Ligamenta flava (ligamenta interarcualia) spojují oblouky sousedních obratlů a doplňují páteřní kanál. Obsahují značné množství elastických vláken, čemuž odpovídá jejich žluté zbarvení. Tyto vazy stabilizují páteř při předklonu, kdy se napínají a svou pružností umožňují opětovný návrat segmentu do původní polohy. Ligamenta interspinalia spojují trnové výběžky obratlů, omezují rozvírání obratlových trnů při předklonu páteře. Paralelně s nimi probíhají také interspinální svaly. V krčním a hrudním úseku páteře tvoří tyto vazy pruhy, které přesahují hroty trnových výběžků a označují se jako ligamentum supraspinale. Zvláště v krčním úseku páteře se táhnou až k týlní kosti, kde formují šíjovou přepážku zvanou septum nuchae. Ligamenta intertransversalia vedou mezi příčnými výběžky obratlů, souběžně se stejnojmennými svaly. Limitují rozsah předklonu a úklonu páteře na kontralaterální straně (Čihák, 2011; Dylevský, 2009).

#### ***1.1.2.4 Svaly páteře***

Kinematickou komponentou pohybového segmentu páteře jsou různé svalové skupiny. Pohyb páteře zajišťují především svaly zádové, břišní a krční, ale na pohybu nebo fixaci celého systému se může účastnit i bránice (Dylevský, 2009).

Zádové svaly jsou rozprostřeny ve čtyřech vrstvách, přičemž v prvních třech vrstvách uložených nejvíce na povrchu těla jsou m. trapezius, m. latissimus dorsi, m. rhomboidei, m. levator scapulae, m. serratus posterior superior et inferior. Čtvrtá, nejhlubší vrstva, je nazývána autochtonní, neboli hluboké svalstvo zádové (Čihák, 2011).

Hluboké zádové svaly mají krátké snopce, spojují tedy pouze sousední segmenty páteře, které extendují, rotují, ale hlavně zajišťují vzájemnou polohu obratlů, tedy stabilizují hybné segmenty (Dylevský, 2011). Svaly jsou připojeny zezadu k páteři v celém jejím rozsahu, tedy od kosti křížové až po záhlaví. Při jejich oboustranné aktivaci dochází k extenzi páteře, proto se jako celek označují pojmem m. erector trunci. Rozlišujeme čtyři systémy v tomto svalstvu, přičemž každý z nich má jiný průběh svalových snopců a tedy i jinou funkci (Čihák, 2011).

- Spinotransversální systém je na povrchu m. erector trunci, patří zde m. splenius, m. longissimus a m. iliocostalis. Směr svalových snopců je od trnových výběžků kranálně

přes více obratlů k výběžkům příčným. Při oboustranné akci dochází k vzpřímení páteře a zaklánění hlavy, při jednostranné akci nastane úklon páteře a rotace na stranu působícího svalu.

- Spinospinální systém spojuje navzájem trnové výběžky obratlů, celý komplex se označuje jako m. spinalis. Je uložen mediálně od m. longissimus. Svalové snopce začínají na kaudálnějších trnových výběžcích, přeskakují jeden až dva trny a upínají se na trnové výběžky kraniálnějších obratlů. Tento systém je dobře vyvinutý v oblasti hrudní páteře, naproti tomu je méně zřetelný v krčním úseku. Jeho funkcí je vzpřimování páteře.
- Transversospinální systém má svalové snopce opačného směru než je tomu u systému spinotransversálního. To znamená, že průběh snopců je od příčných výběžků kraniálně k výběžkům trnovým, přičemž snopce přebíhají jeden i více páteřních segmentů. Celek tohoto systému se označuje jako m. transversospinalis, který se sestává z m. semispinalis, mm. multifidi a mm. rotatores. Při oboustranné aktivaci dochází k napřimování páteře, při jednostranné akci uklání páteř na stranu kontrahovaného svalu a současně rotuje na stranu opačnou.
- Systém krátkých svalů hřbetních zahrnuje drobné svaly mezi sousedícími obratli, jedná se o nejhluběji uložené svaly z celého systému hlubokých svalů zádoových. Patří zde mm. interspinales, které probíhají mezi obratlovými trny a napomáhají záklonu páteře, a mm. intertransversarii, které se nachází mezi příčnými výběžky a napomáhají při úklonu páteře (Čihák, 2011).

#### ***1.1.2.5 Palpace vybraných kostěných struktur***

Palpace patří spolu s aspekci mezi nejstarší vyšetřovací metody pohybového systému. Ačkoliv se v současné medicíně využívají pro stanovení diagnózy spíše zobrazovací a laboratorní metody, palpce hraje nezastupitelnou roli v případech, kdy není zjištěn žádný nález a pacient má přesto klinické potíže. Při této vyšetřovací metodě se však jedná o subjektivní vjem vyšetřujícího a proto kvalita vyšetření velmi záleží na míře jeho zkušeností, znalostech anatomie, ale také dobré prostorové představivosti a schopnosti správné syntézy poznatků (Poděbradská, 2018).

Při palpaci pánve a trnových výběžků páteře jsme za stojícím pacientem. Mediální částí rukou umístíme laterálně na nejvyšším bodě pánevních hřebenů, a to vždy shora. Sklouzáváme rukama laterálně nad pasem, dolů. Pak pokračujeme palpací směrem



dorzálním a porovnááme výši paravertebrálně uložených částí kosti pánevní, jejichž postavení odpovídá postavení spinae iliacaе posteriores superiores (zadních spin). Zadní spiny se palpují zdola a trochu ze strany, směrem nahoru (Lewit, 2003).

Pomyslným spojením horních částí pánevních hřebenů se dostaneme do meziobratlového prostoru posledních bederních obratlů. Trnový výběžek obratle L4 a L5 leží nad a pod touto spojnicí. Poté co jsme našli meziobratlový prostor L4/L5, postupujeme v palpaci kraniálně a definujeme trnové výběžky dalších obratlů. Trnový výběžek L5 je při předklonu a záklonu poslední pohyblivý trn (Hoppenfeld, 1976).

Orientačním bodem horního úseku páteře je trn C7 zvaný vertebra prominens, který však může být zaměněn s prvním hrudním obratlem. Přesné stanovení trnového výběžku C7 se nejlépe daří během retroflexe krční páteře, přičemž pokládáme dva prsty na sousedící trny v oblasti cervikothorakálního přechodu. Během tohoto manévru se trn C6 posunuje dopředu, takže uniká pod palpujícím prstem, zatímco trn C7 zůstává na místě (Lewit, 2003).

### **1.1.3 Kineziologie páteře**

Páteř, vnímána jako celek, si lze představit jako kloub se třemi stupni volnosti, což umožňuje flexi a extenzi, lateroflexi a rotaci. Ačkoliv je rozsah těchto základních pohybů mezi jednotlivými obratli velmi malý, vzhledem k celé páteři je už poměrně význačný (Kapandji, 2008).

#### ***1.1.3.1 Pohyby páteře***

Pohyby do flexe a extenze se dějí v sagitální rovině. Flexe axiálního systému závisí na schopnosti protažení svalových antagonistů, tj. vzpřimovačů trupu, dále na elasticitě vazivového aparátu páteře, pohyblivosti intervertebrálních kloubů páteře a síle agonistů. Na flexi trupu se podílí hlavně m. rectus abdominis, m. obliquus externus et internus abdominis a flexory kyčelního kloubu, tj. m. iliopsoas, m. tensor fasciae latae, m. sartorius a další. Extenze axiálního systému je závislá na protažení břišních svalů, elasticitě vazivového aparátu páteře, pohyblivosti kloubů páteře a síle vzpřimovačů trupu. Na pohybu se podílí především m. erector spinae, m. latissimus dorsi a m. trapezius. Pomocnou funkci mají m. gluteus maximus a ischiokrurální svaly (Dylevský, 2009).

Lateroflexe probíhá ve frontální rovině. Pohyb je zprvu usnadněn gravitací a antagonisté jej inhibují svým napětím, teprve až v krajní lateroflexi se aktivují také agonistické svalové skupiny. Na úklonu trupu se na přední straně podílejí především m. rectus abdominis, m. obliquus externus et internus abdominis, m. iliopsoas a m. pectoralis

major. Na zadní straně trupu se lateroflexe účastní m. erector spinae, m. quadratus lumborum, m. latissimus dorsi a m. trapezius (Dylevský, 2009).

Rotace probíhá v transverzální rovině a vyžaduje sérii po sobě jdoucích svalových kontrakcí stejného průběhu a směru. Při rotaci páteře doleva se na přední straně trupu účastní m. obliquus externus abdominis dexter, m. obliquus internus abdominis sinister, m. pectoralis major dexter, m. serratus anterior dexter a m. sternocleidomastoideus dexter. Na zadní straně trupu se při rotaci aktivuje m. splenius sinister, m. transversospinalis, mm. levatores costarum, mm. intercostales externi et interni (Dylevský, 2009).

### ***1.1.3.2 Páteř během stojné fáze***

Při symetrickém zatížení obou dolních končetin je z bočního pohledu patrné zakřivení páteře do lordózy v bederním úseku, tedy páteř je konvexní dopředu. Při stejném nastavení, ale pohledu zezadu, se jeví rovná. V případě, že je tělo zatíženo asymetricky a zátěž je na jedné dolní končetině, dojde k poklesu pánve na straně nezatížené, tedy k sešikmení pánve. Páteř na to reaguje tím, že v bederní části vznikne konkáv na straně zatížené končetiny. Na toto laterální zakřivení reagují kompenzačně také kraniální části páteře a to tak, že hrudní páteř tvoří konkáv na stranu opačnou než je tomu u bederní páteře, kdežto krční páteř má zakřivení podobné jako v bederním úseku. (Kapandji, 2008).

## **1.1.4 Deformity páteře**

I přes současné možnosti medicínské techniky a farmakologie přibývá pacientů trpících bolestmi zad. Během života se s nimi setká téměř 80% dospělé populace (Gallo et al., 2011). U zdravého jedince má páteř fyziologicky čtyři zakřivení, kterými jsou krční lordóza, hrudní kyfóza, bederní lordóza a křížová kyfóza, která musí navzájem splňovat vyhovující postavení jejich obratlů. Pokud se na páteři objeví deformity nebo abnormality, naruší se její fyziologická funkce a může dojít k snížení pohyblivosti páteře, vzniku bolestivých stavů, ale také k omezení dechové a srdeční kapacity (Dashti & Dashti, 2020).

### ***1.1.4.1 Hyperkyfóza***

Hyperkyfóza je konvexní zakřivení páteře, které dorzálně přesahuje fyziologické rozmezí. Jde o skupinu nemocí, které vznikají buď z neznámých důvodů v době pubertálního růstového období (Scheuermannova choroba) nebo ze známých příčin, kam patří posturální a sekundární kyfózy (po laminektomiích, posttraumatické, po ozářeních, při osteoporóze, při

nádoru, při morbus Bechtěrev). Velmi vzácná je kongenitální kyfóza, která může postihnout kteroukoliv část páteře a mívá závažné důsledky (Gallo et al., 2012; Kolář et al., 2012).

**Scheuermannova choroba (juvenilní hyperkyfóza)** je strukturální vada páteře projevující se zvýšenou hrudní kyfózou. Nejčastěji vzniká v období akcelerace růstu, většinou na konci růstového období. Období výrazné progresy strukturální hyperkyfózy se nazývá **floridní stadium**. Výskyt tohoto onemocnění je poměrně dosti vysoký (Kolář et al., 2012). Etiologie onemocnění není zcela jasná, předpokládá se onemocnění krycí destičky obratlového těla, podíl transitorní osteoporózy a genetických predispozic. Následkem toho jsou obratle klínovitě deformovány, dochází ke snížení meziobratlových plotének a v častých případech vznikají **Schmorlovy uzly**, tedy výhřez chrupavčité části meziobratlové ploténky do těla sousedícího obratle (Gallo et al., 2011).

**Posturální kyfóza** je spojena s vadným držením těla a není podmíněna strukturálními změnami na páteři. S tímto druhem onemocnění se lze setkat v dětství i v dospělosti a dle některých autorů je posturální kyfóza často sdružená s výskytem syndromu generalizované hyperlaxicity a svalovou dysbalancí. Na vzniku onemocnění se podílí také některé civilizační nešvary, kterými jsou hlavně nedostatek vhodné pohybové aktivity nebo časté vysedávání u počítače/televize (Gallo et al., 2011). V klinickém obraze je hyperkyfóza thorakolumbálního úseku páteře charakteristická kompenzační lordózou krčního a dolního bederního úseku páteře s anteverzí pánve a zkrácením flexorů kyčelních a kolenních kloubů. Současně s tím jsou oslabeny břišní a některé zádové svaly, zatímco na jiných dochází ke zkrácení (Gallo et al., 2011).

**Morbus Bechtěrev**, neboli ankylozující spondylitida, je systémové chronicko-progresivní zánětlivé onemocnění páteře, které postihuje více muže zpravidla koncem druhého a třetího decennia. Postiženy bývají jak klouby na páteři tak i vazivové stabilizátory páteře. Na rozdíl od revmatoidní artritidy, kde je primární zánět synoviální výstelky kloubů, u spondylartritidy je primární lézí zánět kloubního pouzdra, šlach a ligament při úponu do kosti. Typicky dochází k jejich kalcifikaci a následnému omezení pohyblivosti páteře. Zpočátku jsou přítomny bolesti křížokyčelních kloubů, úponové bolesti – nejčastěji v oblasti patní a sedací kosti, ale s rozvojem choroby dochází k omezení pohyblivosti páteře většinou směrem kaudokraniálním. Omezením pohyblivosti v úseku hrudní páteře a prohloubením kyfózy se zhoršuje také dýchání (Gallo et al., 2011, Kolář et al., 2012).

#### 1.1.4.2 Skoliózy

Jedná se o patologické zakřivení páteře ve frontální rovině. Jak uvádí Dashi & Dashi (2020), tato anomálie má zpočátku tvar písmene C, ale postupně se mění do esovitého tvaru. Někdy je toto onemocnění velmi progresivní a u jedinců může způsobit nemalé obtíže jako je snížení dechové kapacity plic a značné omezení kvality života.

