

Univerzita Palackého v Olomouci

Fakulta tělesné kultury

**RELIABILITA MEZI HODNOTITELI PŘI MĚŘENÍ DÉLKOVÝCH  
PARAMETRŮ PÁTEŘE SYSTÉMEM DPT-3 U POPULACE  
VYSOKOŠKOLSKÝCH STUDENTŮ**

Diplomová práce

Autor: Bc. Michaela Beranová, obor fyzioterapie

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

Olomouc 2020

**Jméno a příjmení autora:** Bc. Michaela Beranová

**Název diplomové práce:** Reliabilita mezi hodnotiteli při měření délkových parametrů páteře systémem DTP-3 u populace vysokoškolských studentů

**Pracoviště:** Katedra přírodních věd v kinantropologii

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

**Rok obhajoby diplomové práce:** 2020

**Abstrakt:** Cílem diplomové práce je posoudit reliabilitu mezi hodnotiteli při měření délkových parametrů páteře systémem DTP-3 u populace vysokoškolských studentů. Pro diagnostiku tvaru páteře je zlatým standardem rentgenové vyšetření, které je zdraví škodlivé. Jednou z alternativních metod je systém DTP-3, který snímá projekce anatomických bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby pomocí mechanického polohového snímače. Přesnost polohového snímače a vliv posturálních výchylek vyšetřované osoby na hodnocení tvaru páteře již byly studovány. Dosud však chybí znalosti o nepřesnostech způsobené palpací anatomických bodů. Výzkumný soubor tvořilo 15 vysokoškolských studentů (12 žen a 3 muži, věk  $23,9 \pm 1,8$  let, BMI  $22,2 \pm 3,0$  kg/m<sup>2</sup>). Měření tvaru páteře provedli dva hodnotitelé a reliabilita byla hodnocena pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace (ICC). Hodnoty ICC se pro hloubky bederní lordózy, hrudní kyfózy a krční lordózy pohybovaly od 0,72 do 0,86. Hodnoty ICC pro hloubku bederního, hrudního a krčního sektoru páteře ve frontální rovině byly 0,44; 0,67 a 0,00. Závěrem lze konstatovat, že hloubky v sagitální rovině mají střední až velmi silnou reliabilitu, zatímco ve frontální rovině žádnou až střední reliabilitu.

**Klíčová slova:** Tvar páteře, vyšetření páteře, přístrojové metody, palpáce, DTP-3

**Author's first name and surname:** Bc. Michaela Beranová

**Title of the master thesis:** Inter-rater reliability of spinal length parameters measurement using DTP-3 system in a population of university students

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

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

**Year of presentation:** 2020

**Abstract:** The aim of this thesis is to measure the spinal shape in frontal and sagittal planes in a population of university students by using the DTP-3 system and assess reliability between raters. The DTP-3 system is a non-invasive alternative to the X-ray for the diagnosis of spinal shape, which captures projections of anatomical points on the skin by using a mechanical position sensor. The accuracy of the position sensor and the influence of the postural deviations of the examined person have already been studied. However, there remains a lack of research on inaccuracies caused by the palpation of anatomical points. The sample group for this study consisted of 15 university students (12 women and 3 men, age  $23.9 \pm 1.8$  years, BMI  $22.2 \pm 3.0$  kg/m<sup>2</sup>). Measurements of the spinal shape were performed by two evaluators and the reliability was assessed using the intra-class correlation coefficient (ICC). ICC values for lumbar lordosis, thoracic kyphosis and cervical lordosis ranged from 0.72 to 0.86. ICC values for the lumbar, thoracic and cervical spine in the frontal plane were 0.44, 0.67 and 0.00 respectively. In conclusion, it can be stated that the variables in the sagittal plane have moderate to very strong reliability, while in the frontal plane there is little to moderate reliability.

**Keywords:** Spinal shape, examination of the spine, measurement devices, palpation, DTP-3

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

V Olomouci dne 2020

.....

Chtěla bych poděkovat RNDr. J. Krejčímu, Ph.D za ochotu, trpělivost, odborné vedení a poskytnutí cenných rad k vypracování této diplomové práce. Velké poděkování patří Bc. Aničce Wohlgemuthové za spolupráci při měření. Také děkuji všem probandům za účast ve výzkumu.

# Obsah

1 ÚVOD .....	8
2 PŘEHLED POZNATKŮ .....	9
2.1 Funkční anatomie a kineziologie páteře .....	9
2.1.1 Funkce páteře jako celku .....	9
2.1.2 Jednotlivé struktury páteře .....	10
2.1.3 Spojení obratlů .....	12
2.1.4 Pohybový segment .....	14
2.1.5 Pohyby páteře .....	14
2.1.6 Zakřivení páteře.....	16
2.2 Patologie páteře .....	19
2.3 Změny na páteři ve vztahu k bolestem zad .....	22
2.4 Stoj a postura .....	24
2.5 Vyšetření páteře.....	26
2.5.1 Aspekce .....	27
2.5.2 Hodnocení stoje a postury .....	27
2.5.3 Vyšetření pomocí olovnice.....	29
2.5.4 Vyšetření pomocí flexibilního pravítka.....	30
2.5.5 Adamsův test .....	32
2.6 Palpace .....	33
2.6.1 Stereognozie .....	35
2.6.2 Diskriminační cití .....	36
2.6.3 Orientace na páteři .....	37
2.7 Přístrojové metody pro hodnocení zakřivení páteře.....	38
2.7.1 Radiografie .....	40
2.7.2 Topografie de Moiré.....	45
2.7.3 Formetric 4D systém .....	49

2.7.4	Systém ISIS (Integrated Shape Investigation).....	49
2.7.5	Ortelius 800 .....	50
2.7.6	Spinal Mouse.....	51
2.7.7	Systém DTP-3 .....	52
3	CÍLE PRÁCE .....	55
4	VÝZKUMNÉ OTÁZKY.....	55
5	HYPOTÉZY .....	56
6	METODIKA.....	57
6.1	Charakteristika výzkumného souboru .....	57
6.2	Průběh měření a sběr dat .....	58
6.3	Zpracování a vyhodnocení dat .....	59
7	VÝSLEDKY .....	61
7.1	Hodnocení reliability měření délkových parametrů páteře .....	61
7.2	Grafické hodnocení reliability měření parametrů páteře.....	62
8	DISKUZE.....	67
9	ZÁVĚR.....	75
10	SOUHRN .....	76
11	SUMMARY .....	77
12	REFERENČNÍ SEZNAM.....	78
13	PŘÍLOHY.....	89
14	SEZNAM OBRÁZKŮ .....	91

# 1 ÚVOD

Zakřivení páteře je jedním z nejvýznamnějších parametrů v diagnostice deformit páteře. Kvantitativní hodnocení zakřivení páteře je důležité nejen pro sledování progresu křivky, ale i v případě ortopedických a chirurgických zákroků. Mimo jiné slouží ke zhodnocení účinku terapeutického zásahu. Ve světě techniky nacházíme velké množství metod pro hodnocení křivky páteře. Pro diagnostiku tvaru a deformit páteře je zlatým standardem rentgenové vyšetření, které však zatěžuje vyšetřovanou osobu zdravím škodlivým rentgenovým zářením. Z tohoto důvodu bylo v posledních třech desetiletích vynaloženo velké úsilí na vývoj alternativních neinvazivních metod, které nejsou založeny na ionizujícím záření a které jsou vhodné pro diagnostiku a následné sledování pacientů. Jednou z nich je systém DTP-3, který snímá projekce anatomických bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby pomocí mechanického polohového snímače. Technická přesnost polohového snímače a vliv posturálních výchylek vyšetřované osoby na hodnocení tvaru páteře již byly studovány. Schopnost kvantitativního posouzení může být omezena technickými nedostatky zobrazovacích technik nebo vyšetřujícími provádějí měření. Určitou roli zde hraje umístění a pohyby vyšetřovaného během vyšetření. Dosud však není k dispozici studie, která by se zabývala vlivem nepřesnosti palpce anatomických bodů na nepřesnost vypočítaných parametrů tvaru páteře, tedy reliabilitou mezi hodnotiteli při měření pomocí diagnostického systému DTP-3.

Předmětem této diplomové práce je posoudit reliabilitu mezi hodnotiteli při měření délkových parametrů páteře systémem DTP-3 u populace vysokoškolských studentů. Teoretická část poskytuje stručný přehled funkční anatomie a kineziologie páteře. Dále popisuje patologie páteře a změny na páteři ve vztahu k bolestem zad. Rozsáhlá část práce je věnována vyšetření páteře, zahrnující inspekci, vyšetření olovníci, včetně hodnocení stoje a rozvíjení páteře. Podstatná část popisuje manuální, respektive palpační vyšetření, jakož i míru palpačních dovedností a schopnost taktilního vnímání obecně. V neposlední řadě poskytuje ucelený přehled přístrojových a zobrazovacích metod pro diagnostiku páteře. Praktická část zahrnuje výzkumnou část, spolu s vyhodnocením výsledků měření. Diskuze je věnována analýze výsledků v širších souvislostech, především palpačním dovednostem a komparace s dostupnou literaturou.



## 2 PŘEHLED POZNATKŮ

### 2.1 Funkční anatomie a kineziologie páteře

#### 2.1.1 Funkce páteře jako celku

Při nahlédnutí do historie již Hippocrates, jeden z nejslavnějších lékařů antického starověku, nazýván též „otcem medicíny“, ve své knize popisuje, že funkcí páteře je udržovat vzpřímené postavení člověka a formovat tvar lidského těla. Uvědomil si, že páteř je držena pohromadě pomocí meziobratlových plotének, vazů a svalů, což mu mimo jiné umožnilo popsat normální zakřivení páteře. Stejně jako poznatky Hippokrata i Galenova kniha o užitečnosti částí těla ovlivňovala medicínu více než 1200 let. V této knize uvádí, že moudrost přírody vytvořila strukturu páteře s tím, že „Příroda nic nestanoví bez účelu“. Zde popisuje, že ventrální část umožňuje pohyb páteře, zatímco dorzální část zajišťuje stabilitu a bezpečnost. Taktéž uvádí, že „Příroda má sklon udržet vše v pohybu a současně se zaměřuje na bezpečnost jejich komponent. Páteř je přímou ilustrací, jak mohou tyto dva víceméně protichůdné směry být v rovnováze.

Lidská páteř zajišťuje mnoho důležitých funkcí, musí být pružná, ale také dostatečně pevná. Pokud by páteř byla jedna tuhá kost, pak by byla nezranitelná, ale také nepružná jako socha a člověk by byl zbaven pohybu. Na druhou stranu páteř složená z mnoha malých částí je flexibilnější, ale v důsledku této flexibility zranitelnější. Stabilita páteře je základním předpokladem v ochraně nervových struktur a v prevenci časného mechanického poškození páteřních komponent. Stabilita páteře je také důležitá pro přenos sil mezi horními a dolními končetinami. Při ztrátě stability vzniká nestabilita, která je často neznámou příčinou bolesti zad, zejména v bederní oblasti (Vasiliadis, Grivas & Kaspiris, 2009; Izzo, Guarnieri, Guglielmi & Mutoa, 2013).