Součástí každé závažné deformity bývá také porucha zakřivení v sagitální a transverzální rovině, jedná se tedy o trojdimenzionální deformitu páteře. Popisujeme **primární křivku**, která se objevila jako první a svým rozsahem je nejzávažnější s nejvýraznějšími strukturálními změnami. Zakřivení, které vzniklo jako kompenzace primární křivky, se nazývá **sekundární křivka** a má obvykle menší rozsah strukturálních změn. K největším deformitám samotných obratlů dochází na vrcholových a přechodných obratlích. Jako vrcholový obratel se rozumí ten, který se ve strukturální křivce nachází nejdále od vertikální osy páteře a je nejvíce rotovaný. **Strukturální křivka** je ta část páteře, která má tvarové změny na obratlích, a proto nemá normální pohyblivost. **Nestrukturální křivka** je část páteře, která nemá změny na páteři, proto má normální rozsah pohybu (Gallo et al., 2011, Kolář et al., 2012).

Současně se změnami na páteři dochází také ke změnám na žebrech. Na konvexní straně hrudníku jsou žebra roztažena od sebe a tvoří gibbus, kdežto na konkávní straně jsou hluboce vtažena a natlačena k sobě. Lopatka je na vybočené straně hrudníku posunuta kraniálně a laterálně, je tedy postavena výše než na straně konkávní, kde je spíše v retrakci. Na straně konvexní je crista iliaca postavena níže než na straně druhé. Takto vzniklé šikmé postavení pánve vyvolává u nemocných pocit zkrácení dolní končetiny na konkávní straně. Tíže křivky je nejčastěji vyjadřována ve stupních měřených metodou dle Cobba na předozadních a bočních projekcích, přičemž za skoliózu považujeme rozsah jedenáct a více stupňů (Kolář et al., 2012, Repko, 2012).

V praxi se nejčastěji setkáváme s idiopatickou skoliózou, přičemž dívky jsou postiženy třikrát častěji než chlapci. Ačkoliv etiologie onemocnění není doposud přesně známá, předpokládá se multifaktoriální aspekty nemoci s genetickou predispozicí. Skolióza je zpočátku flexibilní, ale časem, při nesprávné léčbě, se mění v křivku fixovanou – strukturální. Při těžkých křivkách nad 60° dle Cobba se rozvíjí závažná deformita hrudníku, která se projeví poruchou ventilační funkce s následnou kardiopulmonální insuficiencí (Gallo et al., 2011).

Lze se také setkat s tzv. funkční skoliózou, která nemá sama o sobě strukturální příčinu, ale vzniká jako následek vadného držení těla, jednostranného přetěžování nebo jako kompenzace zkrácení jedné dolní končetiny (Kolář et al., 2012).

## **1.2 Pletenec dolní končetiny**

Pletenec dolní končetiny je tvořen dvěma pánevními kostmi (ossa coxae) a kostí křížovou (os sacrum), jejichž spojením vzniká kostěná pánev. Pánevní kost je tvořena ze tří původně samostatných kostí, kterými jsou kost kyčelní (os ilium), kost sedací (os ischii) a kost stydká (os pubis). Všechny tyto tři kosti se spojují v jamce kyčelního kloubu (acetabulum). Pletenec dolní končetiny spolu s kyčlí tvoří tzv. kořenovou oblast končetiny (Čihák, 2011; Dylevský, 2009).

Pletenec dolní končetiny je tvořen pevným kruhem kostí, které jsou navzájem spojeny dvěma křížokyčelními klouby (art. sacroiliaca), jedním chrupavčítým spojením (symphysis pubica) a několika silnými vazy. Prostřednictvím tohoto kostěného kruhu se přenáší váha trupu na dolní končetiny (Dylevský, 2009).

### **1.2.1 Nestejná délka dolních končetin**

Rozdíl v délce dolních končetin lze dle etiologie rozdělit na strukturální a funkční. Strukturální příčina je způsobena rozdílnou velikostí nebo tvarem kostěných struktur, může jít o kongenitální patologii, jako je například vrozená atrofie kyčelního kloubu, nebo získanou patologii, která může být zapříčiněna infekcí, tumory nebo operačními výkony na kloubech a kostech. Funkční etiologie nestejných délek dolních končetin je bez zjevných strukturálních změn, může vzniknout jako důsledek patologického svalového tonu nebo omezením kloubní pohyblivosti na kloubech DK nebo páteře (Gurney, 2002).

Bylo prokázáno, že až 30% pacientů, u kterých byla zjištěna odlišná délka dolních končetin, trápí bolesti dolního úseku zad. Jednou z nejčastějších příčin vzniku těchto anomálií jsou stavy po totální endoprotéze kyčelního kloubu, přičemž již malý rozdíl v délce končetin může vést k potížím v SI kloubech, bolestem zad nebo svalovým dysbalancím (Betsch et al., 2019).

#### **1.2.1.1 Diagnostické metody**

Vyšetření délky dolních končetin se zpravidla provádí v rámci komplexního muskuloskeletálního vyšetření pacienta. Ve stoji s propnutými oběma koleny se jak aspekci,

tak palpací hodnotí postavení pánevních hřebenů nebo předních horních spin vůči horizontální linii, je-li rozdíl ve stranovém postavení, lze předpokládat rozdíl v délce dolních končetin (Mahmoud et al., 2017). Z klinických vyšetřovacích metod lze uvést tzv. nepřímou metodu hodnocení prováděnou ve stoji, kdy je palpací pánevních hřebenů hodnoceno postavení pánve a následně je kratší DK podložena příslušně vysokou destičkou (podložkou) tak, aby byly pánevní kosti v linii. (Gurney, 2002; Murray, 2015). Vogt et al. (2020) uvádí, že tento způsob hodnocení může být doplněn také o rentgenový snímek, který je přesnější než subjektivní hodnocení vyšetřujícího, ačkoliv tento způsob je volbou spíše tam, kde je již v plánu chirurgická korekce. Gurney (2002) dále popisuje tzv. přímou metodu hodnocení délky DK, která je prováděna vleže na zádech měřením vzdálenosti definovaných bodů měřicí páskou. Tabulka 1 přehledně popisuje měřené vzdálenosti dle Haladové & Nechvátalové (2010).

Tabulka 1

*Posouzení délky dolní končetiny (Haladová & Nechvátalová, 2010)*

	<b>Proximální bod</b>	<b>Distální bod</b>
Funkční délka DK	Spina iliaca anterior superior	Malleolus medialis
Anatomická délka DK	Trochanter major	Malleolus lateralis
Délka DK při asymetrii pánve	Umbilicus	Malleolus medialis

Způsob hodnocení pomocí měřicí pásky často není tak spolehlivý v porovnání např. s radiologickými metodami. Jako zlatý standard se v diagnostice uplatňuje rentgen, který navíc umožňuje snímat vyšetřovanou osobu ve funkčně vypovídající pozici - tedy ve stoji, což magnetická rezonance ani počítačová tomografie neumožňují (Young et al., 2000). V dnešní době si lze jen těžko představit diagnostiku nemocí pohybového aparátu bez využití zobrazovacích metod. Mezi nejčastější patří:

- Rentgen (RTG) – rentgenový snímek vzniká ozářením filmu pokrytého fotosenzitivní emulzí. U moderních systémů je výsledný snímek digitální a zpracovává se počítačově. Výsledný obraz ovlivňuje zejména schopnost tkání absorbovat záření. Nejvíce záření pohlcují kosti a kalcifikované struktury – například kalcifikující tendinitis nebo heterotopické osifikace (Gallo et al., 2011).
- Počítačová tomografie (CT) – obsahuje zdroj rentgenového záření a detektory uspořádané v řadách, obojí krouží kolem těla pacienta. Takto získáme příčné řezy

vyšetřované oblasti. Stejně jako u prostého RTG snímku i zde výsledek závisí na schopnosti tkání absorbovat záření, velmi dobře se zobrazí kosti a kalcifikované struktury, částečně měkké tkáně. Výhodou CT snímku je prostorové uspořádání anatomických a patologických struktur (Gallo et al., 2011).

- Ultrazvuk (UZ) – při této zobrazovací metodě se využívá akustických vln mimo slyšitelné spektrum (v medicíně se frekvence nejčastěji pohybuje mezi 3,5 až 15 MHz. Akustické vlny se nejlépe šíří tekutinami, proto jsou pomocí ultrazvuku obzvláště dobře zobrazeny orgány a měkké tkáně obsahující větší množství vody (podkoží, svaly, cévy, naplněný kloub) nebo přímo tekutinové kolekce (cystické léze, hematomy, abscesy) (Gallo et al., 2011).
- Magnetická rezonance (MR) – tato zobrazovací metoda je založena na změnách chování atomových jader umístěných v silném vnějším magnetickém poli po aplikaci elektromagnetického pulzu. Zásadní roli hrají jádra vodíku v molekulách vody, v organických molekulách a makromolekulách. Magnetická rezonance je vhodná především k hodnocení měkkých tkání, kloubů a kostní dřevě (Gallo et al., 2011).

#### ***1.2.1.2 Terapeutické přístupy***

Mnoho autorů doporučuje řešit problémy způsobené rozdílnou délkou dolních končetin vložení podpatěnky do boty, ale v případě, že se nejedná o strukturální příčinu, je tento postup podkládání jedné DK nevhodnou léčebnou metodou. Jedná-li se o funkční etiologii, terapie by se měla týkat zejména oblasti pánve, kyčelních kloubů a/nebo páteře, než pouze samotné dolní končetiny (Mahmoud et al., 2017).

Konzervativní léčba je převážně metodou volby u pacientů s mírným rozdílem v délce DKK (2 až 5 cm). Pomocí podpatěnky se doporučuje kompenzovat rozdíl do 2 cm, při rozdílu až 5 cm je vhodné použít kompenzační vložku do boty, která podkládá celou plochu chodidla. Při korekci rozdílu více jak 5 cm vzrůstá nestabilita a je nutné použít současně i ortézu kotníku, což však vede k riziku pozdějšího omezení pohyblivosti v hlezenním kloubu. V terapii této problematiky je také možný chirurgický zákrok, který je metodou volby zejména v případě větších abnormalit. U každého pacienta musí být individuálně zhodnoceno, zda bude léčba spočívat v konzervativním nebo chirurgickém přístupu (Vogt et al., 2020).

### 1.2.2 Lateralita dolních končetin

Lateralitu lze definovat jako stranovou asymetrii zapojení párových orgánů a struktur těla do různých funkcí (Vařeka, 2001). Laterální preference končetiny spočívá v přednostním, nikoliv však výhradním, užívání pravé nebo levé končetiny při koordinačně nebo fyzicky náročnější činnosti (Měkota, 1984 in Zaatar & Vařeka, 2006). Laterální dominance značí a) převládnutí jedné činnosti (funkce) jednoho párového orgánu či struktury při současném vykonávání různých činností (funkcí), nebo b) stranově rozdílnou výkonnost pro stejnou činnost (funkci). Lateralizace funkcí byla prokázána nejen pro horní končetiny, kde je nejzřetelnější, ale uplatňuje se také při funkci nohou, očí, uší atd. (Vařeka, 2001).

Po dlouhou dobu se v literatuře udržoval názor, že vztah lateralit horních a dolních končetin je překřížený. Tento názor byl ale později vyvrácen. Ve volných, ale také ve sportovních činnostech se ukázalo, že pohybově obratnější a šikovnější bývá DK na téže straně jako obratnější ruka. Na dolních končetinách lze odlišit jejich nesouměrnou činnost, kdy jedna končetina je zdatnější v silových výkonech (noha odrazová), kdežto druhá je obratnější ve výkonech vyžadující přesnost a šikovnost při švihů (noha švihová). Dominance dolní končetiny se určuje podle nohy švihové. Nejčastějším testováním lateralit DK je kopnutí do míče nebo výstup na stoličku (Drnková & Syllabová, 1991; Paillard & Noé, 2020).

Jak uvádí Vařeka (2001), funkce dolních končetin hraje významnou úlohu při zajištění vzpřímeného stoje a bipedální lokomoce. Ve stoji i při lokomoci bylo opakovaně zjištěno rozdílné zatěžování dolních končetin. U jedné DK převažuje funkce stabilizační (brzdící), u druhé naopak dynamická (zrychlující). Zejména ve stoji jsou patrné klinicky významné rozdíly a to hlavně v případě atitudy, což je postura nastavená tak, aby umožnila zahájení a provedení cíleného pohybu. Pokud je dominantní pravá DK, lepší posturu (atitudu) pro její činnost zajišťuje levá DK.

Převážná část populace je pravoruká, výskyt levorukosti je udáván v rozmezí 1-5%. Bylo zjištěno, že 95% pravorukých lidí má obratnější rovněž pravou DK. U levorukých byla zjištěna shodná lateralita horních a dolních končetin pouze v 70 – 75%.



## 2 Cíle

Hlavním cílem této diplomové práce je zhodnotit změny tvaru páteře ve frontální i sagitální rovině mezi pozicemi stoj bez podložky (S0), stoj s nožní podložkou 10 mm (S10) a stoj s nožní podložkou 30 mm (S30).

### Dílčí cíle

- 1) Zhodnotit rozdíly ve tvaru páteře ve frontální a sagitální rovině mezi stoji S0 a S10.
- 2) Zhodnotit rozdíly ve tvaru páteře ve frontální a sagitální rovině mezi stoji S0 a S30.
- 3) Zhodnotit rozdíly ve tvaru páteře ve frontální a sagitální rovině mezi stoji S10 a S30.