Dle Véleho (1997) mezi základní funkce páteře řadíme:

- 1) nosnou funkci - zajišťuje oporu pro lidské tělo, slouží jako pevná část pro úpony svalů zajišťujících pohyb trupu i končetin
- 2) protektivní funkci (ochrana míchy) - napojením jednotlivých obratlů na sebe vzniká pevný kostěný kanál, ve kterém probíhá mícha
- 3) hybnou funkci (mobilita) - pomocí drobných meziobratlových kloubů a disků zajišťuje mobilitu a flexibilitu páteře.

Páteř je tedy komplexní multi-kloubní systém ovládaný svaly, který podporuje držení hlavy a trupu během pohybu, uzavírá a chrání míchu a nervové kořeny (Izzo et al., 2013). Literatura uvádí řadu možných biomechanických a klinických definic stability páteře, ale konsensuální definice chybí.

Stabilita páteře je zajištěna stabilizačním systémem, který se skládá ze tří úzce propojených subsystémů:

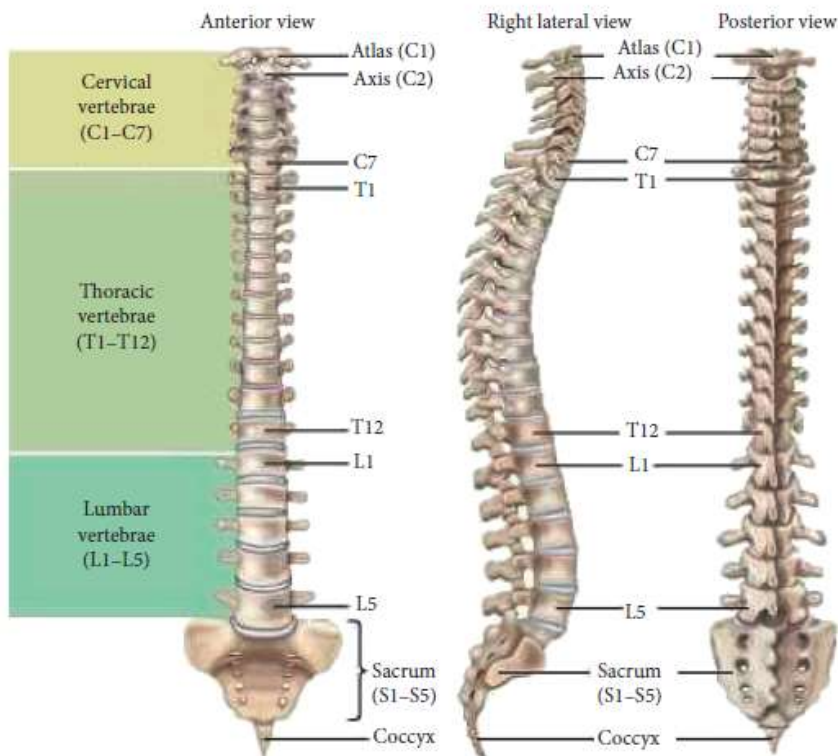
- 1) páteř neboli pasivní subsystém,
- 2) svaly a šlachy neboli aktivní subsystém,
- 3) centrální nervová kontrola (Panjabi, 1992).

Pasivní subsystém zajišťuje tzv. vnitřní strukturální roli, která je závislá na architektonice obratlů, kostní denzitě, na stavu meziobratlových kloubů, vazů a v neposlední řadě na fyziologickém zakřivení páteře. Pasivní systém, včetně kloubních pouzder, obsahuje mechanoreceptory, které působí jako snímače, poskytující nepřetržitý tok propioceptivních informací o zátěži, pohybech a držení těla z každého pohybového segmentu. Informace jsou vedeny do centrálního nervového systému, který odpovídá vhodnou a koordinovanou svalovou aktivitou (Izzo et al., 2013; Panjabi, 1992). Kritickou roli neuromuskulárního systému zdůrazňuje Panjabi (1992), podle kterého dysfunkce určité komponenty kteréhokoli ze subsystémů může vést k jedné nebo více z následujících možností: a) okamžitá reakce jiných subsystémů a úspěšná kompenzace; b) dlouhodobá adaptační odpověď jednoho nebo více subsystémů a za c) zranění určité komponenty kteréhokoli ze subsystémů. Jednotlivé subsystémy jsou spolu úzce provázány, a jakékoli akutní nebo chronické poškození jednoho subsystému vyžaduje kompenzaci v subsystémech zbývajících. Jinými slovy, lidská páteř musí být neustále udržována mechanicky stabilní, aby nedošlo k jejímu poškození, které může vést k bolesti, přičemž udržování stability je úlohou komplexního nervosvalového systému. (Oxland, 2016).

### 2.1.2 Jednotlivé struktury páteře

Páteř je kostěná struktura, která chrání míchu a je důležitým spojením mezi hlavou a pánví. Skládá se z pasivních a aktivních elementů zajišťují mobilitu, ale zároveň stabilitu páteře, která je kontrolována dynamickým neuromuskulárním systémem (Frost, Camarero-Espinosa & Foster, 2019). Z mechanického hlediska se jedná o složitý kinematický řetězec o poměrné tuhosti a značném stupni volnosti (Véle, 1995).

Páteř lze ji rozdělit do pěti různých sekcí, z nichž se všechny skládají z nezávislých kostěných obratlů a meziobratlových plotének (Obrázek 1). Jednotlivé úseky páteře mají rozdílnou funkci, což se odvíjí od rozdílné anatomické stavby jednotlivých obratlů a rovněž se tato rozdílnost promítá v rozsahu pohybu páteře. Rozlišujeme 7 krčních obratlů - cervical vertebrae, 12 hrudních (thoracic vertebrae), 5 bederních (lumbar vertebrae), 5 křížových - druhotně srostlých v kost křížovou (sacrum) a 4 - 5 obratlů kostrčních srostlých v kostrč (os coccygys).



Obrázek 1. Jednotlivé úseky páteře (Horng, Kuok, Fu, Lin, & Sun, 2019)

Krční část páteře se skládá ze sedmi obratlů (C1-C7) a šesti meziobratlových plotének. Vyčníhá od baze lebeční k horní části trupu, kde začínají hrudní obratle a hrudní koš (Agur & Dalley, 2009). Z krčních obratlů se svoji stavbou odlišují první dva krční obratle - atlas (C1) a axis (C2). Atlas neobsahuje tělo obratlů, má spíše prstencovou strukturu pro spojení s kondyly týlní kosti, čímž vytváří atlantookcipitální kloub. Čepovec, neboli axis obsahuje typický kostěný výčnělek - dnes axis, na který nasedá atlas a utváří atlanto-axiální kloub (Frost et al., 2019). Kost křížová, taktéž sacrum se skládá z pěti srostlých obratlů (S1-S5), které se připojují k pánvi v sacro-iliakálním kloubu. Kostrč, neboli coccyx se skládá ze tří až pěti srostlých obratlů, které jsou připojeny k spodní části kosti křížové (Agur & Dalley, 2009). Je

místem úponu pánevních vazů, svalů, zejména těch, které tvoří pánevní dno. Mimo jiné má podpurnou a stabilizační funkci v sedu (Lirette, Chaiban, Tolba & Eissa, 2014).

Obratel se skládá z obratlového těla (corpus), oblouku (arcus) a obratlových výběžků (processi). Tělo je uloženo vpředu a je nosnou částí obratle, tedy nese většinu síly působící na obratel. Mezi jednotlivými úseky páteře jsou z hlediska mechanické odolnosti obratlových těl velké rozdíly. Hlavní zatížení nesou masivní těla bederních obratlů a těla dolních hrudních obratlů, kde jsou kladeny vysoké nároky na nosnou funkci. Nejnižší a nejtěplejší obratlová těla nacházíme v oblasti krční páteře a nejvyšší a nejmohutnější v bederní páteři. Hrudní obratle mají těla obratlů dorzo-ventrálně oploštělá a relativně malá, a jejich velikost narůstá směrem kaudálním. Anatomicky se odlišuje pátý bederní obratel, který má obratlové tělo vpředu vyšší než vzadu, čímž vytváří lumbosakrální úhel mezi bederní oblastí a křížovou kostí - tzv. promontorium (Waxenbaum et al., 2020).

Trnové výběžky krčních obratlů jsou krátké, na konci rozdvojené. Výjimku tvoří obratel C1, který trnový výběžek nemá. Obratel C7 má vyčnívající, paličkovitě zakončený výběžek. Označuje se též jako vertebra prominens a je hmatný na přechodu šíje a zad (Čihák 2001). Trnové výběžky hrudních obratlů jsou dlouhé, skloněné a přes sebe přeložené, které se u bederních obratlů rychle tvarově mění na čtverhranné, a ze stran oploštělé destičky. Příčné výběžky (processi transversi) odstupují od obratlových oblouků zevně. U krčních obratlů nacházíme otvor (foramen costotransversarium), kterým od C1 až C6 probíhá páteřní tepna - a. vertebralis (Čihák, 2001).

### 2.1.3 Spojení obratlů

Nosné komponenty páteře - obratle, jsou fixovány vazy a svaly. Vazivové spoje jsou pasivními prvky v nosné funkci páteře. Hydrodynamickou komponentu pohybového segmentu páteře tvoří meziobratlové destičky a cévní systém páteře. (Dylevský, 2009). Obratle jsou vzájemně spojeny trojím způsobem.

Prvním spojením jsou chrupavčité spoje páteře, které jsou tvořeny meziobratlovou destičkou - tzv. discus intervertebralis. Tyto disky tvoří asi 20-30 % z celkové délky páteře. Meziobratlové destičky začínají mezi obratlem C2-C3 a končí mezi obratli L5-S1. Meziobratlový disk se skládá z vnějšího prstence vazivové chrupavky zvané anulus fibrosus. Uvnitř prstence se nachází jádro, neboli nucleus pulposus. Jádro je přibližně z 80-90 % tvořeno vodou a jedná se o nestlačitelnou strukturu, umožňující absorbovat nárazy. Díky své

zvláštní struktura má meziobratlová ploténka vlastnosti ligament, tj. odolnost vůči napětí, tak vlastnosti typické pro kloubní chrupavku - odolnost vůči stlačení. Meziobratlové destičky tak zajišťují strukturální a mechanickou integritu. Zároveň umožňují pohyb jednotlivých obratlů, průchod živin a tekutin do páteře a míchy (Izzo et al., 2013; Frost et al., 2019).

Druhým spojem jsou vazivová spojení páteře, které jsou pasivním prvkem v nosné funkci páteře. Rozlišujeme dlouhé a krátké vazy, přičemž z hlediska fixace segmentů se účastní oba typy. Dlouhé vazy spojují obratlová těla. Běží po přední a zadní straně obratlových těl (lig. Longitudinale anterius, posterius). Lig. longitudinale anterius spojuje obratlová těla z přední strany od tuberculum anterius atlasu až po periost sacra. Lig. longitudinale posterius propojuje zadní části obratlových těl, přiléhá ovšem více k meziobratlovým diskům a pediklům. Jde od zadní plochy axisu až po zadní plochu kosti křížové. Vytváří přední stěnu páteřního kanálu a je nejtenčí v oblasti bederní páteře (62 % výhřezů destiček právě v této oblasti). Tyto dlouhé vazy omezují rozsah předklonu a záklonu páteře (Velé, 2006). Mezi krátké vazy se řadí ligamenta flava, ligamenta interarcualia - vazy, které spojují oblouky a výběžky sousedních obratlů. Krátké vazy páteře (ligg. flava) mezi sebou spojují obratlové oblouky a uzavírají páteřní kanál. Ligg. flava obsahují poměrně značné množství elastických vláken (až 80%). Napínají se při předklonu. Mají však důležitou roli během extenze páteře, kdy elastická vlákna brání vychýlení ligamenta do páteřního kanálu. Degenerativní změna ligamentum flavum může mít za následek nahrazení elastických vláken kolagenem. Tato změna je příčinou zahušťování ligamenta (v některých případech až 10 násobek jeho normální šířky), což v konečném důsledku může vést ke stenóze páteřního kanálu (Cramer & Bakkum, 2014). Ligg. interspinalia spojují trnové výběžky jednotlivých obratlů. Napínají se při anteflexi, čímž omezují rozvíjení obratlových trnů a limitují tak předklon. Vazy jsou tvořeny především kolagenními vlákny, mají tedy nižší pružnost. Jedná se o „posturální vazy“, které svým napětím napřimují pohybové segmenty páteře. Ligg. intertransversalia spojují příčné výběžky a omezují rozsah do úklonů (lateroflexe) páteře na kontralaterální stranu. Významnou funkci mají intertransverzální vazy v hrudním sektoru páteře, kde jsou součástí komplexu vaziva hrudníku, které je zdrojem „akumulované“ energie vdechových svalů. Běžný výdech je totiž zcela závislý na elasticitě vaziva plic, mezihrudí a na vazivových spojích hrudní páteře. Nejsilnější jsou tyto vazy v bederním úseku, kde se nachází mezi processu costarii (Dylevský, 2009; Čihák, 2011).

Třetím typem spojů jsou meziobratlové klouby articulationes columnae vertebrales. Intervertebrální klouby (Articulationes intervertebrales) se označují také jako facetové klouby. Jedná se o klouby mezi kloubními výběžky (processus articulares) sousedních

obratlů. Tvar kloubních ploch se liší v jednotlivých úsecích páteře. Zakřivením kloubních ploch a orientací kloubních výběžků je určen konečný rozsah jednotlivých pohybů v daném úseku páteře. (Čihák, 2011, Waxenbaum et al., 2020). Odhaduje se, že 15 - 40 % případů chronické bolesti dolních zad je způsobeno lumbálními facetovými klouby vlivem mechanického namáhání a deformaci kloubních pouzder, spolu s aktivací nociceptorů (Izzoa et al., 2013, Nedělka, Nedělka, Schlenker & Mazanec, 2011).

#### 2.1.4 Pohybový segment

Základní funkční jednotkou páteře je pohybový segment. Funkční páteřní jednotka se skládá ze dvou sousedních obratlů, páru meziobratlových kloubů, meziobratlové ploténky a páteřních ligament (Oxland, 2016). Pinñero et al. (2014) k pohybovému segmentu řadí také příslušné svaly. Z funkčního hlediska obsahuje pohybový segment páteře tři komponenty: nosnou, hydrodynamickou a kinetickou. Nosnou a fixační komponentu zastupují obratle a meziobratlové vazy, hydrodynamickou komponentou jsou meziobratlové destičky a cévní systém páteře, kinetickou komponentu představují svaly a klouby páteře. Dále lze pohybový segment rozdělit na přední a zadní kompartment. Přední kompartment tvoří meziobratlová ploténka a obratlová těla, zadní kompartment je tvořen pedikly a intervertebrálními klouby, spolu s páteřními vazy a paravertebrálním svalstvem. Přední kompartment pohybového segmentu nese asi 80 % hmotnosti horní poloviny těla, intervertebrální klouby a ligamenta asi 20 % (Nedělka et al., 2011).

#### 2.1.5 Pohyby páteře

Mezi základní pohyby páteře patří: předklony (flexe) a záklony (extenze), úklony (lateroflexe), otáčení (rotace, torze) a pérovací pohyby. Flexe a extenze jsou největší v krčním úseku páteře, avšak názory na rozsah pohybu jsou v literatuře velmi odlišné. Dle některých autorů je rozsah pohybu krční páteře přibližně 80 stupňů až 90 stupňů do flexe, 70 stupňů do extenze (Swartz, Floyd & Cendoma, 2005; Dylevský, 2009). Z hlediska rozsahu pohybu do flexe a extenze je důležité atlantookcipitální skloubení. Atlas artikuluje s týlními kondyly a jeho primárními pohyby jsou tzv. předozadní kyvy a minimální stranové posuny - laterální kyvy (Dylevský, 2009). Existují názory, že zde probíhá asi 50 % veškeré flexe a extenze hlavy (Vargas Sanabria, 2012; Frost et al., 2019). Tvrzení ovšem není v souladu s názory

jiných autorů, podle kterých je rozsah pohybu v atlanto-axiálním kloubu přibližně 15-20 stupňů (Swartz et al., 2005). Zbytek obratlů (C3-C7) má významně sníženou pohyblivost, plní však podpůrnou funkci v souvislosti s držením hlavy a zatížením, působící na krk (Frost et al., 2019). Rotace páteře je záležitostí především krční a hrudní páteře. V krční páteři je možno dosáhnout 70° rotace, kdy 30-35 stupňů probíhá mezi C1-C2 ( Dylevský, 2009). Jiní autoři uvádějí až 90° rotaci na obě strany (Swartz et al., 2005). Nejdůležitějším místem pro rotaci hlavy je spojení obratle C1 a C2 tzv. atlanto-axiální kloub, ve kterém probíhá 50 % celkové rotace v krční páteři (Vargas Sanabria, 2012). Prostřednictvím kloubního spojení se mimo jiné přenáší hmotnost hlavy na celou krční páteř (Swartz, et al., 2005). V oblasti hrudní páteře je rotace omeze na 25-30 stupňů. Nicméně první tři hrudní obratle, které z funkčního hlediska spadají spíše ke krčním obratlům, mohou rotovat až 45-50 stupňů. Téměř vertikální orientace kloubních facet bederních obratlů umožňuje rozsahy do flexe, extenze a lateroflexe, ale výrazně limituje rotaci (Waxenbaum et al., 2020) Dle Dylevského (2009) rotuje minimálně, pouze okolo 5-10 stupňů. Haughton, Rogers, Meyerand & Resnick (2002) uvádí 7-7,5 stupňů rotace. Rozsah lateroflexe krční a bederní páteře je téměř totožný. Dylevský uvádí 25-30 stupňů. Rozsah pohybu krční páteře do lateroflexe může dosahovat 45 stupňů (Swartz et al., 2005).

Při realizaci pohybu páteře dochází ke specifickému fenoménu páteře, tzv. spinal coupling, neboli „sružené pohyby“. Spinal coupling popisuje White a Panjabi (1978) jako jev, kdy pohyb v jedné rovině (posun nebo rotace) je asociován se současným pohybem v jiné rovině. Tento fenomén je vyvolán sklonem kloubních plošek meziobratlových kloubů, zakřivením páteře a diferencovanou účastí jednotlivých svalů na pohybu (Dylevský, 2009). Spinal coupling je díky šikmé orientaci kloubních ploch facetových kloubů nejzřetelnější v krční páteři (Izzoa et al., 2013). Koncept sruženého pohybu nepatří mezi nejnovější objevy. Již v roce 1900 Lovett publikoval svá pozorování sružených pohybů páteře u skolióz. Mimo jiné zjistil, že počáteční poloha (flekční, extenční držení těla) určuje doprovodný asociovaný pohyb, přičemž laterální deviace jakékoli části páteře je spojená s rotací obratlů. Dle Lovettova pravidla pro bederní páteř platí následující: je-li páteř v extenzi - lordóze, pak při úklonu (skolióze) dochází k rotaci těl obratlů do konvexity (Vařeka, 2000). Při flexi - kyfóze je tomu naopak. Lewit (1996) tento jev vysvětluje tím, že v extenzi jsou trnové výběžky v úzkém kontaktu, zatímco obratlová těla jsou volná pro rotaci. Naopak je tomu ve flexi, kdy jsou trnové výběžky volné.

Pohyblivost jednotlivých úseků páteře je dána mírou stlačitelnosti meziobratlových plotének a také součtem drobných posunů kloubních ploch meziobratlových kloubů

(Dylevský, 2009). V každém pohybovém segmentu mohou obratle provádět různé kombinace hlavních a sdružených pohybů, během nichž vazy obklopující pohybový segment zajišťují stabilitu páteře (Iorio, Jakoi & Singla, 2016). Meziobratlový disk a párové facetové klouby tvoří tzv. tříkloubový komplex, díky kterému se mezi jednotlivými segmenty přenáší zatížení. Meziobratlový disk slouží k přenosu zatížení mezi sousedními obratli a umožňuje pohyb. Každý pohybový segment má okamžitou osu otáčení, což je dynamický bod, kolem kterého se funkční jednotka otáčí a je závislý na zakřivení páteře a silách působících na páteř (Iorio et al., 2016). Poškození jakékoli struktury páteře způsobuje určitou míru nestability (Panjabi, 1992). Při nestabilitě může být ovlivněna kvalita pohybu - abnormální „coupling“ nebo kvantita - zvýšený pohyb (Izzo et al., 2013). Pohyby páteře omezují meziobratlové ploténky, vazy a facetové klouby. Facetové klouby nesou při axiálním zatížení přibližně 10 % zatížení. Avšak během extenze jsou vystaveny téměř trojnásobnému zvýšení únosnosti a během flexe až pětinasobnému zvýšení ventrálních smykových sil (Iorio et al., 2016).