### 3 Hypotézy

#### 3.1 Hypotézy pro náklon pánve ve frontální rovině

H<sub>01A</sub>: Není rozdíl v náklonu pánve ve frontální rovině mezi S0 a S10

H<sub>01B</sub>: Není rozdíl v náklonu pánve ve frontální rovině mezi S0 a S30

H<sub>01C</sub>: Není rozdíl v náklonu pánve ve frontální rovině mezi S10 a S30

#### 3.2 Hypotézy pro náklon akromionů ve frontální rovině

H<sub>02A</sub>: Není rozdíl v náklonu akromionů ve frontální rovině mezi S0 a S10

H<sub>02B</sub>: Není rozdíl v náklonu akromionů ve frontální rovině mezi S0 a S30

H<sub>02C</sub>: Není rozdíl v náklonu akromionů ve frontální rovině mezi S10 a S30

#### 3.3 Hypotézy pro zakřivení krční páteře ve frontální rovině

H<sub>03A</sub>: Není rozdíl v zakřivení krční páteře ve frontální rovině mezi S0 a S10

H<sub>03B</sub>: Není rozdíl v zakřivení krční páteře ve frontální rovině mezi S0 a S30

H<sub>03C</sub>: Není rozdíl v zakřivení krční páteře ve frontální rovině mezi S10 a S30

#### 3.4 Hypotézy pro zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině

H<sub>04A</sub>: Není rozdíl v zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S10

H<sub>04B</sub>: Není rozdíl v zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S30

H<sub>04C</sub>: Není rozdíl v zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině mezi S10 a S30

#### 3.5 Hypotézy pro zakřivení bederní páteře ve frontální rovině

H<sub>05A</sub>: Není rozdíl v zakřivení bederní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S10

H<sub>05B</sub>: Není rozdíl v zakřivení bederní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S30

H<sub>05C</sub>: Není rozdíl v zakřivení bederní páteře ve frontální rovině mezi S10 a S30

#### 3.6 Hypotézy pro náklon trupu ve frontální rovině

H<sub>06A</sub>: Není rozdíl v náklonu trupu ve frontální rovině mezi S0 a S10

H<sub>06B</sub>: Není rozdíl v náklonu trupu ve frontální rovině mezi S0 a S30

H<sub>06C</sub>: Není rozdíl v náklonu trupu ve frontální rovině mezi S10 a S30

#### 3.7 Hypotézy pro zakřivení krční lordózy v sagitální rovině

H<sub>07A</sub>: Není rozdíl v zakřivení krční lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S10

H<sub>07B</sub>: Není rozdíl v zakřivení krční lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S30

H<sub>07C</sub>: Není rozdíl v zakřivení krční lordózy v sagitální rovině mezi S10 a S30

### **3.8 Hypotézy pro zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině**

H<sub>08A</sub>: Není rozdíl v zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině mezi S0 a S10

H<sub>08B</sub>: Není rozdíl v zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině mezi S0 a S30

H<sub>08C</sub>: Není rozdíl v zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině mezi S10 a S30

### **3.9 Hypotézy pro zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině**

H<sub>09A</sub>: Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S10

H<sub>09B</sub>: Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S30

H<sub>09C</sub>: Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S10 a S30

### **3.10 Hypotézy pro náklon trupu v sagitální rovině**

H<sub>010A</sub>: Není rozdíl v náklonu trupu v sagitální rovině mezi S0 a S10

H<sub>010B</sub>: Není rozdíl v náklonu trupu v sagitální rovině mezi S0 a S30

H<sub>010C</sub>: Není rozdíl v náklonu trupu v sagitální rovině mezi S10 a S30

## 4 Metodika

Výzkum v rámci diplomové práce „Hodnocení vlivu výšky nožní podložky na tvar páteře“ byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci pod jednacím číslem 54/2018 (Příloha 1).

Zkoumané osoby byly předem seznámeny s průběhem měření a před započítím výzkumu podepsaly informovaný souhlas, jehož prostřednictvím byla zajištěna jejich anonymita (Příloha 2).

Měření prováděla autorka diplomové práce osobně po zaškolení vedoucím diplomové práce.

### 4.1 Charakteristika výzkumného souboru

Pro homogenitu souboru byly do výzkumného souboru vybrány pouze ženy, jednalo se o studentky z Univerzity Palackého v Olomouci. Metoda výběru byla formou inzerátu, který stručně shrnoval informace o průběhu měření a podmínkách zdravotního stavu potencionálních probandů. Pro zařazení do výzkumného souboru byl podmínkou dobrý fyzický stav a nulová historie vertebrogenních obtíží. Měření se celkem zúčastnilo 26 osob, nicméně 2 osoby byly ze souboru vyřazeny. Jedna osoba byla vyřazena, protože měla jako jediná dominantní LDK, druhá osoba byla vyřazena z důvodu nefyziologického tvaru bederní lordózy. Výzkumný soubor tedy tvořilo 24 žen, jak blíže popisuje Tabulka 2.

Tabulka 2

*Statistická charakteristika výzkumného souboru*

<b>Proměnná</b>	<b>Průměr ± SD</b>
Věk (roky)	24,2 ± 1,4
Hmotnost (kg)	61,8 ± 8,6
Výška (cm)	166,4 ± 5,3
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	22,3 ± 2,9
Asymetrie zatížení DK (%)	4,0 ± 3,2

*Poznámka.* SD = směrodatná odchylka; BMI = body mass index

## 4.2 Sběr dat

Měření probíhalo v laboratoři Katedry přírodních věd v kinantropologii v budově Centra kinantropologického výzkumu. V této místnosti se nacházelo veškeré potřebné vybavení pro měření, rovněž zde probíhalo vyplňování dotazníků s informovaným souhlasem.

Po podepsání informovaného souhlasu a vyplnění dotazníku byly u zkoumaných osob provedeny testy k určení dominantní dolní končetiny. Toto testování zahrnovalo kopnutí do míče, výpad dopředu a výstup na schod, přičemž každý z testů byl proveden třikrát. Dominantní dolní končetinou byla ta, která se během testování uplatnila početně nejvíce. U všech osob ve výzkumném souboru byla dominantní pravá dolní končetina.

Poté byl proband požádán k svléknutí oděvu do spodního prádla. Pro vyloučení náklonu pánve a tím případné rozdílné délky dolních končetin bylo ve stoji provedeno orientační palpační vyšetření výšek pánevních hřebenů.

Zatížení dolních končetin bylo měřeno pomocí dvou silových plošin AMTI OR6-7-1000, Advanced Mechanical Technology, Watertown, USA. Proband byl požádán o klidný návykový stoj na plošinách, přičemž každým chodidlem zatěžoval jednu plošinu. Zatížení plošin bylo snímáno po dobu 30 s, následně bylo vypočítáno zatížení obou dolních končetin a určena celková tělesná hmotnost. Dvě osoby měly asymetrii zatížení dolních končetin větší než 10 %, konkrétní hodnoty byly 12,0 % a 12,3 %.

Poté byly na těle každé testované osoby palpovány, a smývatelnou tužkou označeny, laterální okraje levého a pravého akromionu, 22 trnových výběžků obratlů C3-L5 a oboustranné spinae iliacaе posteriores superiores.

Měřeny byly tři pozice: stoj bez podložky (S0), stoj s podložkou 10 mm pod nedominantní dolní končetinou (S10) a stoj s podložkou 30 mm pod nedominantní dolní končetinou (S30) (Obrázek 1). Měření probíhalo v náhodném pořadí výše uvedených pozic, což bylo určeno hodem kostky. Pro jednotlivé číslice 1-6 byla určena unikátní kombinace výšky podložky (Tabulka 3).

Tabulka 3

*Určení náhodného pořadí měřených pozic pomocí kostky*

Číslo na kostce	Stoj s podložkou		
1	S0	S10	S30
2	S0	S30	S10
3	S10	S0	S30
4	S10	S30	S0
5	S30	S10	S0
6	S30	S0	S10

*Poznámka.* S0 = stoj bez podložky; S10 = stoj s podložkou 10mm pod nedominantní DK; S30 = stoj s podložkou 30mm pod nedominantní DK

Testovaná osoba si následně přešla do fixačního rámu a její nedominantní dolní končetina byla podložena příslušnou výškou nožní podložky, bližší popis uvádí kapitola 4.2.1. Všechny označené body byly snímány dotykem polohového snímače systému DTP-3, a to tak, že každá ze tří měřených pozic byla měřena třikrát, celkem tedy každá osoba absolvovala 9 měření.



*Obrázek 1.* Měřené pozice: zleva S0, S10, S30

### **4.2.1 Popis stoje během měření**

Z důvodu snížení titubací a tím zajištění přesnějších výsledků měření, byl stoj proveden ve fixačním rámu, který se sestával ze stojné plochy, podpůrné konstrukce a nastavitelných fixačních opěr. Proband se postavil do rámu a zaujal přirozenou pozici volného stoje. Pozice nohou se odvíjela od metatarzofalangeálních kloubů palců, které spočívaly ve středu fixačního zařízení. Součástí fixačního rámu bylo také posuvné aretační zařízení s pravítkem, které se dotýkalo zezadu pat probanda. Číslice nula na pravítku byla nastavena do středu linie mezi patami, odkud vedla ideální vertikála. Následně byly umístěny fixační opěry pro pánev, přičemž její přední část byla umístěna v oblasti horních předních spin a zadní část opěry byla těsně pod zadními horními spinami. Proband se o fixační komponenty neopíral, pouze lehce dotýkal. Jak uvádí Krejčí et al. (2012), kompletní fixační rám obsahuje také fixační opěry pro ramena a hlavu, avšak ty v rámci této studie nebyly použity.

### **4.3 Přístrojové vybavení**

Při výzkumu bylo k zaznamenání tvaru páteře využito systému DTP-3, vyvinutého na Univerzitě Palackého v Olomouci.

#### **4.3.1 Systém DTP-3**

Systém DTP-3 byl vyvinut pro neinvazivní měření tvaru páteře v sagitální a frontální rovině. Jedná se o mikropočítačový diagnostický systém, který prostřednictvím polohového snímače určuje polohu zvolených bodů v prostoru. Získané souřadnice jsou určeny pomocí kartézské soustavy souřadnic, kde osa „z“ prochází ideální vertikálou ve směru kaudokraniálním, osa „x“ probíhá ve směru mediolaterálním a osa „y“ ve směru posterioanteriorním. Za ideální vertikálu je považována vzestupná linie vedena z počátečního bodu, jenž se nachází ve středu spojnice pat. Frontální rovina je definována osami „xz“ a rovina sagitální osami „yz“ (Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012).

Polohový snímač se skládá ze dvou ramen, která jsou upevněna k základní desce. Před každým měřením je vodováhou kontrolována horizontální poloha této desky a určeny tři nastavovací body. Na polohovém snímači se nachází hrot, který se přikládá ke značkám na kožním povrchu měřené osoby. Technická přesnost polohového snímače vyjádřená jako střední chyba je 0,5 mm. Součástí diagnostického systému je také tlačítko, které drží vyšetřující během měření v druhé ruce, kdy při jeho stisknutí dochází k zaznamenání polohy zvoleného bodu. Získaná data z polohového snímače jsou přenášena prostřednictvím

elektronické jednotky do počítače a zpracována pomocí softwaru WinPat3 (Univerzita Palackého, Olomouc, Česká republika) do grafického a numerického výsledku (Phiri et al., 2009; Krejčí et al., 2012).

Součástí systému DTP-3 je také fixační rám sestavený firmou Amtek (Brno, Česká republika), díky němuž jsou sníženy titubace vyšetřované osoby během měření (Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012). Jednotlivé části této konstrukce jsou blíže popsány v kapitole 4.2.1. Obrázek 2 znázorňuje fixační rám, na Obrázku 3 je zobrazeno snímání bodů systémem DTP-3.



*Obrázek 2.* Fixační rám s pánevní a ramenní oporou





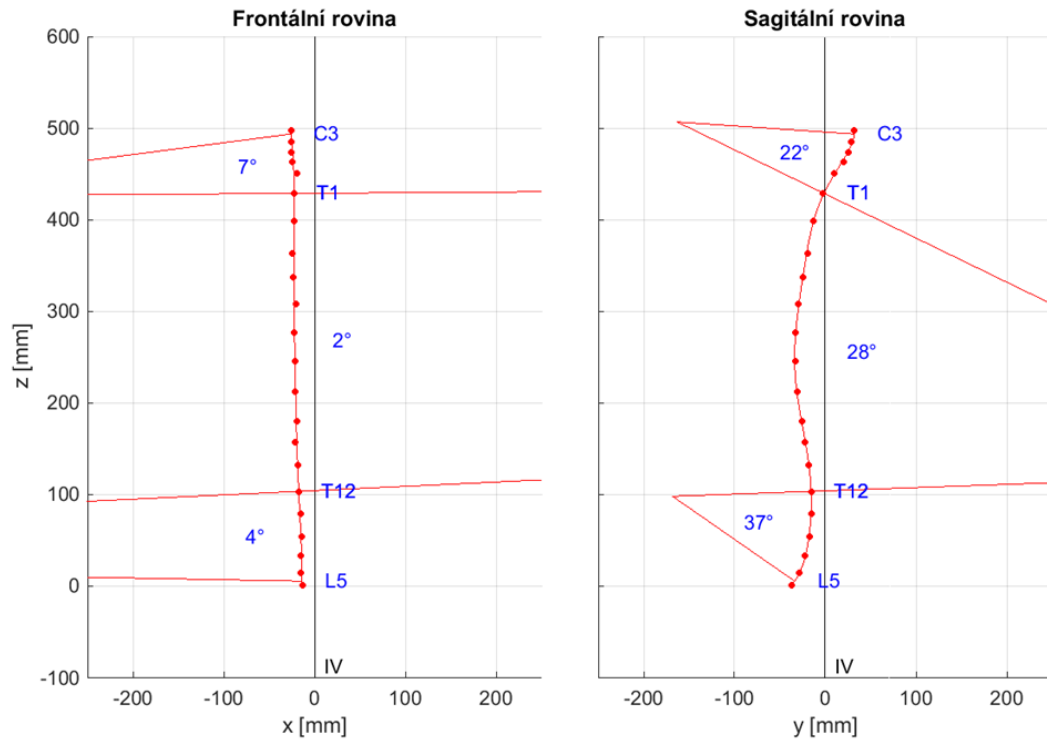
Obrázek 3. Měření systémem DTP-3 při stoji S0