#### 2.1.6 Zakřivení páteře

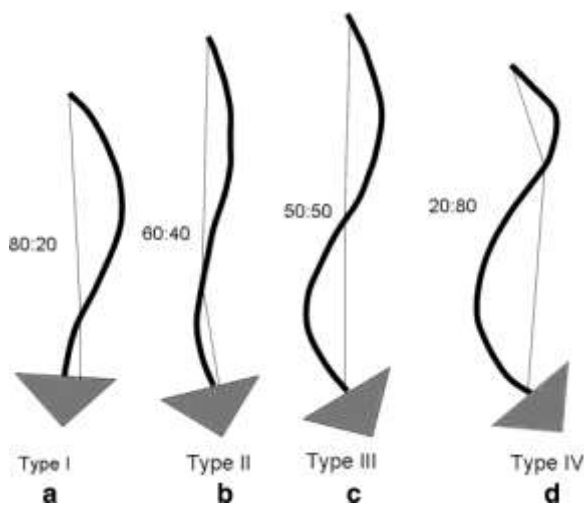
Fyziologická zakřivení jsou evoluční odezvy na vzpřímený bipedální stoj u člověka a slouží k energeticky účinnému vyvážení okcipitu nad pánví. Lidská páteř je dvakrát esovitě prohnutá. Zakřivení páteře umožňuje rovnoměrné rozložení sil působících na páteř a současně až 17 krát vyšší odolnost vůči svislému zatížení. V sagitální rovině jsou krční a bederní segmenty lordotické, zatímco hrudní a sakrální oblasti jsou kyfotické. Lordóza je vyklenutí dopředu (ventrálně), kyfóza je vyklenutí směrem dozadu (dorzálně). Na páteři se tato zakřivení střídají kraniokaudálně. Dříve se předpokládalo, že hrudní kyfóza je jedinou fyziologickou křivkou přítomnou při narození (Izzo et al., 2013; Iorio et al., 2016) a vývoj lordózy probíhá v prvním roce života, v reakci na nové biomechanické zatížení (které ovlivňuje růst obratlů), kdy se dítě pokouší o první kroky a postupně přechází do stoje. Nedávný výzkum však naznačuje, že je v lumbosakrální oblasti lordóza evidentní u 60% lidských plodů, což naznačuje, že v morfologii může hrát roli určitá genetická složka (Beasley, 2013 in Okpala, 2014). Dle Lewita (2003) je vývoj předozadního zakřivení v oblasti přechodu hrudní a bederní páteře a hloubky bederní lordózy závislý zejména na vrozeném typu pánve.

V literatuře neexistuje jednotný názor ohledně optimálních hodnot pro kyfotické a lordotické zakřivení páteře. V případě krční lordózy se uvádí  $40 \pm 9,7$  stupňů. Hrudní kyfóza se pohybuje mezi 20-50 stupni. Normální zakřivení bederní lordózy se pohybuje mezi 31-79



stupni (Roussouly & Nnadi, 2010; Teixeira & Carvalho, 2007). Okpala (2014) popisuje sníženou bederní lordózu při 15 stupních a méně a její zvýšení při 75 stupních a více. Míra zakřivení páteře se liší v konkrétních úsecích páteře. Čihák (2001) popisuje vrchol krční lordózy v oblasti C4-C5, hrudní kyfózy v Th6-Th7. Přibližně od obratle Th10 přechází v bederní lordózu s vrcholem při L3-L4. Jiní autoři pokládají za vrchol krční lordózy v oblasti C1-2 (75%), zatímco obratle C4-7 přispívají k celkové krční lordóze jen velmi málo (Iorio et al., 2016). Podobně je tomu v bederní oblasti, kde L4-L5 a L5-S1 zajišťují asi 2/3 bederní lordózy. Esovitě zakřivení je zakončeno promontoriem, což je úhlovité zalomení páteře mezi obratlem L5 a kostí křížovou. Os sacrum dále pokračuje kyfotickým zakřivením (Čihák, 2001).

Určit ideální zakřivení páteře je poměrně obtížné. Na základě nejednoznačnosti názorů provedli Roussouly, Gollogly, Berthonnaud & Dimnet (2005) studii 160 asymptomatických probandů, kde pomocí počítačového trojrozměrného modelu identifikovali čtyři typy sagitálních křivek (Obrázek 2). Výhoda počítačového zobrazení spočívá v definování segmentů, díky změně prostorového vztahu mezi jednotlivými těly obratlů. Bod, ve kterém k tomuto dochází, se nazývá inflexní bod.



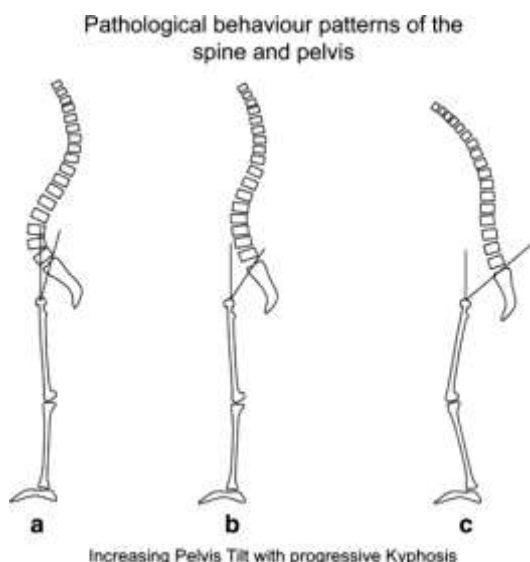
Obrázek 2. Klasifikace variace sagitálního zakřivení páteře:

- a) Typ 1: tzv. inflexní bod, tj. bod, ve kterém se mění orientace obratlů, je na úrovni L3 / L4. Lze si všimnout kyfózy v thorako-lumbální oblasti. V poměru 80:20 můžeme vidět dlouhou kyfotickou a krátkou lordotickou křivku.
- b) Typ 2: inflexní bod je v oblasti L1 - L2. Délka kyfotické křivky je kratší a lordotická křivka je delší. I přes delší lordotickou křivku má bederní páteř vzhled plochých zad. Dochází k vysokému tlaku na meziobratlové ploténky, a proto je zde

riziko časně Plochá záda nejsou uzpůsobena pro zátěž ve smyslu nošení těžkých břemen a sport nebo aktivity s vysokým tlakem na záda.

- c) Typ 3: Inflexní bod je v oblasti TH12 - L1. Délka kyfotické a bederní křivky je téměř stejná, tj. 50:50. Tato páteř je optimálně vyvážená.
- d) Typ 4: inflexní bod je v úrovni TH9 - TH10. Lordotická křivka je delší v poměru 20:80. Vzhledem ke zvýšenému zakřivení bederní lordózy dochází k přetěžování facetových kloubů. Vlivem degenerativních změn nastává nestabilita, která s sebou nese riziko spondylolistézy, zejména obratlů L4 a L5 (Roussouly & Pinheiro-Franco, 2011; Roussouly & Nnadi, 2010; Roussouly et al., 2005).

Nejen u jedinců s normálním zakřivením páteře, ale i za patologických podmínek jsou křivky regulovány polohou pánve. Zakřivení bederní páteře v sagitální rovině je regulováno pánevním sklonem. Dylevský (2009) pánevní sklon popisuje jako úhel, který svírá rovina pánevního vchodu s horizontální rovinou. Dosahuje přibližně 60 stupňů a je zjistitelný pomocí rentgenového vyšetření. Pohyb pánve v sagitální rovině směrem vpřed, tedy antevertze pánve je spojen se zvýšením bederní lordózy, Naopak klopení směrem vzad, neboli retrovertze je spojen se snížením bederní lordózy (Véle, 1997; Izzo et al., 2013) Zahraniční literatura popisuje pánevní sklon (PT - pelvic tilt) jako úhel mezi svislou přímkou a přímkou vedoucí od středu femorální hlavy ke středu kosti sakrální. Když se pánev klopí dozadu (retrovertze), PT se zvyšuje; když se pánev klopí dopředu (antevertze), PT klesá. Při zvýšené kyfóze dochází ke sklonu hlavy směrem dolů. Těžiště se pohybuje dopředu a dochází ke zhoršení rovnováhy. Ta je kompenzována změnami polohy pánve a dolních končetin za účelem udržení vzpřímené polohy a přiměřené sagitální rovnováhy (Obrázek 3).



Obrázek 3. Mechanismus kompenzace progresivní kyfózy:

- a) normální držení těla,
- b) abnormální držení těla,
- c) kompenzační držení těla. V případě těžké kyfózy omezuje extenze kyčle retroverzi pánve. Je tak kompenzována flexí kolenních kloubů. K udržení vzpřímeného stoje se pánevní sklon zvyšuje (Roussouly & Nnadi, 2010)

Lewit (2003) uvádí, že výraznější zakřivení odpovídají větší stabilitě při menší pohyblivosti. Naopak tzv. plochá záda jsou znakem hypermobility.

## 2.2 Patologie páteře

Patologie v oblasti páteře jsou známy od nepaměti. Již v antickém Řecku došel Hippokrates díky svému pozorování a logickým úvahám k cenným znalostem v oblasti struktury páteře a zejména jejími patologiemi. Představil pojmy kyfóza a skolióza, ačkoli skoliózu podrobněji popsal až Galen, který žil téměř o pět století později. Nicméně Hippokrates byl prvním, kdo vynalezl zařízení na základě principů axiální trakce a korekce tří bodů pro korekci zakřivení páteře a zvládnání nemocí páteře. Aby bylo dosaženo redukce, musí pacient podstoupit náraz (třepání), zatímco je připoutaný na žebříku, ve vzpřímené poloze nebo hlavou dolů, v závislosti na lokalizaci deformity. Hmotnost trupu a končetin působí jako tažná síla, která vyrovnává páteř. Jako pomocné zařízení k léčbě deformit páteře byl používán Hippokratův žebřík či Hippokratova deska. Obrázek 4 popisuje terapii deformity nacházející se v horní části páteře. Obrázek 5 popisuje korekci deformity pomocí desky. Ke zmenšení

deformity, lékař nebo vyškolený asistent používá vlastní ruce, nohu nebo dokonce celé tělo k vyvinutí tlaku v místě deformity, zatímco je aplikována trakce (Vasiliadis, Grivas & Kaspiris, 2009).

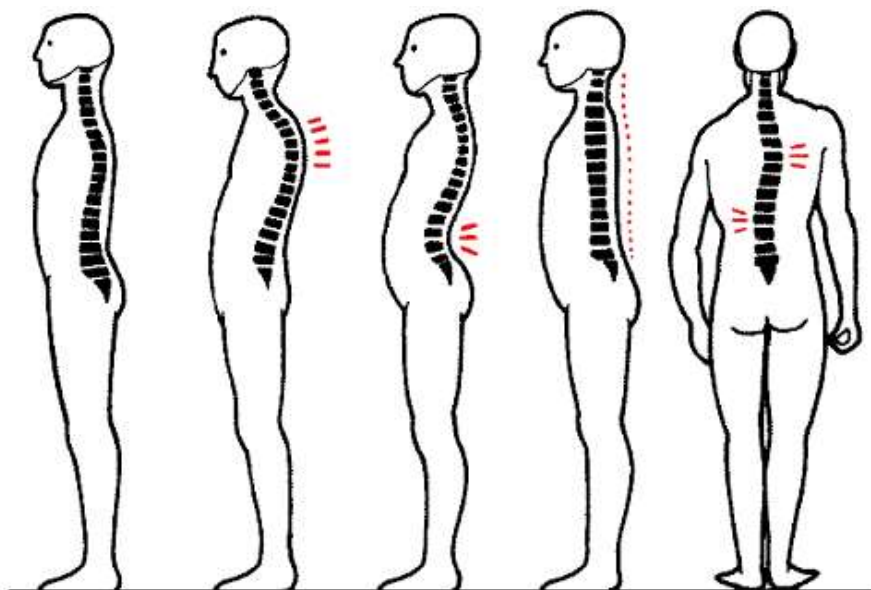


Obrázek 4. Hippokratický žebřík pro korekci deformit páteře s hlavou směřující nahoru



Obrázek 5. Ilustrace hippokratické desky ukazující korekci deformity páteře

Při poruchách v oblasti páteře se můžeme setkat s celou řadou klinických obrazů. V rámci diagnostiky a následné terapie je důležité odlišit poruchy nestrukturální od strukturálních. Nestrukturální poruchy jsou obvykle způsobeny vadným držením těla, přičemž hyperkyfóza je jednou z nejčastějších posturálních abnormalit (Teixeira & Carvalho, 2007). Zatímco vady strukturální zahrnují skutečné deformity páteře (Repko, 2017). Patologie v oblasti páteře zahrnují deformity jak v rovině frontální, sagitální, tak transversální (Obrázek 6). Mohou to být vady vrozené či získané, dále strukturální a funkční. Páteř je ve frontální rovině prakticky rovná a téměř jakákoli odchylka je patologická. Poruchy v rovině frontální se nazývají skoliózy, v rovině sagitální jsou to hyperlordózy nebo hyperkyfózy. Nicméně na deformitu páteře ve frontální rovině nelze nahlížet pouze jako na samostatnou křivku, ale na kombinaci zakřivení ve třech rovinách, spolu s axiální rotací obratlů (Vrtovec, Pernus & Likar, 2009).



Obrázek 6. Zakřivení páteře dle Raševa (1992)

*Zleva: Fyziologické zakřivení, hyperkyfóza, hyperlordóza, aplanace páteře, skolióza.*

Obecně lze rozdělit skoliózy na funkční a strukturální. Funkční skolióza je charakteristická křivkou, která není fixovaná. Lze ji vyrovnat v předklonu, úklonem na stranu konvexity, či sama vymizí po odeznění vyvolávajícího faktoru. Strukturální skolióza je typická pro klínovitou deformaci obratlů, torzi a rotaci obratlů. Křivku nelze vyrovnat (Vařeka, 2000).

Skolióza představuje trojrozměrnou deformitu páteře s posunem obratle v rovině frontální, sagitální a transverzální. Klinicky významné pro diagnózu skoliózy je vychýlení páteře nad 10 stupňů. Odchylky do 10 stupňů představují asymetrii páteře, které nemají až takový klinický význam. Z klinického hlediska je skolióza poruchou postavení páteře ve třech hlavních anatomických rovinách a vyskytuje se zejména v thorako-lumbálních segmentech. U dospělých jsou skoliotické křivky více rigidní nežli u dětí a dospívajících. Včasná diagnostika skoliotických deformit páteře je zásadní pro zabránění progresu křivek a jejich stabilizaci do doby ukončení růstového období. Diagnóza skoliózy se opírá o kompletní klinické vyšetření spolu se zobrazovacími metodami, jako jsou prosté radiologické snímky, počítačová tomografie a magnetická rezonance. Zobrazovací metody stále představují zlatý standard v diagnostice skoliotických deformit páteře. V současné době je Cobbův úhel objektivním radiografickým parametrem pro kvantifikaci závažnosti skoliózy na předozadních rentgenových snímcích. Léčba skoliózy závisí na závažnosti páteřní deformity a riziku

progrese křivky (Repko, Krbec, Šprláková-Puková, Chaloupka & Neubauer, 2007; Pan et al., 2019; Álvarez García de Quesada & Núñez Giralda, 2011).

Příčina skoliózy je ve více než 85 % případů neznámá, multifaktoriální, ačkoli role genetických faktorů je v nových studiích silně diskutována. Dle autorů Martín Piñero et al. (2014) můžeme příčiny vzniku skoliózy rozdělit do 3 hlavních kategorií:

1. **Neuromuskulární:** vzniká vlivem svalové nerovnováhy a v důsledku ztráty trupové kontroly nacházíme strukturální i nestrukturální křivky. Nestrukturální křivky nejsou dány anatomickou změnou v kostní struktuře, ale jsou funkční, související s posturálními změnami adolescentů, tj. rozdílná délka končetin nebo přítomnost bolesti. K deformitě dochází i u pacientů s poruchami neurologického nebo muskuloskeletálního původu, například u myelomeningokély, svalové dystrofie a v poslední řadě u dětské mozkové obrny.
2. **Kongenitální (vrozené):** jedná se o vrozené anomálie vznikající v důsledku asymetrie ve vývoji obratlů. Projevuje se u malých dětí či ještě před adolescencí.
3. **Idiopatická:** jedná se o skoliózy nejasné etiologie, u kterých není nalezena žádná konkrétní příčina, která by vysvětlovala vývoj deformity. A současně, jsou-li vyloučeny příčiny jiné (neuromuskulární, vrozené, nádorové, infekční, traumatické). Předpokládá se vliv genetických faktorů. Vyšší výskyt nacházíme u kavkazských dívek a chlapců, ale dosud nejsou potvrzeny u Asiatů nebo Afroameričanů (Álvarez García de Quesada & Núñez Giralda, 2011).

### 2.3 Změny na páteři ve vztahu k bolestem zad

Jak již bylo zmíněno, fyziologické zakřivení páteře umožňuje rovnoměrné rozložení sil působících na páteř. Narušení této rovnováhy patologickými procesy nebo vlivem stárnutí, může vést k deformitám páteře. V klinické praxi se často objevuje sekundární kyfotická deformita v souvislosti se zánětlivým, degenerativním nebo posttraumatickým poruchám. Mohou vzniknout také sekundárně k infekci nebo nádorům (Roussouly & Nnadi, 2010).

Patologie v oblasti páteře jsou závislé na pohlaví, odvíjí se od věku daného jedince, tělesné hmotnosti, pohybových zvyklostí, poúrazových stavů a nezanedbatelnou roli hraje i genetika. Zdůrazňuje se především dětské období, které děti a dospívající tráví sezením, vysoký index tělesné hmotnosti (BMI), nevhodná a nedostatečná fyzická aktivita a výrazné

sedavé zaměstnání. Pokud jde o rizikové faktory bolesti zad u adolescentů, Cruz & Nunes (2012 in São-Romão-Preto et al., 2015) v nedávném tematickém přehledu identifikovali pohlaví jako nejvýznamnější rizikový faktor, po kterém následoval věk, tedy s rostoucím věkem narůstají bolesti zad. Abnormální zakřivení páteře ve smyslu hyperkyfózy můžeme rozdělit do tří věkových kategorií. První zahrnuje jedince trpící v průběhu dospívání Scheuermannovou kyfózou. Druhá skupina zahrnuje jedince ve věkovém rozmezí 40-50 let, kdy hyperkyfóza vzniká obvykle v důsledku zánětlivých poruch, jako je ankylozující spondylitida. Poslední skupinou jsou jedinci ve věku nad 60 let, kde jsou nejčastější příčinnou degenerativní změny páteře.

Zdrojem bolesti může být dráždění nociceptorů, které vzniká z postižení struktur páteře v oblasti obratlových těl, z periostu, meziobratlových kloubů, zevní části anulus fibrosus, ligament páteře. Pokud dojde k poruše některého ze segmentů páteře nebo je struktura příliš namáhána, je nestabilní, vzniká bolest (Opavský, 2011).

Degenerativní změny ovlivňují kostní a měkké tkáňové struktury páteře a mohou nakonec vést k změnám pohybu v segmentech páteře. V procesu stárnutí dochází k degenerativním změnám ve všech částech pohybového segmentu páteře. Procesy související s věkem představují normální změny ve strukturách tkání. Ztráta výšky meziobratlové ploténky negativně ovlivňuje přenos zatížení skrze krycí ploténky (hyalinní chrupavky), facetové klouby, pohyb mezi jednotlivými obratlovými těly a zvyšuje zatížení přilehlých struktur. Čím je ploténka objemnější, tím lépe tlumí tlakovou zátěž na postranní meziobratlové klouby a její odpružení je účinnější. Vlivem zvýšené laxicity ligament a ztrátě výšky disku dochází k nestabilitě segmentů páteře. Anulus fibrosus degeneruje a ztrácí svou odolnost vůči zatížení. To má za následek a přetížení facetových kloubů, což může vést k urychlení degenerativním procesům. Ve zdravém pohybovém segmentu, fasetové klouby nesou až 25 % zatížení přenášeného přes 3 - kloubový komplex. V závislosti na poloze těla se zatížení přes facetové klouby však téměř zdvojnásobí za degenerativních okolností. Je důležité zmínit, že se meziobratlová ploténka začíná měnit již kolem 20. roku života, kdy dochází ke změnám cévního zásobení, snižuje se obsah vody a proteoglykanů. Mohou nastat určité morfologické degenerativní změny, snižuje se její výška a mohou se objevit i změny polohy nukleus pulposus, které mohou vyvolat kompresi přilehlých struktur a způsobit nocicepci (Opavský, 2011).

Křivka bederní páteře má důležitý dopad na pohyb v jednotlivých segmentech, degenerativní procesy a kvalitu života v souvislosti se zdravím. Vztah mezi bederní lordózou a polohou pánve je prediktivní v patogenezi poruch páteře, zahrnující degenerativní změny

meziobratlových plotének, přilehlého segmentu a spondylolistézy. Abnormální zakřivení páteře může způsobit přetrvávající bolest v dolní části zad (LBP) a byla prokázána souvislost akutní LBP s hyperlordózou. Rovněž byl prokázán vztah chronické LBP s hypolordózou (Habibi, Maleki, Meybodi, Mahdavi & Saberi, 2014).

Obezita s sebou nese řadu pohybových obtíží. Vlivem nadměrného zatížení dochází k přetěžování kloubů, k opotřebením kloubních chrupavek, přetížení svalů, šlach a mimo jiné k bolestem páteře (Anandacoomarasamy, Caterson, Sambrook, Fransen & March, 2008). Nadměrná tělesná hmotnost ovlivňuje zatížení páteře, zejména facetových kloubů. U obézních jedinců byl prokázán také častější výskyt hyperlordózy bederní páteře a hyperkyfózy hrudní páteře (Fabris de Souza et al., 2005). Hyperlordotická bederní páteř je u obézních jedinců je rizikovým faktorem bolesti dolní části zad. Zvýšená bederní lordóza vede ke změnám v biomechanice páteře. Zvyšuje se zatížení facetových kloubů a lumbosakrálního přechodu. Nadměrnou tělesnou hmotností také dochází k enormní tlakové zátěži páteře a meziobratlových plotének, což může zvýšit riziko útlaku nervových kořenů, degenerace disků, poranění vazových vazů, a poruchy v lumbosakrálním přechodu (Taweetanalarp & Purepong, 2015).