#### 4.4 Analýza dat

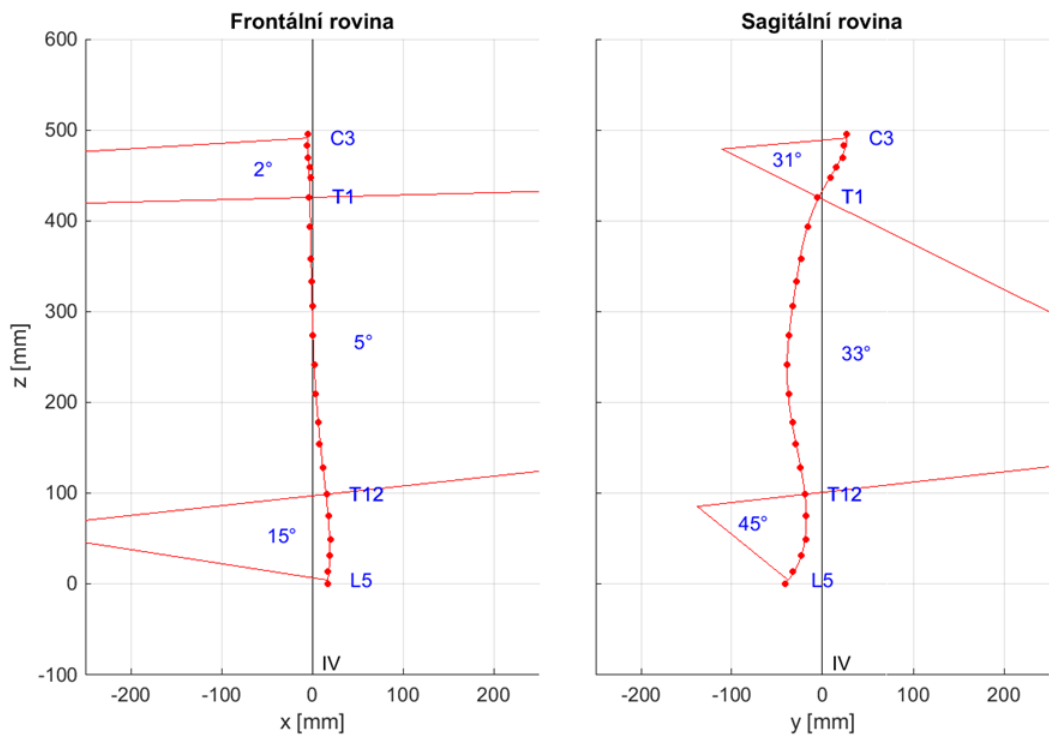
##### 4.4.1 Zpracování záznamu

Označené body na těle testovaných osob (pravý a levý akromion, 22 trnových výběžků obratlů C3-L5 a oboustranné spinae iliacaе posteriores superiores) byly pomocí polohového snímače systému DTP-3 přeneseny do počítače a vyhodnoceny softwarem WinPat3. U každé osoby byla vyhodnocena velikost úhlu zakřivení bederní, hrudní a krční páteře ve frontální i sagitální rovině (Obrázek 4,5,6). Pro účely této práce bylo použito celkem 216 záznamů (24 osob x 3 varianty stoje x 3 opakovaná měření). Software WinPat3 nejdříve z 3 opakovaných měření vypočítal průměrné hodnoty souřadnic každého měřeného bodu a pak provedl výpočet parametrů tvaru páteře ve frontální a sagitální rovině. Bederní křivka byla hodnocena v rozsahu Th12- L5, hrudní křivka mezi Th1 – Th12 a krční křivka mezi C3 a Th1. Náklon pánve byl vypočítán jako úhel mezi spojnicí spinae iliacaе posteriores superiores a vodorovnou rovinou. Analogicky byl vypočítán náklon akromionů jako úhel

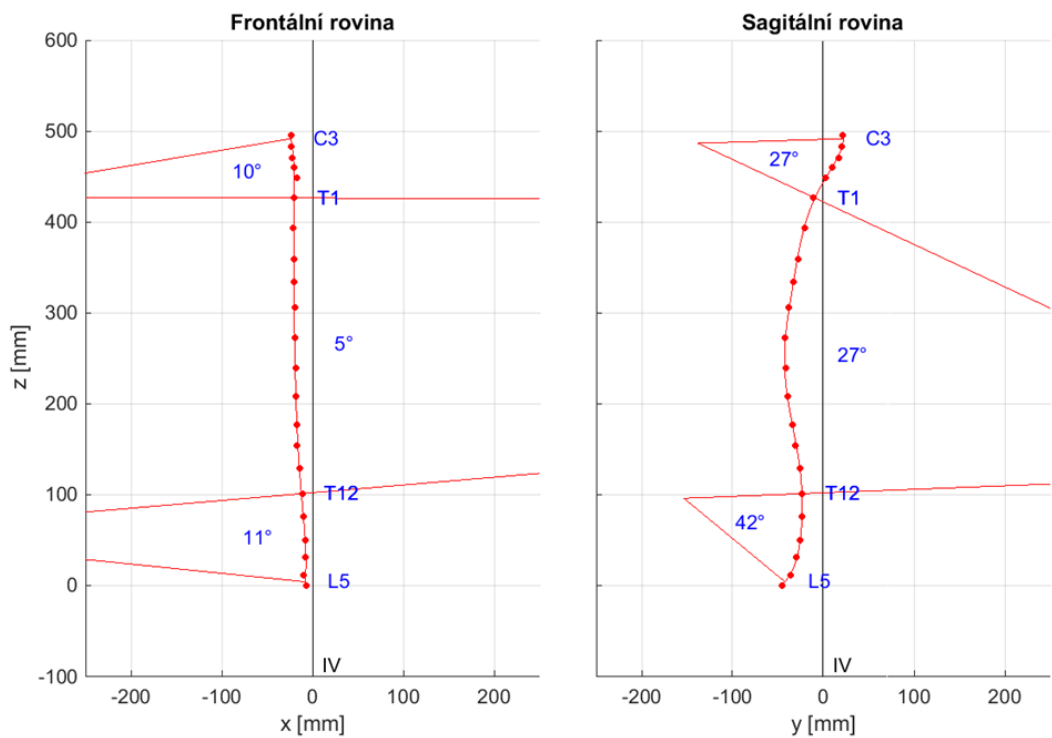
mezi spojnicemi akromionů a vodorovnou rovinou. Náklon trupu byl určen pomocí spojnice procházející středem mezi spinae iliacaе posteriores superiores a trnovým výběžkem C7. Hodnota náklonu trupu byla určena jako úhel mezi výše uvedenou spojnicí a ideální vertikálou a to jak ve frontální tak sagitální rovině.



Obrázek 4. Grafický záznam měření systémem DTP-3 při stoji bez podložky (S0) s uvedením úhlových stupňů



Obrázek 5. Grafický záznam měření systémem DTP-3 při stoji s podložkou 10 mm (S10) pod LDK s uvedením úhlových stupňů



Obrázek 6. Grafický záznam měření systémem DTP-3 při stoji s podložkou 30 mm (S30) pod LDK s uvedením úhlových stupňů

#### **4.4.2 Statistické zpracování dat**

Naměřená data byla zpracována pomocí aplikace Statistica (verze 13.4, TIBCO Software, Palo Alto, USA). Z popisných statistických charakteristik byl použit aritmetický průměr a standardní odchylka. Změny v úhlových parametrech páteře mezi zkoumanými variantami stoje byly hodnoceny pomocí analýzy rozptylu (ANOVA) pro opakovaná měření a příslušných Fisherových LSD post-hoc testů. Výsledky, u kterých je  $p < 0,05$ , byly posouzeny jako statisticky významné.

## 5 Výsledky

Hodnoty tvaru páteře jsou prezentovány jako aritmetický průměr  $\pm$  směrodatná odchylka v úhlových stupních [°]. Podle konvence zavedené v software WinPat3 značí kladné hodnoty zakřivení páteře ve frontální rovině levostranné vychýlení oblouku a záporné hodnoty znamenají pravostranné vychýlení oblouku. Kladné hodnoty náklonu pánve nebo akromionů znamenají, že pravá SIPS nebo pravý akromion je výše než levá SIPS nebo levý akromion. Všem testovaným osobám byla podkládána jejich nedominantní dolní končetina, tedy levá (LDK). Pojmy „S0“, „S10“ a „S30“ jsou v grafech uváděny pod slovním označením, a to takto:

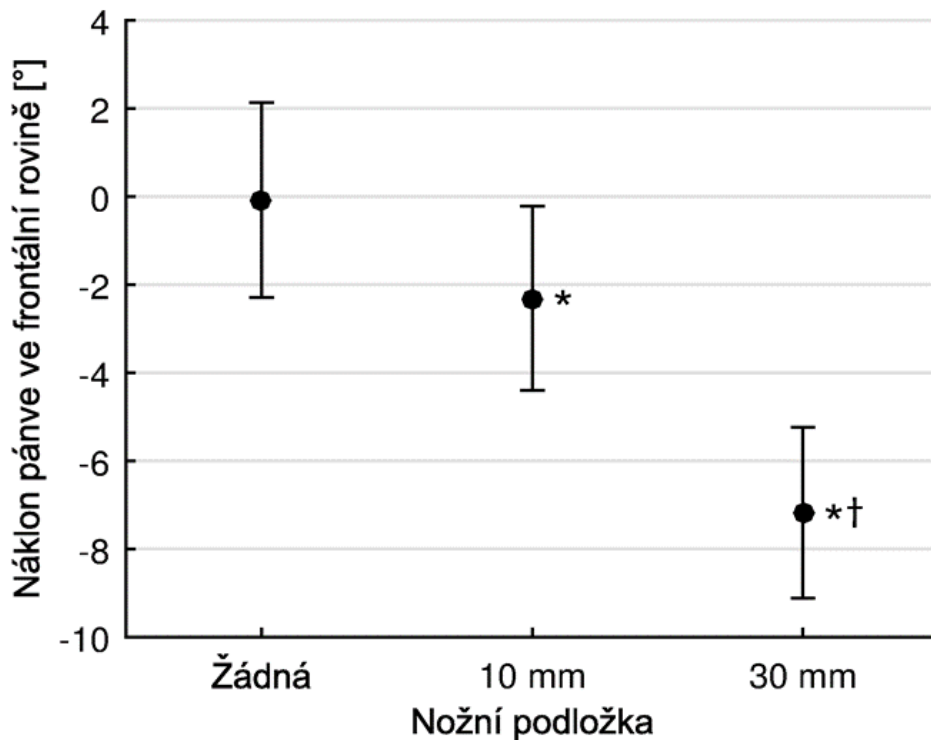
S0 = žádná nožní podložka

S10 = nožní podložka 10 mm

S30 = nožní podložka 30 mm

## 5.1 Hodnocení náklonu pánve ve frontální rovině

Podložením LDK došlo k náklonu pánve na homolaterální stranu (Obrázek 7). Ve stoji S30 ( $-7,2 \pm 1,9^\circ$ ) došlo ke statisticky významné změně náklonu pánve vůči stoji S0 ( $-0,1 \pm 2,2^\circ$ ,  $p < 0,001$ ) a stoji S10 ( $-2,3 \pm 2,1^\circ$ ,  $p < 0,001$ ). Rozdíl mezi stojem S0 a S10 byl také statisticky významný ( $p < 0,001$ ).



Obrázek 7. Vliv výšky nožní podložky na náklon pánve ve frontální rovině

\* – statisticky významný rozdíl vůči stoji S0 ( $p < 0,05$ )

† – statisticky významný rozdíl vůči stoji S10 ( $p < 0,05$ )

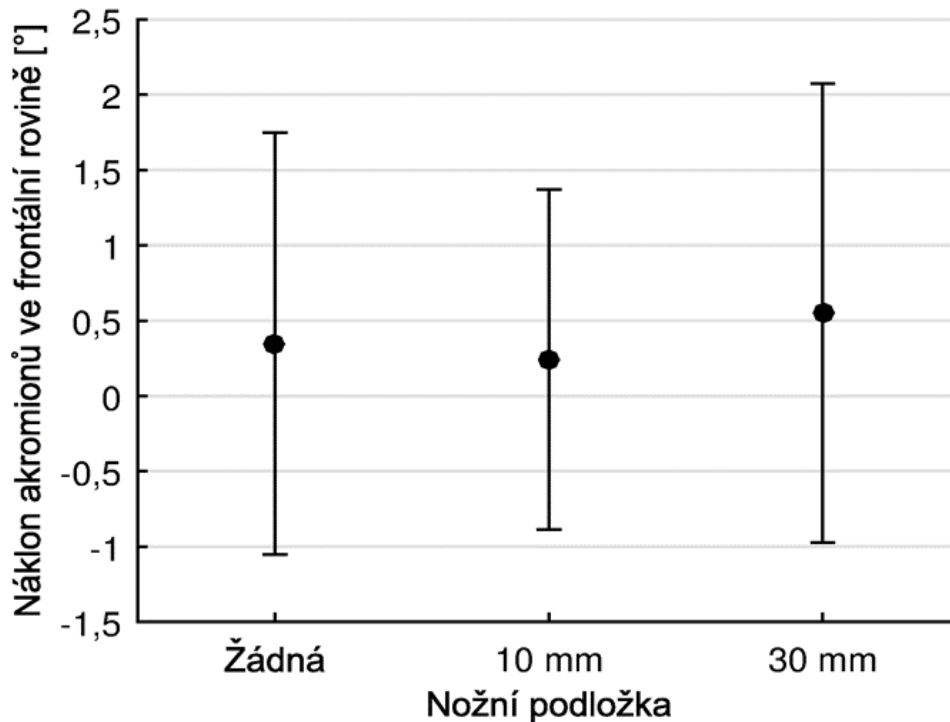
Hypotézu  $H_{01A}$  „Není rozdíl v náklonu pánve ve frontální rovině mezi S0 a S10“, zamítáme.

Hypotézu  $H_{01B}$  „Není rozdíl v náklonu pánve ve frontální rovině mezi S0 a S30“, zamítáme.

Hypotézu  $H_{01C}$  „Není rozdíl v náklonu pánve ve frontální rovině mezi S10 a S30“, zamítáme.