## 2.4 Stoj a postura

Lidská páteř je mechanická struktura, která se během evoluce přizpůsobila bipedálnímu stoji spolu s tuhostí kostních obratlů, pružností meziobratlových plotének a vazů a svalově-šlachových struktur, které spojují a udržují celý systém ve správném postavení. Z biomechanického hlediska lze na lidské tělo nahlížet jako na „obrácené kyvadlo“ s malou plochou základny a vysoko uloženým těžištěm. Výše položené těžiště s sebou nese sníženou stabilitu. Vzpřímené držení na dolních končetinách je tedy velmi nestabilním systémem tvořený množstvím segmentů. Systém vzpřímeného držení je založený na třech hlavních složkách - senzoričké, řídicí a výkonné. Senzorickou složku představuje především propriocepce, zrak a vestibulární systém. Řídicí funkci zajišťuje CNS, tedy mozek a mícha. Výkonnou složkou je pohybový systém. Zásadní roli hrají kosterní svaly, díky jejichž propriopecce mají důležitou úlohu v oblasti senzoričké. Systém vzpřímeného držení má stejně jako celý motorický systém velké kompenzační a substituční možnosti. Jeden z důvodů, proč bývá vyšetření v klidném stoji zpochybňováno pro nedostatečnou validitu v hodnocení kvality posturální stability je to, že oslabení či výpadek funkce jedné jeho části se může projevit až



při zvýšené zátěži, kdy dojde k dekompenzaci. K naprosté většině pádů ostatně nedochází v klidném stoji, ale při chůzi či jiné lokomoci (Vařeka, 2002).

Bipední stoj na dvou dolních končetinách je zvláštním typem statické polohy. Podobně jako bipedální lokomoce přináší výhody ve smyslu lepší orientace, úchopové funkce ruky, ale zároveň klade vyšší nároky na koordinaci poloh segmentů i celého těla (Vařeka, 2002). K provedení optimálního pohybu je nutné zaujmout a udržet optimální posturu (vzpřímené držení). V literatuře nacházíme různé definice postury. Vařeka (2002) definuje posturu jako aktivní držení segmentů těla proti působení zevních sil, ze kterých má v běžném životě největší význam síla tíhová. Postura je také vnímána jako optimální držení těla, stav rovnováhy, která vyžaduje minimální svalovou sílu k jejímu udržení. Tedy ideální pozice pohybových segmentů, která umožňuje vzpřímené držení těla při nárocích, které jsou kladeny především gravitační silou. Postura je zajištěna svalovou aktivitou, která je řízena centrálním nervovým systémem. Je nezbytnou součástí chůze a lokomoce obecně. Postura je také součástí všech poloh, například sedu a vyžaduje zpevnění osového orgánu, tedy trupu s krkem a hlavou. Posturální stabilita je schopnost zajistit vzpřímené držení těla. Udržuje optimální polohu jednotlivých segmentů a zajišťuje pohotovost při přechodu z klidu do pohybu tak, aby nedošlo k neřízenému pádu (Véle, 2006; Kolář et al., 2009). Posturální stabilita je nezbytným základem pro většinu pohybů v každodenním životě. Pro zajištění posturální rovnováhy je nutný neustálý přísun informací prostřednictvím zraku, vestibulárního systému, propiocepce a exterocepce. Nezastupitelnou roli hraje centrální a periferní nervový systém (Vařeka, 2002).

Stejně jako u zakřivení páteře nelze s jistotou říct, jaký je ideální držení těla, postoj. Držení těla je vysoce charakteristické pro každého jedince, je spojené se sebepojetím, genetickými, psychologickými a fyziologickými faktory a motorickými a posturálními návyky. Lidé mají sklon měnit své držení těla podle aktuální nálady, situace a naučených pohybových zvyklostí. Pokud se nesprávné návyky zautomatizují v raném věku, mohou vést k nadměrnému namáhání páteře, pánve, svalů, šlach, kloubů, kostí a meziobratlových plotének. Nesprávné návyky v raném vývoji, jako je neergonomická práce s počítači, nedostatek pohybu, nošení těžkých břemen a nevhodné držení těla při studiu či sledování televize, způsobují abnormální vývoj, ovlivňují tvar svalů a mohou vést k deformitám kostry. V sagitální rovině nacházíme odchylky v abnormálním zakřivení ve smyslu zvýšení či snížení křivky páteře. Správné držení těla zahrnuje napřímenou páteř, která udržuje přirozené zakřivení lidské páteře (Moon, 2007). Nesprávné držení těla má negativní vliv na páteř a je častou příčinou bolesti. Správné držení těla je předpokladem všech činností lidského života (Kim, Cho, Park & Yang, 2015). Psychika má významný vliv na držení těla a významně

ovlivňuje i volbu vhodného programu k udržení či obnovení posturální stability. Tento vliv se projevuje jak vědomě, tak i podvědomě. Určitá míra soustředění stabilitu zlepšuje, naopak nadměrná psychická tenze je obvykle kontraproduktivní. Obava nebo strach z nezvládnutí situace vede k nadměrnému svalovému napětí, které zhoršuje potřebnou koordinaci (Vařeka, 2002). Například, když se lidé potýkají s negativní událostí či strachem, je pravděpodobné, že se zakulatí v zádech, skloní hlavu a dívají se spíše k zemi. Zatímco postoj hněvu je spojen s napřímením. A naopak, i relativně malé rozdíly v držení těla a pohybu mohou ovlivnit emoční vnímání (Dael, Mortillaro & Scherer, 2012; Veenstra, Schneider & Koole, 2017).

## 2.5 Vyšetření páteře

Dle Véleho (2012) lze klinické vyšetřovací metody rozdělit do dvou skupin. První skupinou jsou metody bez dotykového kontaktu s pacientem, zahrnující anamnézu a celkovou/lokální aspekci. Druhou skupinou jsou Metody využívající přímý nebo nepřímý kontakt s pacientem, tj. palpce, fyzikální vyšetření, klinické testy, cílené vyšetření. Zahrnuje také vyšetření pomocí nástrojů, přístrojů a podložek, na kterých se pacient nachází v gravitačním poli.

Dle Koliska et al. (2005) existují tři druhy metod pro hodnocení tvaru a funkce páteře. Lze je rozdělit do 3 skupin, přičemž první skupinu tvoří metody **somatometrické**, které používají měřicí pomůcky a přístroje. Následně jsou naměřená data statisticky zpracována a srovnána s populační normou. Mezi somatometrické metody patří například určování tělesné výšky, hodnocení rozvíjení páteře (funkční testy páteře) nebo měření rozsahu kloubní pohyblivosti (goniometrie).

Druhou metodou jsou metody **somatoskopické**, které se posuzují podle určitého ideálu. Tyto metody nevyužívají žádných zařízení, sběr dat probíhá subjektivně především aspekci. Mezi tyto metody patří Hodnocení postavy dle Kleina, Thomase a Mayera, hodnocení postavy dle Jaroše & Lomíčka a další.

Třetí metodou jsou metody **somatografické** neboli přístrojové, ze kterých je k dispozici trvalý grafický záznam. Jsou to metody využívající speciálních zařízení a systémů k diagnostice, zpracování a vyhodnocení nasbíraných dat. Patří sem například RTG snímkování, Moire topografie, 3D - videografické metody, ISIS, diagnostický systém DTP-1,2,3, posturometr a mnohé další (Kolisko, 2005)

### 2.5.1 Aspekce

Aspekční vyšetření je nedílnou součástí kineziologického rozboru. Obvykle začíná při vstupu pacienta do ordinace, kdy ještě pacient netuší, že je již vyšetřován. Díky tomu jsme schopni posoudit přirozené a nekorigované chování pacienta, tedy držení těla, chůzi a celkové pohybové i emoční chování. Hodnotíme vztahy jednotlivých pohybových segmentů, ale i celý pohybový systém jako celek, a to zepředu, zezadu a z boku. Při vyšetření aspektů postupujeme systematicky, ve směru kраниokaudálním nebo kaudokraniálním. Mnohdy zahajujeme vyšetření aspektů pánve, jakožto z centra pohybu těla. Pánev svým napojením na páteř významně ovlivňuje postavení celého těla, tedy i páteře. (Kolář & Máček, 2016).

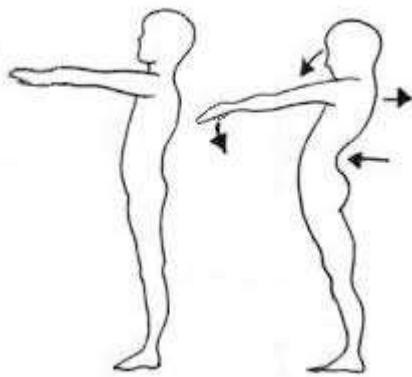
Páteř hodnotíme podle zakřivení v úseku bederním, hrudním a krčním jak v rovině sagitální, tak v rovině frontální. Sledujeme linii spinálních výběžků ve stoji, dále v předklonu i úklonu. Zakřivení v sagitální rovině by mělo plynulé a harmonicky na sebe navazující. Při pohledu ze zadu si všímáme odchylek ve frontální rovině. Stranové deviace jsou známkou skoliotického držení těla, či skoliózy. Skoliotické držení je fyziologickou reakcí na zešikmení sacra, ke kterému dochází v rámci sakroiliakálního posunu. Páteř na takovou změnu reaguje skoliotickým držením. Trvá-li tento funkčně-patologický stav delší dobu a není včas řešen, může strukturalizovat (Poděbradská, 2018). Fixovaná neboli strukturální skolióza se při předklonu zvýrazní v podobě gibu. Při lateroflexi se projeví sníženou linearitou oblouku (Véle, 2006). Při pohledu zezadu také posuzujeme symetrii ramen, postavení lopatek, hrudníku, pánve a dolních končetin. Mimo jiné se zaměřujeme na kontury paravertebrálních valů a jejich stranové rozdíly, sledujeme postavení žeber, laterální odchylky trupu a celkový postoj pacienta.

Pohled z boku nám poskytuje informace o zakřivení páteře v sagitální rovině. Hodnotíme krční a bederní lordózu a hrudní kyfózu. Všímáme si postavení ramen a zhodnotíme určité patologie ve smyslu jejich protrakce. Dále postavení hlavy a krku, kde opět zjišťujeme patologické předsunutí. (Gross et al., 2005)

### 2.5.2 Hodnocení stoje a postury

Vyšetření stoje je důležitým ukazatelem posturálních funkcí. Klidný stoj je charakteristický minimální svalovou aktivitou a je základním předpokladem optimálního

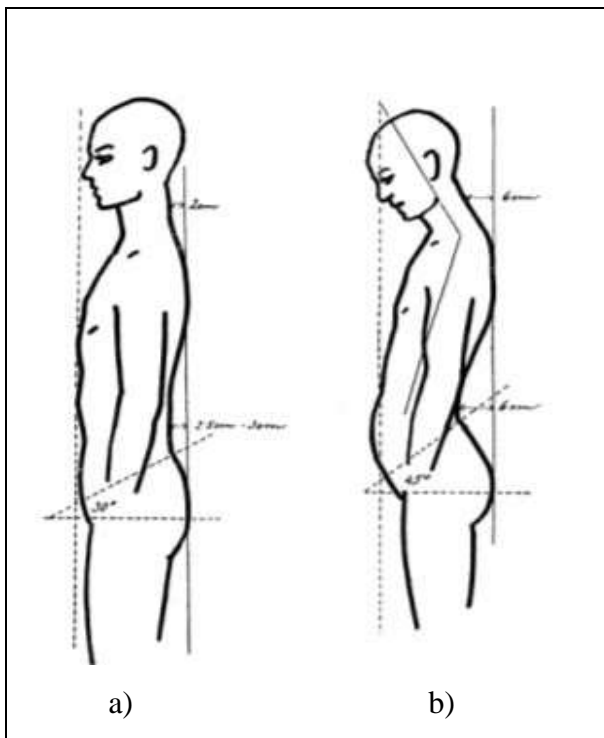
zatížení všech struktur pohybového systému. Při vadném držení dochází k nerovnoměrnému rozložení tlaku na kloubní plochy, což negativně ovlivňuje jejich funkci. (Kolář & Máček, 2016). Držení těla lze hodnotit různými způsoby. Orientační **Test držení podle Matthiase** odhalí chabé držení těla (celkově nižší napětí svalstva). Vychází z poznatku, že při posturálním oslabení je možno zaujmout aktivní držení těla jen po omezenou dobu. Důležité je vyzvat na počátku dítě ke vzpřímenému postoji s aktivací svalstva. Dítě vestoje předpaží do 90 stupňů a ponecháme je takto 30 sekund. Testovaný má ve stoji předpažit (obvykle dlaně směřují k podložce) a po dobu 30 s v této poloze vytrvat. Vyšetřující sleduje testovaného z boku a porovnává počáteční a konečný postoj. U jedinců s posturální insuficiencí při testu dochází ke značnému zvýraznění lordotického a kyfotického zakřivení páteře, poklesu či naopak zvedání horních končetin, změně postavení ramenních pletenců, změně postavení hlavy (Obrázek 7). Výrazné a fixované posturální odchylky se projevují neschopností dítěte vzpřímit tělo v předpažení (Haladová & Nechvátalová, 1997; Vojtíková & Vařeková, 2016).