## 5.2 Hodnocení náklonu akromionů ve frontální rovině

V náklonu akromionů nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi stoji (Obrázek 8). Stoj S0 ( $0,3 \pm 1,4^\circ$ ) se statisticky významně nelišil od stoje S10 ( $0,2 \pm 1,1^\circ$ ,  $p = 0,64$ ) ani od stoje S30 ( $0,5 \pm 1,5^\circ$ ,  $p = 0,38$ ). Rozdíl mezi stoji S10 a S30 nebyl statisticky významný ( $p = 0,18$ ).



Obrázek 8. Vliv výšky nožní podložky na náklon akromionů ve frontální rovině bez statisticky významných změn

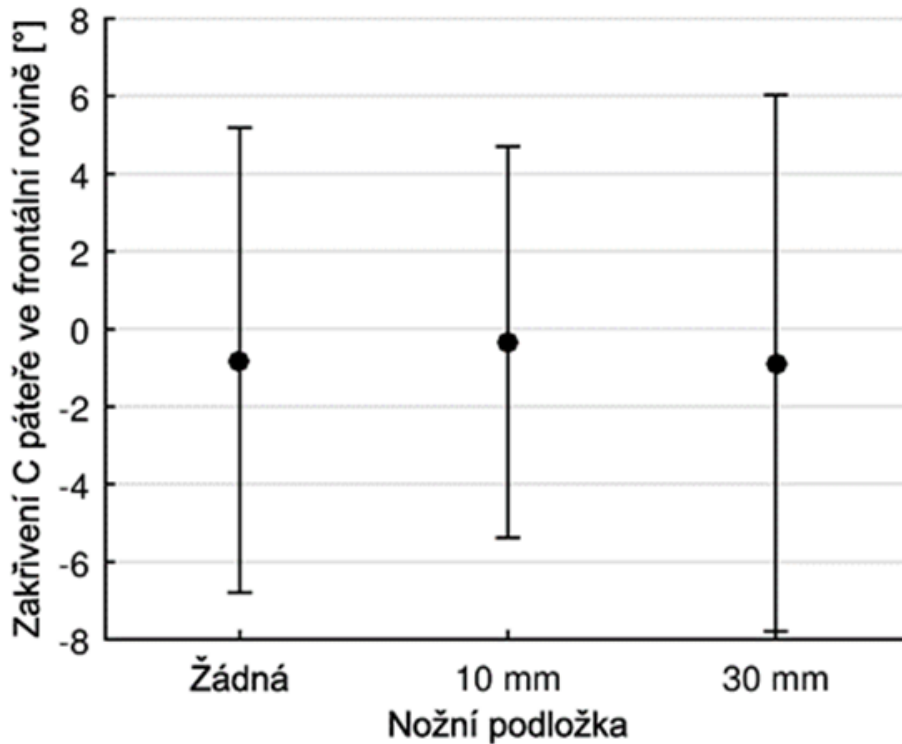
Hypotézu  $H_{02A}$  „Není rozdíl v náklonu akromionů ve frontální rovině mezi S0 a S10“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{02B}$  „Není rozdíl v náklonu akromionů ve frontální rovině mezi S0 a S30“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{02C}$  „Není rozdíl v náklonu akromionů ve frontální rovině mezi S10 a S30“, nelze zamítnout.

### 5.3 Hodnocení zakřivení krční páteře ve frontální rovině

V zakřivení krční páteře ve frontální rovině nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi stoji (Obrázek 9). Stoj S0 ( $-0,8 \pm 6,0^\circ$ ) se statisticky významně nelišil od stoje S10 ( $-0,3 \pm 5,0^\circ$ ,  $p = 0,59$ ) ani od stoje S30 ( $-0,9 \pm 6,9^\circ$ ,  $p = 0,93$ ). Rozdíl mezi stoji S10 a S30 nebyl statisticky významný ( $p = 0,52$ ).



Obrázek 9. Vliv výšky nožní podložky na zakřivení krční (C) páteře ve frontální rovině bez statisticky významných změn

Hypotézu  $H_{03A}$  „Není rozdíl v zakřivení krční páteře ve frontální rovině mezi S0 a S10“, nelze zamítnout.

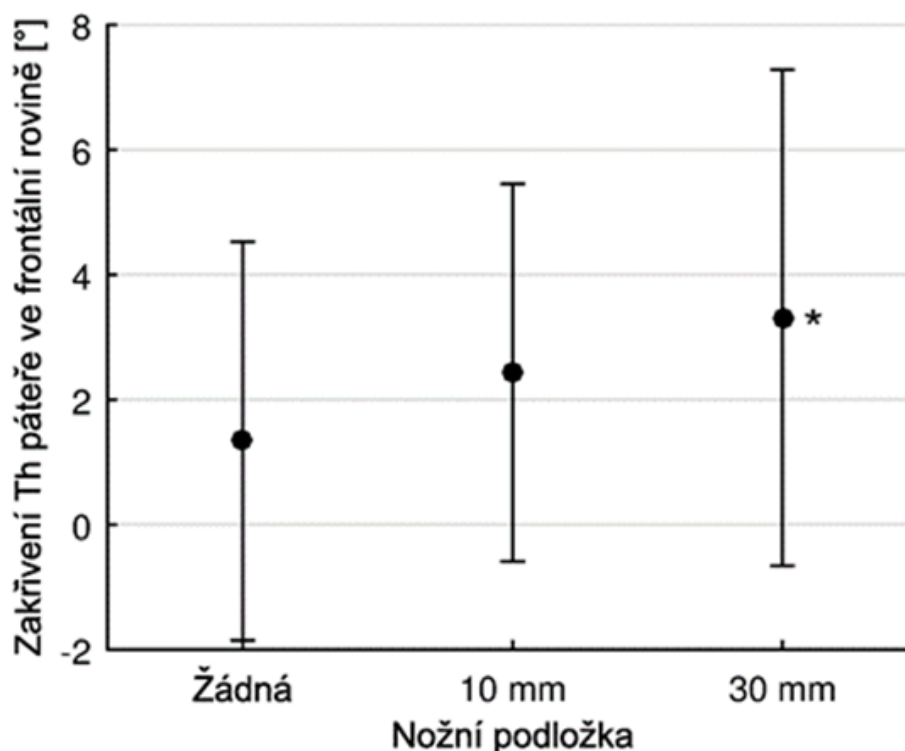
Hypotézu  $H_{03B}$  „Není rozdíl v zakřivení krční páteře ve frontální rovině mezi S0 a S30“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{03C}$  „Není rozdíl v zakřivení krční páteře ve frontální rovině mezi S10 a S30“, nelze zamítnout.



#### 5.4 Hodnocení zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině

V zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině byl nalezen statisticky významný rozdíl jen při porovnání stoje S0 ( $1,3 \pm 3,2^\circ$ ) se stojem S30 ( $3,3 \pm 4,0^\circ$ ,  $p = 0,002$ ), kdy došlo k posunu hrudní křivky doleva (Obrázek 10). Stoj S10 ( $2,4 \pm 3,0^\circ$ ) se statisticky významně nelišil od stoje S0 ( $p = 0,077$ ) ani od stoje S30 ( $p = 0,15$ ).



Obrázek 10. Vliv výšky nožní podložky na zakřivení hrudní (Th) páteře ve frontální rovině

\* – statisticky významný rozdíl vůči stoji S0 ( $p < 0,05$ )

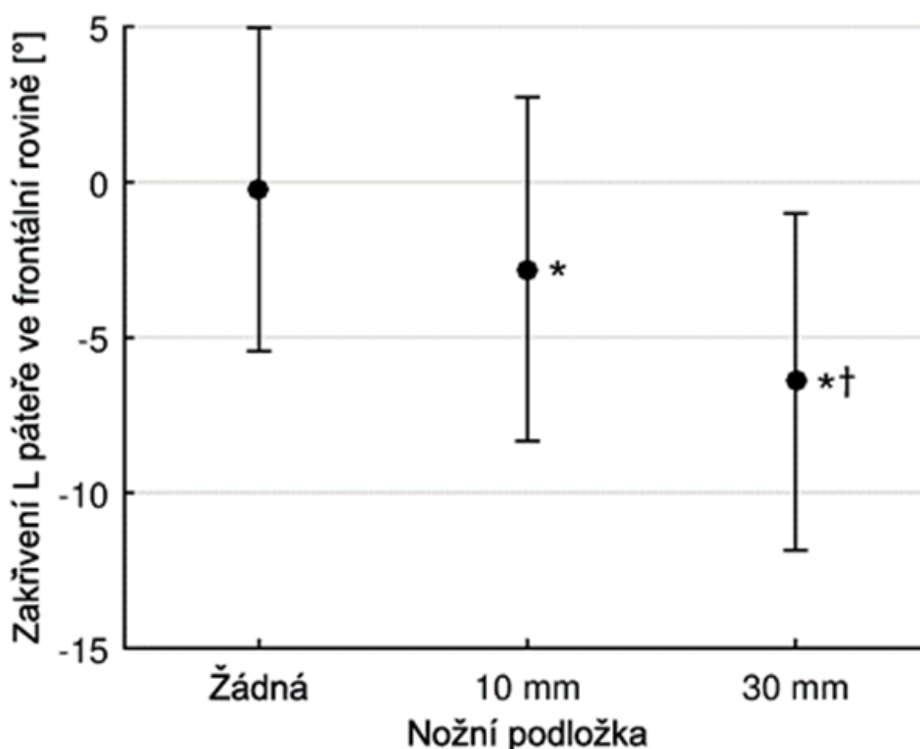
Hypotézu  $H_{04A}$  „Není rozdíl v zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S10“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{04B}$  „Není rozdíl v zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S30“, zamítáme.

Hypotézu  $H_{04C}$  „Není rozdíl v zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině mezi S10 a S30“, nelze zamítnout.

## 5.5 Hodnocení zakřivení bederní páteře ve frontální rovině

Podložením LDK došlo k posunu křivky bederní páteře doprava (Obrázek 11). Ve stoji S30 ( $-6,4 \pm 5,4^\circ$ ) došlo ke statisticky významné změně v zakřivení bederní páteře ve frontální rovině vůči stoji S0 ( $-0,2 \pm 5,2^\circ$ ,  $p < 0,001$ ) a stoji S10 ( $-2,8 \pm 5,5^\circ$ ,  $p < 0,001$ ). Rozdíl mezi stojem S0 a S10 byl také statisticky významný ( $p < 0,001$ ).



Obrázek 11. Vliv výšky nožní podložky na zakřivení bederní (L) páteře ve frontální rovině

\* – statisticky významný rozdíl vůči stoji S0 ( $p < 0,05$ )

† – statisticky významný rozdíl vůči stoji S10 ( $p < 0,05$ )

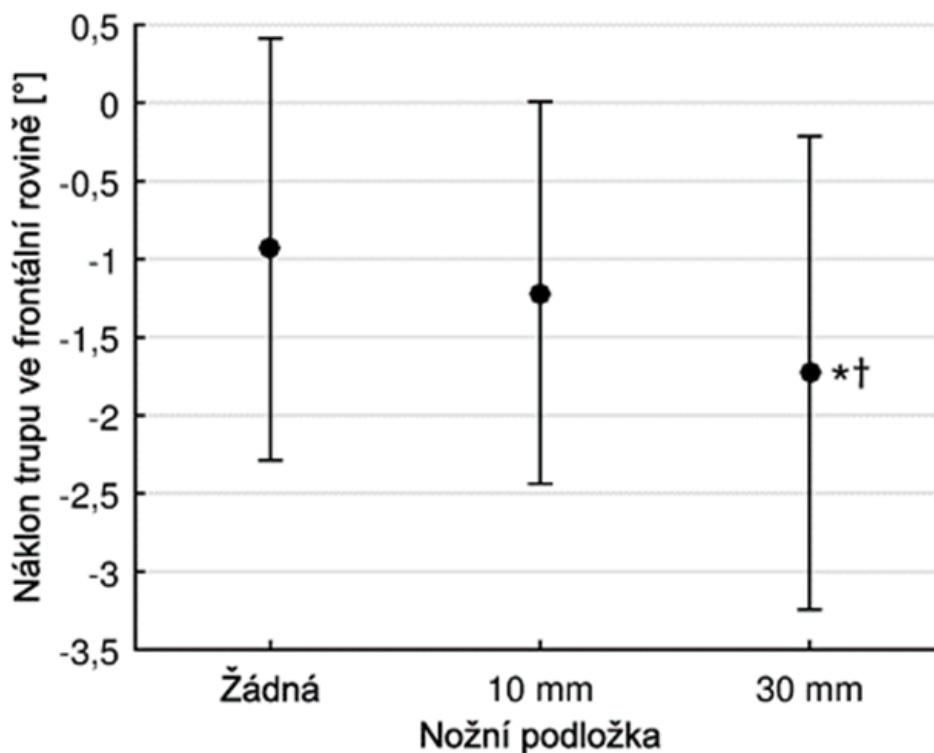
Hypotézu  $H_{05A}$  „Není rozdíl v zakřivení bederní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S10“, zamítáme.

Hypotézu  $H_{05B}$  „Není rozdíl v zakřivení bederní páteře ve frontální rovině mezi S0 a S30“, zamítáme.

Hypotézu  $H_{05C}$  „Není rozdíl v zakřivení bederní páteře ve frontální rovině mezi S10 a S30“, zamítáme.

## 5.6 Hodnocení náklonu trupu ve frontální rovině

Ve stoji S30 ( $-1,7 \pm 1,5^\circ$ ) byla nalezena statisticky významná změna náklonu trupu ve frontální rovině vůči stoji S0 ( $-0,9 \pm 1,4^\circ$ ,  $p < 0,001$ ) a stoji S10 ( $-1,2 \pm 1,2^\circ$ ,  $p = 0,001$ ), v obou případech došlo k náklonu trupu doprava (Obrázek 12). Při porovnání stoje S0 a S10 nebyly prokázány statisticky významné změny ( $p = 0,063$ ).



Obrázek 12. Vliv výšky nožní podložky na náklon trupu ve frontální rovině

\* – statisticky významný rozdíl vůči stoji S0 ( $p < 0,05$ )

† – statisticky významný rozdíl vůči stoji S10 ( $p < 0,05$ )

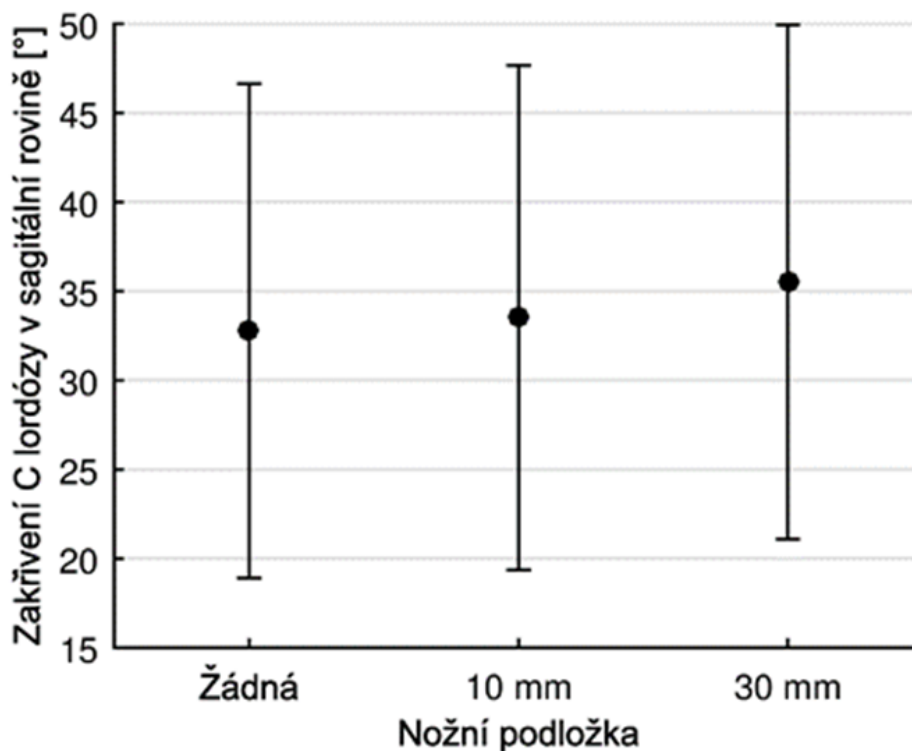
Hypotézu  $H_{06A}$  „Není rozdíl v náklonu trupu ve frontální rovině mezi S0 a S10“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{06B}$  „Není rozdíl v náklonu trupu ve frontální rovině mezi S0 a S30“, zamítáme.

Hypotézu  $H_{06C}$  „Není rozdíl v náklonu trupu ve frontální rovině mezi S10 a S30“, zamítáme.

## 5.7 Hodnocení zakřivení krční lordózy v sagitální rovině

V zakřivení krční lordózy nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi stoji (Obrázek 13). Stoj S0 ( $32,8 \pm 13,9^\circ$ ) se statisticky významně nelišil od stoje S10 ( $33,5 \pm 14,1^\circ$ ,  $p = 0,73$ ) ani od stoje S30 ( $35,5 \pm 14,4^\circ$ ,  $p = 0,21$ ). Rozdíl mezi stoji S10 a S30 nebyl statisticky významný ( $p = 0,36$ ).



Obrázek 13. Vliv výšky nožní podložky na zakřivení krční (C) lordózy v sagitální rovině, bez statisticky významných změn

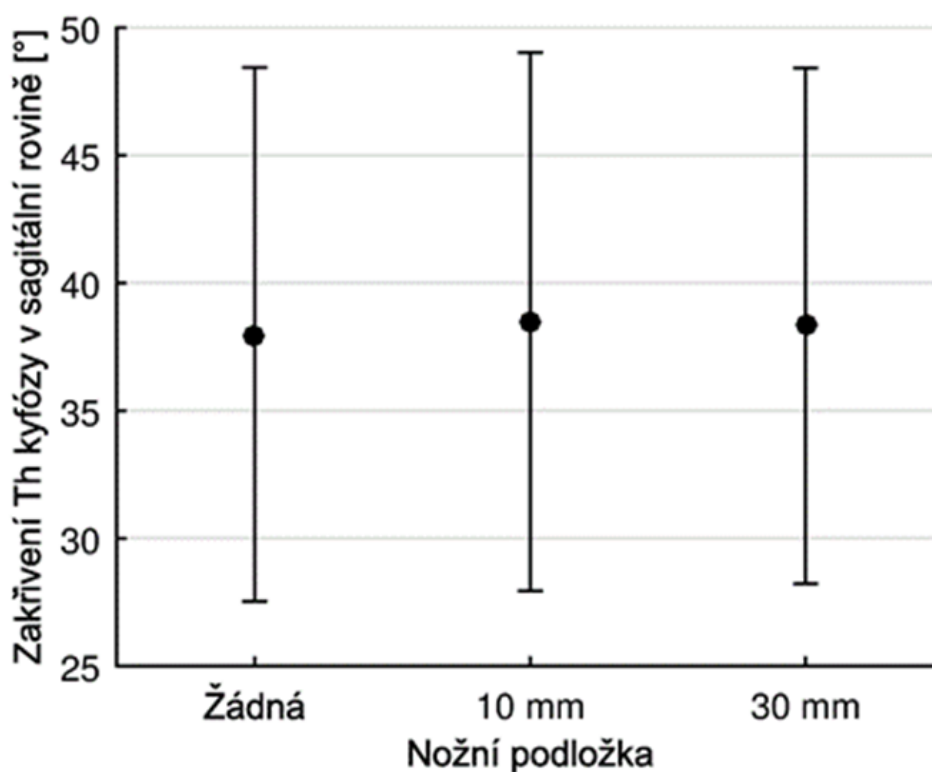
Hypotézu  $H_{07A}$  „Není rozdíl v zakřivení krční lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S10“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{07B}$  „Není rozdíl v zakřivení krční lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S30“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{07C}$  „Není rozdíl v zakřivení krční lordózy v sagitální rovině mezi S10 a S30“, nelze zamítnout.

## 5.8 Hodnocení zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině

V zakřivení hrudní kyfózy nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi stoji (Obrázek 14). Stoj S0 ( $38,0 \pm 10,5^\circ$ ) se statisticky významně nelišil od stoje S10 ( $38,5 \pm 10,5^\circ$ ,  $p = 0,54$ ) ani od stoje S30 ( $38,3 \pm 10,1^\circ$ ,  $p = 0,68$ ). Rozdíl mezi stoji S10 a S30 nebyl statisticky významný ( $p = 0,85$ ).



Obrázek 14. Vliv výšky nožní podložky na zakřivení hrudní (Th) kyfózy v sagitální rovině, bez statisticky významných změn

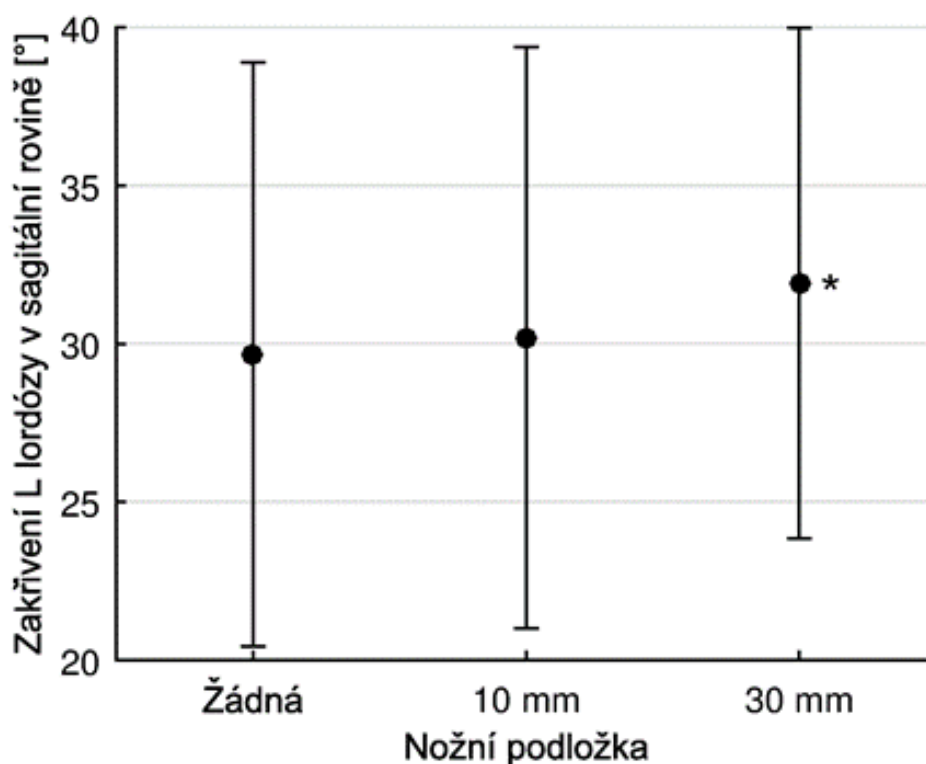
Hypotézu H<sub>08A</sub> „Není rozdíl v zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině mezi S0 a S10“, nelze zamítnout.

Hypotézu H<sub>08B</sub> „Není rozdíl v zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině mezi S0 a S30“, nelze zamítnout.

Hypotézu H<sub>08C</sub> „Není rozdíl v zakřivení hrudní kyfózy v sagitální rovině mezi S10 a S30“, nelze zamítnout.

## 5.9 Hodnocení zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině

V zakřivení bederní lordózy byl nalezen statisticky významný rozdíl jen při porovnání stoje S0 ( $29,7 \pm 9,2^\circ$ ) se stojem S30 ( $31,9 \pm 8,1^\circ$ ,  $p = 0,034$ ), kdy došlo k zvětšení bederní lordózy (Obrázek 15). Stoj S10 ( $30,2 \pm 9,2^\circ$ ) se statisticky významně nelišil od stoje S0 ( $p = 0,61$ ) ani od stoje S30 ( $p = 0,10$ ).



Obrázek 15. Vliv výšky nožní podložky na zakřivení bederní (L) lordózy v sagitální rovině  
\* – statisticky významný rozdíl vůči stoji S0 ( $p < 0,05$ )

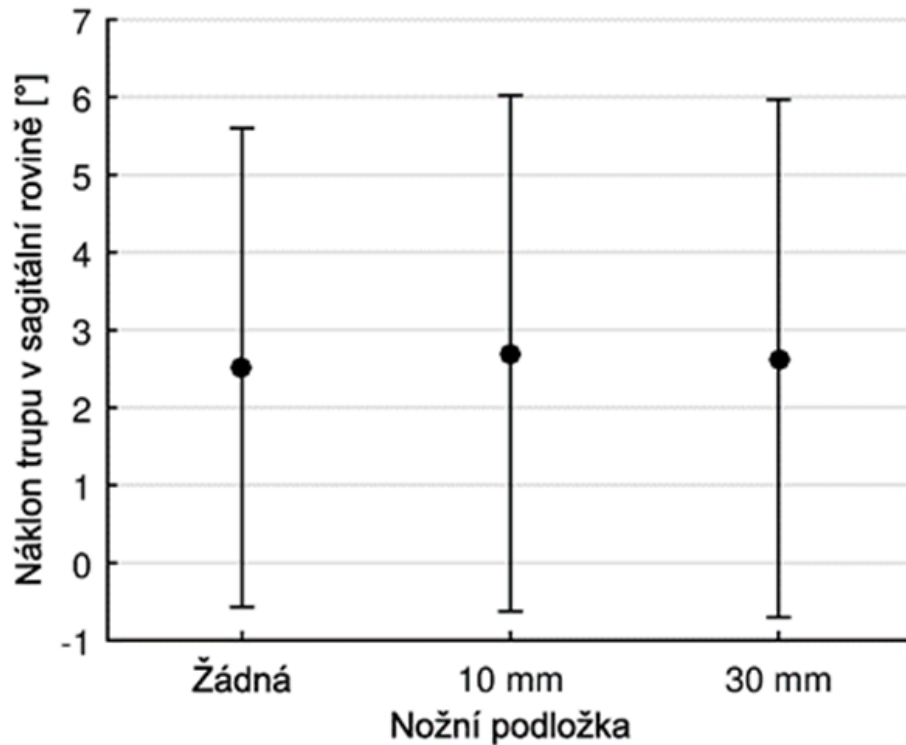
Hypotézu  $H_{09A}$  „Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S10“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{09B}$  „Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S0 a S30“, zamítáme.

Hypotézu  $H_{09C}$  „Není rozdíl v zakřivení bederní lordózy v sagitální rovině mezi S10 a S30“, nelze zamítnout.

### 5.10 Hodnocení náklonu trupu v sagitální rovině

V náklonu trupu v sagitální rovině nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi stoji (Obrázek 16). Stoj S0 ( $2,5 \pm 3,1^\circ$ ) se statisticky významně nelišil od stoje S10 ( $2,7 \pm 3,3^\circ$ ,  $p = 0,34$ ) ani od stoje S30 ( $2,6 \pm 3,3^\circ$ ,  $p = 0,55$ ). Rozdíl mezi stoji S10 a S30 nebyl statisticky významný ( $p = 0,73$ ).



Obrázek 16. Vliv výšky nožní podložky na náklon trupu v sagitální rovině, bez statisticky významných změn

Hypotézu  $H_{010A}$  „Není rozdíl v náklonu trupu v sagitální rovině mezi S0 a S10, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{010B}$  „Není rozdíl v náklonu trupu v sagitální rovině mezi S0 a S30“, nelze zamítnout.

Hypotézu  $H_{010C}$  „Není rozdíl v náklonu trupu v sagitální rovině mezi S10 a S30“, nelze zamítnout.