Obrázek 7. Matthiasův test hodnotící držení těla (Vojtíková & Vařeková, 2016)

Pro hodnocení držení těla můžeme využít hodnocení držení těla **dle Jaroše a Lomíčka** (Obrázek 8), kteří hodnotí 5 oblastí: držení hlavy, hrudníku, břicha se sklonem pánve, křivky zad, držení v rovině čelní (zezadu) + postavení dolních končetin. Držení těla se hodnotí pomocí čtyřstupňové škály od 1 do 4, přičemž 1 lze označit držení těla shodující se s normou. Znamka 4 značí těžké odchylky, tedy těžké vady v držení těla. V rámci hodnocení je třeba uvést konstituční typ jedince, tedy jestli se jedná o astenický, střední nebo pyknický typ a přítomnost nedostatků v držení těla, tj. hyperkyfóza, hyperlordóza či plochá záda.

Celkové držení těla se hodnotí součtem bodů ze všech pěti hodnocených oblastí. K této hodnotě lze připojit samostatné hodnocení dolních končetin, které se uvádí za zlomkovou čáru. Maximální možný počet bodů je 20+4 (hodnocení dolních končetin), přičemž čím nižší číslo získáme, tím je držení těla lepší. Zápis skvělého držení těla pak vypadá takto: 5/1. Naopak 18/3 značí velmi špatné držení těla se značnou odchylkou nohou (Jaroš & Lomíček, 1957).



Obrázek 8. Hodnocení držení těla (Jaroš a Lomíček, 1957):

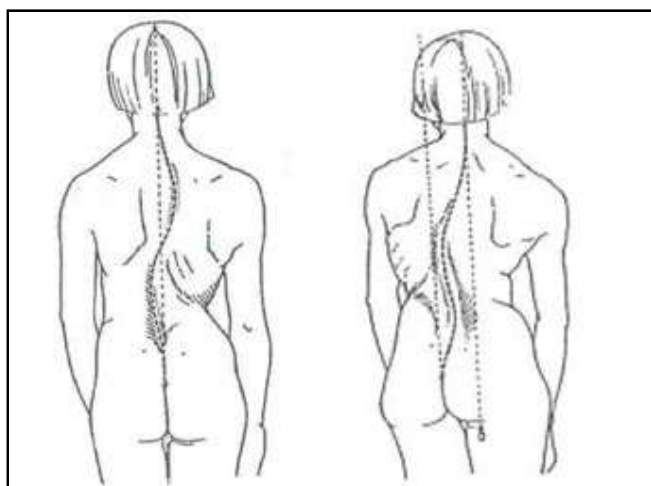
- a) *Správný postoj (držení hlavy - známka 2),*
- b) *Kulatá záda, zvětšená krční a bederní lordóza.*

### 2.5.3 Vyšetření pomocí olovnice

Jedná se o nejjednodušších způsob statického vyšetření vadného držení těla. Mimo jiné se využívá k hodnocení kompenzované a dekompenzované skoliózy. Pro měření se používá olovnice, což je 150 cm dlouhý provázek zatížený tak, aby napnutý směřoval k zemi (Haladová & Nechvátalová 2011; Poděbradská, 2018).

- a) Zepředu: spouštíme olovnici z processus xiphoideus. V případě vadného držení těla nacházíme prominující břišní stenu nebo hrot nedopadá mezi nohy.

- b) Z boku: spouštíme olovnici od prodloužení zevního zvukovodu. V ideálním případě by měla procházet středem ramenního a kyčelního kloubu a dopadat před osu horního hlezenního kloubu.
- c) Zezadu: hodnotíme osové postavení páteře. Olovnice spuštěná ze záhlaví se v ideálním případě dotýká vrcholu hrudní kyfózy, prochází intergluteální rýhou a dopadá mezi paty. Neprochází-li olovnice podélně s páteří a intergluteální rýhou, lze tuto odchylku v případě skoliozy označit jako dekompenzovanou. V případě ideálního průběhu se jedná o skoliózu kompenzovanou (Obrázek 9). V této poloze se hodnotí také hloubka zakřivení páteře. Fyziologická hloubka krční lordózy je nejvýše 2 - 2,5 cm, bederní lordózy 2,5 - 4 cm.



Obrázek 9. Hodnocení postavení páteře olovnicí dle Haladové & Nechvátalové (2011)

*Zleva: Kompenzovaná, dekompenzovaná skolióza*

#### 2.5.4 Vyšetření pomocí flexibilního pravítka

Jednou z nejstarších a nejpoblárnějších neinvazivních metod měření zakřivení páteře je Flexiho pravítko. Flexi křivka neboli flexibilní pravítko je jednoduchý nástroj, který lze použít k měření hrudních i bederních křivek v sagitální rovině. Jedná se o 61 cm dlouhý olovený pruh pokrytý odolným plastem, který lze formovat dle tvaru páteře. Lze jej tvarovat pouze v jedné rovině a je schopen udržet tvar, do kterého formován. Flexi pravítko poskytuje rychlý, levný a neinvazivní způsob, jak posoudit držení těla v rámci klinického vyšetření (Hinman, 2004). Nejprve vyšetřující označí trn sedmého krčního obratle (C7) a horní část

kosti křížové (S1). Poté je pravítko umístěno na trnové výběžky hrudní a bederní páteře a je vytvarováno podle dané křivky. Výsledná křivka se zaznačí na bílý papír a pomocí svislé čáry se vytvoří spojnice orientačních bodů C7 a S1. Bod, který tato čára protíná sledovanou křivku, označuje přechod mezi hrudní a bederní křivkou. Maximální šířka a celková délka každé křivky uváděna v centimetrech. Index kyfózy (IK) a index lordózy (IL) jsou vypočítány pomocí následujících vzorců:

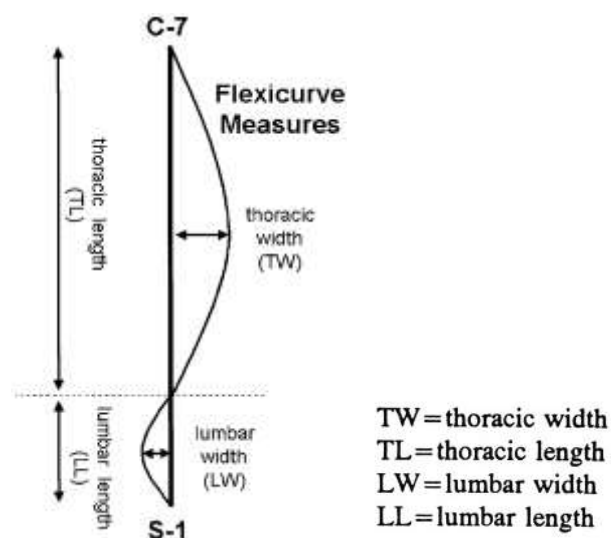
$$IK = \text{hrudní šířka (TW)} / \text{hrudní délka (TL)} \times 100$$

$$IL = \text{bederní šířka (LW)} / \text{bederní délka (LL)} \times 100$$

Vyšší index naznačuje vyšší stupeň kyfózy / lordózy a naopak.

Hinman et al. 2004 uvádí následující hodnoty:

- **Index kyfózy: 9,2 ±3,7**
  - 11,11±3,86 (starší jedinci)
  - 7,16±2,15 (mladší jedinci)
- **Index lordózy: 8,0±2,4**



Obrázek 10. Parametry pro výpočet indexů (Hinman, 2004):

*TW = hrudní šířka*

*TL = hrudní délka*

*LW = bederní šířka*

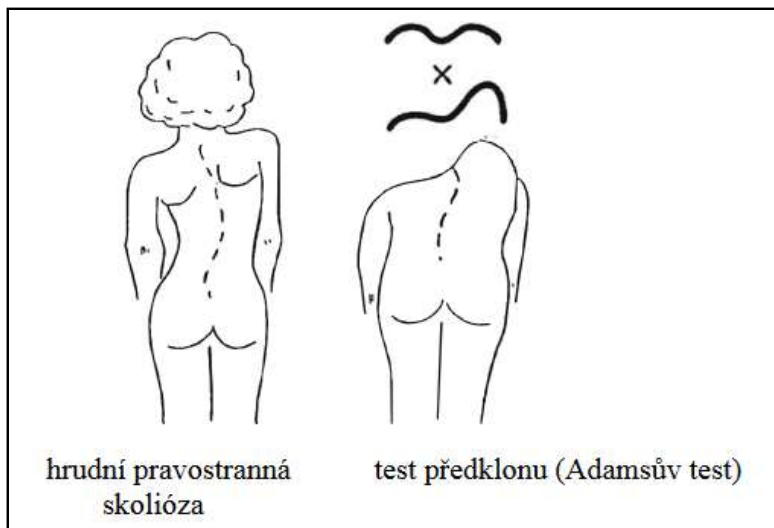
*LL = bederní délka*

I přesto, že mnoho studií poukazuje na dobrou spolehlivost při měření hrudní kyfózy, používá se tato metoda ke zhodnocení klinického pokroku v reakci na terapeutický zásah než k diagnostice samotné. Nicméně tento nástroj umožňuje rychlé neinvazivní vyhodnocení zakřivení páteře jak v klinickém prostředí, tak i v terénním prostředí. Dle některých autorů je měření hrudní kyfózy flexi pravítkem porovnání hodné s metodou dle Cobba. Teixeira & Carvalho (2007) ve své studii odhalily, že je měření kyfózy metodou flexi pravítka srovnatelně spolehlivé jako Cobbova metoda (Lakshmi, Deepika & Logeswari, 2018).