## 6 Diskuse

Mezi dosavadními studiiemi lze najít autory, kteří se zabývali nestejnou délkou dolních končetin ve spojitosti s bolestmi dolního úseku zad nebo artrózou nosných kloubů (Betsch et al., 2019; Murray & Azari, 2015), ale jsou i tací, kteří u zdravé populace hodnotili změny v postavení pánve a zakřivení páteře při simulaci různé velké asymetrie dolních končetin (Betsch et al., 2012; Betsch et al., 2013; Bendix, Sorensen & Klausen, 1984; Young et al., 2000). V rámci výzkumných studií věnujících se vlivu nestejně délky končetin na tvar páteře a postavení pánve je tendence volit neinvazivní metody, které umožní testovat osoby ve stoji a nevystavují je radiologickému záření.

Tato studie měla za cíl porovnat tři varianty stoje s různě vysokou nožní podložkou (0 mm, 10 mm a 30 mm) pod nedominantní dolní končetinou a vyhodnotit změny ve vybraných úhlových parametrech. Měření bylo prováděno pomocí neinvazivního diagnostického systému DTP-3, jehož součástí byl polohový snímač s technickou přesností vyjádřenou jako střední chyba 0,5 mm (Krejčí, 2007). Měřenými úhlovými parametry bylo zakřivení bederní páteře v úseku L5 – L1, hrudní páteře v úseku Th12 – Th1, krční páteře v úseku C7 – C3, dále byl hodnocen náklon akromionů, náklon trupu a náklon pánve, a to ve frontální a sagitální rovině. Hodnocení tvaru páteře prostřednictvím tohoto diagnostického systému je výhodné zejména pro možnost opakovaného měření v poměrně krátkém časovém úseku, aniž by byla vyšetřovaná osoba vystavena radiologickému záření, což rentgen ani CT neumožňují (Phiri et al., 2009; Doody et al., 2000 in Phiri et al. 2009).

Jinou neinvazivní metodou, díky které lze hodnotit změny tvaru páteře a postavení pánve při simulaci rozdílné délky dolních končetin je rasterstereografie, jejíž využitím se zabýval Betsch et al. v svých studiích z let 2012 a 2013. Jedná se o optickou metodu, při které jsou projektorem na obnažená záda vyšetřované osoby promítány světlé paralelní linie, a kamerou je snímán povrch těla. Výstupy měření jsou ve formě trojrozměrného obrazu. Změna tvaru páteře a postavení pánve vychází z anatomických mezníků, které lze hodnotit ve frontální, sagitální i transverzální rovině (Betsch et al., 2012). Z výsledků měření Betsche et al. (2012) bylo zjištěno, že podložením LDK výškou 5 mm, 10 mm a 15 mm jsou statisticky významné rozdíly ve frontální rovině v náklonu pánve na homolaterální stranu ( $p < 0,05$ ), zatímco u PDK byly statisticky významné hodnoty pouze při podložení 15 mm. Podrobnější náhled proč došlo k takovému rozdílu, nepopisuje. Dle výsledků dále vyplývá, že simulace nestejně délky dolních končetin o rozdílu 15 mm se statisticky významně neprojeví na změně ve tvaru páteře.



Podle výsledků měření v rámci této diplomové práce bylo při podložení LDK podložkou o výšce 10 mm dosaženo statisticky významných změn ve frontální rovině v náklonu pánve na homolaterální stranu a k vybočení bederní páteře doprava.

Záměrem v další Betschově studii z roku 2013 bylo simulovat větší rozdíl v délce dolních končetin a to až do výše podložení 60 mm, což bylo vyhodnoceno jako maximální možná výška, při které byly vyšetřované osoby ještě schopny mít extendovaná obě kolena. Cílem bylo zjistit, při jak velkém rozdílu v délce dolních končetin dojde k signifikantním změnám ve tvaru páteře. Diagnostickou metodou byla opět rasterstereografie. Podkládána byla jak levá tak pravá DK v pořadí: +0, +10, +20, +30, +40, +50 a +60 mm. Výsledky této studie poprvé prokázaly, že výše podložení 20 mm pod levou DK a 30 mm pod pravou DK má statisticky významný vliv na změnu zakřivení páteře, ve smyslu lateroflexe jejího dolního úseku na stranu podložené DK. Dále bylo zjištěno, že při rozdílu 50 mm v délce dolních končetin dochází ke statisticky významné antevertzi pánve a prohloubení bederní lordózy, která se lineárně zvětšuje s větší výškou podložení DK.

Dle výsledků měření této diplomové práce byla při podložení levé DK podložkou o výšce 30 mm zjištěna změna v zakřivení hrudní páteře ve frontální rovině vůči stojící bez podložky a v sagitální rovině bylo významné zvětšení bederní lordózy při výšce podložky 30 mm vůči stojící bez podložky. Nenašla jsem jiné studie, které by prostřednictvím neinvazivní diagnostické metody prokázaly změnu zakřivení hrudní páteře. Poprvé v Betschově studii z roku 2013 jsem však narazila na možnou souvislost mezi dominancí DK a rozdílnými výsledky při podložení pravé a levé DK.

Vařeka (2001) ve své studii uvádí, že bylo opakovaně ověřeno rozdílné zatěžování dolních končetin během stoje. Toto zjištění také potvrdil Swaminathan et al. (2014), který zjistil, že při volném stoji u zdravých osob bez historie vertebrogenních obtíží dochází k většímu zatížení levé DK (54% hmotnosti). Vycházíme-li z informací z knihy Drnkové & Syllabové (1991) a studie Vařeky (2001), že většina populace je pravoruká a mají také dominantní pravou DK, lze pak ve většině případů považovat levou DK za stojnou, která zajišťuje vhodnou atitudu. Proto jsme se pro účely měření v této diplomové práci rozhodli podkládat právě stojnou (nedominantní) DK. Pro další výzkum by mohlo být zajímavé, zda by se lišily změny v postavení pánve a tvaru páteře při podložení jak dominantní tak i nedominantní DK.

Pro účely co nejpřesnějšího měření je zapotřebí eliminovat tzv. posturální výchylky, které se během stoji přirozeně vyskytují, proto vyvstávají otázky jak dostatečně fixovat tělo během měření a přesto příliš neovlivnit výsledný tvar páteře (Krejčí et al., 2008). Podle výsledků měření systémem DTP-3 (Phiri et al., 2009) bylo prokázáno, že stoj s opěrným rámem významně sníží tyto posturální výchylky a zvýší reliabilitu měření oproti volnému návykovému stoji. Fixační rám, který byl vyvinut speciálně pro účely měření systémem DTP-3 obsahuje stojnou platformu, podpůrnou konstrukci a celkem 5 nastavitelných opor. Dvě tyto opory fixují přední stranu ramen, další opora je určena pro oblast hlavy a zbylé dvě opory fixují vpředu a vzadu oblast pánve, takto jsou signifikantně redukovány nechtěné pohyby probanda během měření (Krejčí et al., 2012). Očekávali jsme, že nožní podložka způsobí změny tvaru páteře ve frontální rovině. Tyto změny však mohou být malé, posuny jsme očekávali v řádu milimetrů. Přizpůsobování opěrek (posun ramenních opěrek v laterálním směru) je obtížné, protože proband má tendenci se ramenním opěrkám volně přizpůsobit a nedá se určit přesná poloha ramenní opěrky tak, aby odpovídala aktuální postuře ovlivněné nožní podložkou. Pro měření v rámci diplomové práce byly proto použity pouze opory pánve, abychom přílišnou fixací neovlivnili výsledné změny v zakřivení hrudní a krční páteře.

V literatuře a odborných článcích se lze setkat s odlišnou terminologií vyšetřeného nálezu, zejména co se týče postavení pánve. V této práci je pro vyjádření změny postavení pánve ve frontální rovině používán termín „náklon pánve“, který se popisuje na stranu výše uložené SIPS. Tento nález je zde vyjádřen ve stupních a vypočítán jako úhel mezi spojnicí obou SIPS a vodorovnou rovinou. Kladné hodnoty značí uložení pravé SIPS výše. V anglicky psaných studiích se běžně používá pojem „lateral pelvic tilt“, musí být ale blíže definováno, která strana pánve je uložena výš. Young et al. (2000) vyjadřovala náklon pánve jako úhel ve frontální rovině, který svírá linie spojující pánevní hřebeny s horizontální linií. Pozitivní úhlové hodnoty značily výše uloženou levou stranu pánve. Lze se také setkat s termínem „šikmá“ pánev, který ve své publikaci užívá Poděbradská (2018), například pojem „sešikmená pánev doleva“ znamená, že jsou struktury pánve (crista iliaca, SIAS a SIPS) na levé straně níže.

Některé studie hodnotily postavení pánve převážně z hlediska rotace, prokázali, že při podložení jedné DK dochází k anteriornímu posunu SIAS na straně kontralaterální (Young et al., 2000; Cooperstein & Lew, 2009), tento parametr jsme však v rámci diplomové práce nezkoumali.

Vycházíme-li z publikace od Kapandjiho (2008), pokud dojde na jedné straně ke kraniálnímu posunu pánve, v bederní páteři vznikne konkáv na tuto stranu a hrudní páteř reaguje kompenzačně opačně, tedy konkáv je na stranu níže uložené pánve. Tento biomechanický jev jsme očekávali i při výsledcích této práce. Ke statisticky významnému náklonu pánve doleva došlo už při podložení LDK podložkou o výšce 10 mm, statisticky významné bylo při této výšce podložky také kompenzační zakřivení bederní páteře doprava, tedy vznikl konkáv na stranu LDK. V hrudní páteři byl efekt simulace nestejně délky dolních končetin ve frontální rovině menší, statisticky významného zakřivení doleva (tedy konkáv doprava) bylo dosaženo pouze porovnáním stoje s podložním 30 mm vůči stoji bez podložky. Nebyla prokázána žádná signifikantní změna v krčním úseku páteře, ani v postavení akromionů.

Ve frontální rovině se nám podložním LDK podařilo prokázat změny v postavení pánve, trupu i v zakřivení bederní a hrudní páteře. V sagitální rovině prohloubení bederní lordózy. Fenomén nestejně délky dolních končetin je dosti diskutovaný, ale málo pochopený (Knutson, 2005). Vůbec jedny z prvních studií, které hodnotily velikost rozdílu v délce DKK a přítomností symptomů vyžadující terapii pochází z roku 1978. Bylo vyhodnoceno, že rozdíl v délce DKK menší než 20 mm se u pacientů nejeví jako problém (Gordon & Davis, 2019). Nelze tedy jednoznačně tvrdit, že každá asymetrie musí nutně znamenat patologii, nicméně jak už v této práci bylo několikrát zmíněno, již pouhý rozdíl v délce DKK 10 mm má signifikantní vliv na náklon pánve a zakřivení bederní páteře ve frontální rovině.

Domnívám se, že ačkoliv měření délek DKK nepatří mezi nejprimárnější vyšetřovací postupy, je třeba myslet na tuto souvislost právě ve spojitosti s chronickými bolestmi zad nebo kloubů na DKK. Také je třeba myslet na to, že u funkční etiologie nestejně délky dolních končetin se rozdíl nemusí projevit při měření délek na zádech, ale až v zátěži – během stoje nebo chůze.

## 7 Závěr

Cílem této diplomové práce bylo zhodnotit změny tvaru páteře ve frontální a sagitální rovině mezi pozicemi stoj bez podložky (S0), stoj s nožní podložkou 10 mm (S10) a stoj s nožní podložkou 30 mm (S30). Hodnocenými parametry byl tvar bederní páteře v úseku L5 – L1, hrudní páteře v úseku Th12 – Th1, krční páteře v úseku C7 – C3, dále byl hodnocen náklon pánve a náklon akromionů. Podkládána byla nedominantní dolní končetina, u všech probandů se jednalo o levou dolní končetinu.

Pro diagnostiku tvaru páteře byl zvolen systém DTP-3, který nepoužívá rentgenové záření a tak umožňuje opakovaná a bezpečná vyšetření. Pořadí jednotlivých variant stoje bylo určeno náhodně a měření probíhala hned za sebou s krátkým časovým odstupem.

Z výsledků vyplývá, že podložením LDK nožní podložkou dochází ve frontální rovině ke statisticky významnému náklonu pánve na homolaterální stranu (všechna porovnání:  $p < 0,05$ ) a vybočení bederní páteře doprava (všechna porovnání:  $p < 0,05$ ). Dále byly ve frontální rovině prokázány statisticky významné změny v zakřivení hrudní páteře doleva při porovnání stoje S30 vůči stoj S0 ( $p = 0,002$ ), došlo také k náklonu trupu doprava při stoj S30 vůči stoj S0 ( $p < 0,001$ ) a S10 ( $p = 0,001$ ). V sagitální rovině bylo statisticky významné zvětšení bederní lordózy při porovnání stoje S0 se stojem S30 ( $p = 0,034$ ). Dle zjištěných výsledků lze také soudit, že změny v zakřivení krční páteře a náklonu akromionů nebyly statisticky významné v žádném porovnání stoje ( $p > 0,18$ ).

## 8 Souhrn

Bolestivé stavy páteře jsou důvodem jedince vyhledat lékařskou pomoc, poměrně často se lze setkat s tím, že jsou tyto potíže spojeny s nestejnou délkou dolních končetin. Nelze jednoznačně tvrdit, že každá asymetrie musí nutně znamenat patologii, nicméně lze prokázat, že určitý rozdíl v délce dolních končetin se projeví na změně v postavení pánve a tvaru páteře.

V této diplomové práci jsem simulovala nestejnou délku dolních končetin a hodnotila, jak se tato stranová asymetrie projeví ve frontální a sagitální rovině na tvaru páteře, postavení pánve a akromionů. Porovnány byly tři varianty stoje a to: stoj bez podložky (S0), stoj s podložkou 10 mm (S10) a stoj s podložkou 30 mm (S30), podkládána byla nedominantní dolní končetina – u všech probandů levá. Výzkumný soubor tvořilo 24 studentek Univerzity Palackého v Olomouci (věk  $24,2 \pm 1,4$  let, hmotnost  $61,8 \pm 8,6$  kg, výška  $166,4 \pm 5,3$  cm). Pro hodnocení zvolených úhlových parametrů byl využit diagnostický systém DTP-3, který umožňuje neinvazivní měření tvaru páteře v sagitální a frontální rovině. Součástí tohoto systému je polohový snímač, který určuje polohu předem označených bodů na těle probanda, získaná data jsou následně zpracována v počítači do grafického a numerického výsledku.

Podložením levé dolní končetiny došlo ve frontální rovině k statisticky významným změnám ( $p < 0,05$ ) v náklonu pánve na homolaterální stranu a vybočení bederní páteře doprava při všech porovnáních stoje. Ve frontální rovině byly dále prokázány statisticky významné změny v zakřivení hrudní páteře doleva při porovnání stoje S30 vůči stoju S10, také došlo k náklonu trupu doprava při porovnání stoje S30 vůči stoju S0 a stoju S10. V sagitální rovině bylo prokázáno statisticky významné zvětšení bederní lordózy při porovnání stoje S0 se stojem S30. Změny ve tvaru krční páteře a postavení akromionů se nepodařilo statisticky významně prokázat v žádném porovnání stoje.

Simulace nestejně délky dolních končetin a její vliv na postavení pánve a páteře již byla v jiných studiích zkoumána, byly prokázány změny v postavení pánve a zakřivení bederní páteře ve frontální rovině, což je v souladu s výsledky této práce. V žádné z nalezených studií však nebyl prokázán vliv na změnu v zakřivení hrudní páteře, jako se podařilo v rámci této práce.

## 9 Summary

Painful spine conditions are a reason to seek medical help; quite often these problems are connected with a leg length inequality. It cannot be claimed with certainty that every asymmetry automatically entails pathology. However, it can be proved that a certain discrepancy in the lower limb length causes changes in the alignment of the pelvis and the shape of the spine.

In this master's thesis I simulated limb length discrepancies and I evaluated how this lateral asymmetry affects the shape of the spine, the alignment of the pelvis and the acromia in the frontal plane and in the sagittal plane. Three different variations of stance were compared: standing without a mat (S0), standing with a 10-mm mat (S10) and standing with a 30-mm mat (S30); the mat was put under the non-dominant lower limb – for all probands it was the left limb. The research sample consisted of 24 female students from Palacký University Olomouc (age  $24.2 \pm 1.4$  years, weight  $61.8 \pm 8.6$  kg, height  $166.4 \pm 5.3$  cm). For the evaluation of the chosen angle parameters the DTP-3 diagnostic system was used, which enables non-invasive measurement of the shape of the spine in the sagittal plane and the frontal plane. The system contains a position sensor, which determines the location of pre-marked points on the proband's body. The obtained data is then processed by a computer into graphic and numerical results.

Putting a leg mat under the left lower limb created statistically significant changes ( $p < 0.05$ ) in the frontal plane in the homolateral pelvic tilt and the lumbar spine curved to the right in all stance comparisons. In the frontal plane there were also established statistically significant changes in the curvature of the thoracic spine towards the left when comparing S30 to S0, and also trunk tilt towards the right when comparing S30 to S0 and S10. In the sagittal plane there was a statistically significant increase in lumbar lordosis when comparing S0 to S30. Changes in the shape of the cervical spine and the alignment of acromia were not statistically significant in any of the stance comparisons.

The simulation of limb length discrepancy and its impact on the alignment of the pelvis and the spine has already been researched in other studies; these proved changes in the alignment of the pelvis and the curvature of the lumbar spine in the frontal plane, which is in accordance with the results of this thesis. Nevertheless, none of the studies proved that it can also cause changes in the curvature of the thoracic spine, which this thesis managed to do.

## 10 Referenční seznam

- Bendix, T., Sorensen, S. S. & Klausen, K. (1984). Lumbar curve, trunk muscles, and line of gravity with different heel heights. *Spine*, 9(2), 223-227. doi: 10.1097/00007632-198403000-00016
- Betsch, M., Michalík, R., Graber, M., Wild, M., Krauspe, R. & Zilkens, Ch. (2019). Influence of leg length inequalities on pelvis and spine in patients with total hip arthroplasty. *PLOS One*, 14(8). doi: 10.1371/journal.pone.0221695
- Betsch, M., Rapp, W., Przibylla, A., Jungbluth, P., Hakimi, M., Schnependahl, J., Thelen, S. & Wild, M. (2013). Determination of the amount of leg length inequality that alters spinal posture in healthy subjects using rasterstereography. *European Spine Journal*, 22(6), 1354-1361. doi: 10.1007/s00586-013-2720-x
- Betsch, M., Wild, M., Große, B., Rapp, W. & Horstmann, T. (2012). The effect of simulating leg length inequality on spinal posture and pelvic position: a dynamic rasterstereographic analysis. *European Spine Journal*, 21(4), 691-697. doi: 10.1007/s00586-011-1912-5
- Cooperstein, R. & Lew, M. (2009). The relationship between pelvic torsion and anatomical leg length inequality: a review of the literature. *Journal of Chiropractic Medicine*, 8, 107-118. doi: 10.1016/j.jcm.2009.06.001
- Čihák, R. (2011). *Anatomie 1: Třetí, upravené a doplněné vydání*. Praha: Grada Publishing.
- Dashti, S. M. S. & Dashti S., F. (2020). An expert system to diagnose spinal disorders. *The Open Bioinformatic Journal*, 13, 57-73. DOI: 10.2174/1875036202013010057
- Drnková, Z. & Syllabová, R. (1991). *Záhada leváctví a praváctví*. Praha: Avicenum.
- Dylevský, I. (2011). *Základy funkční anatomie*. Olomouc: Poznání.
- Dylevský I. (2009). *Speciální kineziologie*. Praha: Grada Publishing.
- Gallo, J. (2011). *Ortopedie pro studenty lékařských a zdravotnických fakult*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci.
- Gordon, J.E. & Davis, L.E. (2019). Leg length discrepancy: The natural history (And what do we really know). *Journal of pediatric orthopedics*, 39(6), S10-S13. doi: 10.1097/BPO.0000000000001396

- Gurney, B. (2002). Leg length discrepancy. *Gait*, 15(2), 195-206. doi: 10.1016/S0966-6362(01)00148-5
- Haladová, E. & Nechvátalová, L. (2010). *Vyšetřovací metody hybného systému*. 3. vydání. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů.
- Hoppenfeld, S. (1976). *Physical examination of the spine and extremities*. Norwalk: Appleton
- Kapandji, A. I. (2008). *The physiology of the joints. Volume three. The spinal column, pelvic girdle and head*. 6. vydání. Edinburgh: Elsevier.
- Knutson, G.A. (2005). Anatomic and functional leg-length inequality: A review and recommendation for clinical decision-making. Part II, the functional or unloaded leg-length asymmetry. *Chiropractic & Osteopathy*, 13(1). doi:10.1186/1746-1340-13-12
- Kolář, P. et al. (2012). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén.
- Krejčí, J., Gallo, J., Štěpaník, P. & Salinger, J. (2012). Optimization of the examination posture in spinal curvature assessment. *Scoliosis*, 7(1), 10-18. doi: 10.1186/1748-7161-7-10
- Krejčí, J., Salinger, J., Gallo, J., Kolisko, P., Štěpaník, P. (2008). Influence of selected examination postures on shape of the spine and postural stability in humans. *Biomedical Papers of the Medical Faculty of Palacky University in Olomouc*, 152(2), 275-281. doi: 10.5507/bp.2008.043
- Krejčí, J. (2007). *System for diagnosing spinal shape in humans*. Doctoral thesis, Palacký University, Faculty of Science, Olomouc.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. 5. vydání. Praha: Sdělovací technika.
- Mahmoud, A., Abundo, P., Basile, L., Albensi, C., Marasco, M., Bellizzi, L., Galasso, F. & Foti, C. (2017). Functional leg length discrepancy between theories and reliable instrumental assessment: a study about newly invented NPoS system. *Muscles, Ligaments*, 7(2), 293-305. doi: 10.11138/mltj/2017.7.2.293
- Murray, K.J. & Azari, M. F. (2015). Leg length discrepancy and osteoarthritis in the knee, hip and lumbar spine. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 59(3), 226-237. ISSN 00083194



- Paillard, T. & Noé, F. (2020). Does monopedal postural balance differ between the dominant leg and the non-dominant leg? A review. *Human Movement Science*, 74. doi: 10.1016/j.humov.2020.102686
- Phiri, P.D.C., Krejčí, J. & Salinger, J. (2009). Assessment of the influence of examination postures on postural stability by means of the DTP-3 diagnostic system. *Acta Universitatis Palackinae Olomoucenis. Gymnica*, 39(2), 43-52. ISSN 12121185
- Poděbradská, R. (2018). *Komplexní kineziologický rozbor*. Praha: Grada Publishing
- Repko, M. (2012). Diagnostika a terapie skolióz. *Medicína pro praxi*, 9(2), 70-73. Retrieved from <https://www.medicinapropraxi.cz/pdfs/med/2012/02/08.pdf>
- Swaminathan, V., Cartwright-Terry, M., Moorehead, J.D., Bowey, A. & Scott, S.J. (2014). The effect of leg length discrepancy upon load distribution in the static phase (standing). *Gait & Posture*, 40(4), 561-563. Retrieved from <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.06.020>
- Vařeka, I. (2001). Lateralita ve vývojové kineziologii a funkční patologii pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, 8(2), 92-98. ISSN 12112658
- Vogt, B., Goshege, G., Wirth, T., Horn, J., Rödl, R. (2020). Leg length discrepancy - treatment indications and strategies. *Deutsches Arzteblatt International*, 117(24), 405-413. doi: 10.3238/arztebl.2020.0405
- Young, R.S., Andrew, P. D. & Cummings G., S. (2000). Effect of simulating leg length inequality on pelvic torsion and trunk mobility. *Gait and Posture*, 11, 217-223. Retrieved from <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636200000485>
- Zaatar, A. & Vařeka, I. (2006). Lateralita a směrovost chůze. *Rehabilitacia*, 43(3), 131-138. ISSN 03750922

## 11 Přílohy

### Příloha 1

#### Souhlas etické komise



Fakulta  
tělesné kultury

#### Vyjádření Etické komise FTK UP

**Složení komise:** doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D. – předsedkyně  
Mgr. Ondřej Ješina, Ph.D.  
doc. MUDr. Pavel Maňák, CSc.  
Mgr. Filip Neuls, Ph.D.  
Mgr. Michal Kudláček, Ph.D.  
doc. Mgr. Erik Sigmund, Ph.D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.

Na základě žádosti ze dne 3. 7. 2018 byl projekt diplomové práce

**autor** (hlavní řešitel): **Petra Činčilová**

s názvem

**Hodnocení vlivu výšky nožní podložky na tvar páteře**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **54/2018**  
dne: **31. 7. 2018.**

Etická komise FTK UP zhodnotila předložený projekt a **neshledala žádné rozpory** s platnými zásadami, předpisy a mezinárodními směrnici pro výzkum zahrnující lidské účastníky.

**Řešitelka projektu splnila podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.**

za EK FTK UP  
doc. PhDr. Dana Štěrbová, Ph.D.  
předsedkyně  
Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

Fakulta tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc | T: +420 585 636 009  
www.ftk.upol.cz

## Příloha 2

### Informovaný souhlas

#### **Název studie (projektu): Hodnocení vlivu výšky nožní podložky na tvar páteře**

Jméno:

Datum narození:

Účastník byl do studie zařazen pod číslem:

1. Já, níže podepsaný(á) souhlasím s mou účastí ve studii. Je mi více než 18 let.
2. Byl(a) jsem podrobně informován(a) o cíli studie, o jejích postupech, a o tom, co se ode mě očekává. Beru na vědomí, že prováděná studie je výzkumnou činností. Pokud je studie randomizovaná, beru na vědomí pravděpodobnost náhodného zařazení do jednotlivých skupin lišících se léčbou.
3. Porozuměl(a) jsem tomu, že svou účast ve studii mohu kdykoliv přerušit či odstoupit. Moje účast ve studii je dobrovolná.
4. Při zařazení do studie budou moje osobní data uchována s plnou ochranou důvěrnosti dle platných zákonů ČR. Je zaručena ochrana důvěrnosti mých osobních dat. Při vlastním provádění studie mohou být osobní údaje poskytnuty jiným než výše uvedeným subjektům pouze bez identifikačních údajů, tzn. anonymní data pod číselným kódem. Rovněž pro výzkumné a vědecké účely mohou být moje osobní údaje poskytnuty pouze bez identifikačních údajů (anonymní data) nebo s mým výslovným souhlasem.
5. Porozuměl jsem tomu, že mé jméno se nebude nikdy vyskytovat v referátech o této studii. Já naopak nebudu proti použití výsledků z této studie.

Podpis účastníka:

Podpis fyzioterapeuta pověřeného touto studií:

Datum:

Datum:

### Příloha 3

#### Dotazník

Jméno a příjmení:

Datum narození:

Pohlaví: muž – žena

Výška:       cm

Hmotnost:     kg (LDK:   kg)

Lateralita: píše pravou – levou

Odpovězte prosím na otázky, v případě odpovědi “ANO“ specifikujte odpověď na připravený řádek.

1. Užíváte léky? ANO – NE

Jaké? .....

2. Prodělala jste operaci? ANO – NE

Jakou a kdy? .....

3. Prodělala jste vážné zranění nebo úraz? ANO – NE

Jaké a kdy? .....

4. Máte diagnostikované onemocnění pohybového aparátu? ANO - NE

(m. Sheurman, m. Bechtěrev, skolióza, vadné držení těla,..)

Jaké? .....

5. Máte diagnostikované nějaké neurologické onemocnění? ANO – NE

Jaké? .....

6. Trpíte chronickými bolestmi pohybového aparátu? ANO – NE

V jaké oblasti? .....

7. Měla jste někdy bolesti zad, kdy jste musela kvůli bolesti zůstat v klidu déle než dva dny?

ANO – NE

8. Podstoupila jste někdy rehabilitační léčbu? ANO – NE

Kvůli čeho a kdy? .....

9. Kolik hodin týdně se věnujete sportovním aktivitám? .....h/týden

Jakým nejvíce? .....

**Testy na laterální:**

(3 pokusy pro každý test)

ÚKOL	L	P
Kopnutí do míče		
Výpad dopředu		
Výstup na schod		