#### 2.5.5 Adamsův test

Adamsův test slouží k diferenciální diagnostice skoliózy (strukturní deformity páteře ve třech rovinách) a skoliotického držení (funkční skoliózy). Prvním krokem vyšetřování skoliózy je inspekce. Ta zahrnuje pozorování stojícího pacienta zezadu a vyhodnocení asymetrie ramen, lopatek, pasu a vzdálenosti paží od trupu, jakož i zhodnocení pozice hlavy (Patias, Grivas, Kaspiris, Aggouris & Drakoutos, 2010). Pacient provede hluboký obloukový předklon, hodnotí se způsob předklonu, tvar páteře, prominence žeber. Pokud křivka zůstane fixována při předklonu, jedná se o skoliózu (Obrázek. 11). V předklonu můžeme vidět asymetrii zad, která je v hrudním úseku dána rotací obratlů. Spolu se změnami obratlů jsou deformována také žebra, které na konvexní straně křivky vytvářejí typický gibus. Jedná-li se naopak o funkční neboli posturální skoliózu, skoliotická křivka se v předklonu vyrovná (Kolář & Máček, 2016).





Obrázek 11. Asymetrie paravertebrálních valů v předklonu (Haladová & Nechvátalová, 2011)

## 2.6 Palpace

V průběhu palpce dochází ke kontaktu terapeuta a vyšetřovaného, což může narážet na náboženské nebo společenské zvyklosti, avšak palpce je jedním z nejmocnějších diagnostických a terapeutických nástrojů fyzioterapeutů. Palpce se řadí mezi nejstarší vyšetřovací techniky. Palpce je jednou ze čtyř základních dovedností v hodnocení pohybového aparátu, ostatní tvoří inspekce, poklepové vyšetření a auskultace. Palpací vyjadřujeme, co cítíme, a proto se jedná o subjektivně zabarvený proces. Naše ruce disponují velkým počtem receptorů pro různé vlastnosti předmětu palpce. Palpce nám umožňuje vnímat charakter objektu, tedy jeho tvar, poddajnost, pružnost, teplotu a proto jsou v praxi tak nenahraditelné. Hodnotíme tonus, povrchovou teplotu kůže, suchost, vlhkost kůže, tonus podkožního vaziva a svalů, atrofii svalů, přítomnost a kvalitu otoku, u žílev bolestivost a posunlivost proti spodině, kvalitu cití. Palpací nezískáváme pouze hmatové jevy, ale vnímáme i reakci organismu na palpační kontakt a reakci na pasivní či aktivní pohyb zprostředkovanou vlastní propriocepcí ze svalů a kloubů vyšetřujících končetin. Proprioceptivní informace umožňují posoudit reakci tkáně na fyzický kontakt a rozšiřují tak charakter získaných informací. Umožňují hodnotit činnost nervového systému, který řídí motorické reakce jedince. Posouzení dynamické reakce tkáně poskytuje terapeutovi důležité informace o funkci jako takové. Dříve bylo palpační vyšetření součástí fyzikálního vyšetření lékaře. S vývojem laboratorních metod lékaři stále častěji přecházejí k laboratorním vyšetřovacím technikám, avšak palpační vyšetření zůstává v rukou fyzioterapeutů a postupně se stává jejich doménou

(Kamp, Moeltner & Harendza, 2019; Véle, 2006; Dobeš, Michková, Pospíšil, Vlček & Čentík, 2011).

Schopnost palpance je velmi variabilní. Ačkoli nelze manuální vyšetření objektivizovat, má z hlediska diagnostiky velký význam a jeho správnou interpretaci lze naučit pouze praxí (Véle, 2012; Dobeš et al., 2011). Během palpance je třeba se soustředit na vnímání dotyku i pohybu a nenechat se rušit zrakovými, či sluchovými podněty. Čím menším tlakem palpujeme, tím lépe vnímáme (Véle, 2012; Dobeš, 2011). Mezi nejdůležitější palpační techniky se řadí tření a protažení kůže, protažení měkkých tkání v řase, terapeutické působení tlakem a v neposlední řadě posouvání (protahání) fascií (Kolář & Máček, 2015). Palpační vyšetření zahrnuje vyšetření kůže, podkoží, fascií, aktivních jizev a reflexních změn. Vyšetření kůže zahrnuje techniku tření, protažení a řasení. Sledujeme trofiku, vnímáme prokrvení, teplotu a svalový tonus. Zvláštní pozornost věnujeme svalovým spoušťovým bodům, které vyšetřujeme přebrnknutím, či použitím klešťového hmatu. Palpací vyšetřujeme také kloubní pohyblivost. Obecně Při palpačním hodnocení vaziva a fascie je tlak do pokožky pod malým úhlem. Naopak při palpačním hodnocení svalů a kloubů - palpance pod velkým úhlem. Palpace struktur poskytuje nejen statické, ale také dynamické informace a ke správnému zhodnocení musí být fyzioterapeut schopen vnímat prostorové vztahy (Dobeš et al., 2011).

V manuální medicíně je palpance považována za klíčovou dovednost, kterou si lze osvojit tréninkem. Schopnost cítit a rozlišovat měkké tkáně je manuální medicíně zásadní, a proto je důležité, aby byla dostatečně rozvíjena a zdokonalována. Fyziologicky somatosenzorická schopnost klesá mezi 20-80 rokem života, a to přibližně o 1 % ročně. Nicméně přirozený pokles nenacházíme u praktikujících fyzioterapeutů a osteopatů. Dosažení kvalitních výsledků vyžaduje dovednost palpatvat pod různým tlakem na základě jednotlivých vrstev tkání - kůže, fascie, sval a kost (Kamp et al., 2019). Palpace páteře (Spinal motion palpation) je standardní součástí vyšetření v rámci manuální terapie i navzdory nejisté spolehlivosti. Spíše než na segmentální rozsah pohybu je kladen důraz na kvalitu pohybu. Pro zlepšení taktilního vnímání se doporučuje používat vizuální pozornost a plnou koncentraci na pohybový test, které usnadňují taktilní detekci a výsledný vjem. Protože se opakováním zvyšuje vnímavost pohybu a přesnost vnímání doporučuje se terapeutovi provádět palpační vyšetření páteře jako rutinní součást každého vyšetření bolestí páteře. Schopnost detekovat a rozlišit pohyb je vyšší při nižších rychlostech, proto by měl terapeut provádět testování pasivního meziobratlového pohybu pomalu (Nyberg & Russell Smith, 2013). Palpační schopnosti jsou nezbytné pro správné vyhodnocení pohybových dysfunkcí a současně k výběru a aplikaci adekvátních terapeutických technik. Palpace je však komplexní schopností,

vyžadující mnoho znalostí, motorických dovedností, percepčních dovedností a důležitá je i role terapeutického přístupu. Palpace obsahuje dvě odlišné komponenty - motorickou a percepční. Motorická nastává ve chvíli, kdy lékař působí na tkáň pacienta (informace putují z mozku lékaře do tkání pacienta) a percepční, kdy lékař vnímá stav tkání (informace putují z tkání pacienta do mozku lékaře). Díky své subjektivní povaze percepční komponenta nikdy nevyjadřuje „objektivní realitu“ a zůstává tak osobním, multimodálním a multidimenzionálním prožitkem. Percepční strategie je závislá na typu přijatých informací a předchozích znalostech. Výuka motorické složky palpačních úloh je podporována teorií o motorickém učení. Rozdělení motorických úkolů na menší části napomáhá zvládnout každou část zvlášť. Nejvhodnější je zajistit kvalitu učení motorických dovedností v rané fázi, neboť zafixované nesprávné techniky je později již obtížné měnit (Aubin, Gagnon & Morin, 2014).

### 2.6.1 Stereognozie

Pojem stereognozie poprvé uvedl do světa medicíny Hoffmann (1885 in Lawrance, Voll & Jochum, 2016) a je definován jako individuální schopnost rozpoznat různé struktury dotykem. Pro zpracování doteku vyžaduje množství různých mechanoreceptorů a smyslových receptorů. Taktilní vnímavost našich rukou je dána relativní hustotou, typem a umístěním jednotlivých druhů receptorů, které určují výslednou funkci vjemu. V kůži lidské ruky rozlišujeme čtyři typy vysoce senzitivních mechanoreceptorů. Jedná se o Meissnerova, Vater-Paciniho, Merkelovaa a Ruffiniho tělíška. Mechanoreceptory, které zprostředkovávají pocit dotyku, jsou rozděleny do dvou funkčních skupin. První skupinu tvoří ty, které se pomalu přizpůsobují, druhou skupinu naopak ty, které se rychle přizpůsobují. Mezi pomalu se přizpůsobujícími mechanoreceptory se řadí Merkelovy receptory v kůži a Ruffiniho tělíška v podkožní tkáni. Tyto receptory nepřetržitě odpovídají na konstantní podněty. Rychle se přizpůsobujícími mechanoreceptory jsou Meissnerovy tělíška v kůži a Vater-Paciniho tělíška v podkožní vrstvě. Tyto receptory reagují na změny rychlosti na začátku nebo na konci pohybové aktivity. Počet pomalých a rychlých adaptačních mechanoreceptorů v kůži ruky je přibližně stejná. Hustota mechanoreceptorů se mírně zvyšuje směrem z dlaně k proximálním článkům prstů a prudce narůstá od proximálního článku ke špičce prstu. Nejvyšší koncentrace mechanoreceptorů se nachází na druhém a třetím prstu. V mozku mají obecně ruce největší kortikální reprezentaci, z nichž prsty představují větší zastoupení nežli dlaň (Stevens, Alvarez-Reeves, Dipietro, Mack & Green, 2003).

## 2.6.2 Diskriminační čítí

Uvádí se, že by měl být terapeut schopen rozeznat vzdálenost dvou bodů na pokožce svých rukou v rozmezí několika milimetrů. Schopnost dvoubodové diskriminace se liší v celém těle. Dvoubodová diskriminace špičkou prstu je pětkrát větší než na dlani. To je vysvětlováno nejvyšší hustotou mechanoreceptorů a největším kortikálním zastoupením. Taktilní vnímání je velmi variabilní a závisí na mnoha faktorech. Uplatňuje se zde použitý typ prstu a jeho část, intenzita stimulu, stupeň manuálního tlaku, rychlost vyvolaného pohybu, vizuální pozornost na taktilní úlohu, přizpůsobení prstu prostorovým detailům povrchu, textury povrchu, věk vyšetřujícího a frekvence používání prstů. K palpaci se doporučuje použití prvního nebo druhého prstu, protože je v nich umístěn větší počet mechanoreceptorů. Palpační kontakt s minimálním tlakem zvyšuje aktivaci dotykových mechanoreceptorů, jako jsou Meissnerova tělíska, Merkelova zakončení a umožňuje optimální percepci směřující do somatosenzorické kůry. S přibývajícím věkem dochází k redukci a snížení citlivosti mechanoreceptorů, zejména Meissnerových tělísek. U starších osob (průměrný věk 55-65 let) je redukce Meissnerových tělísek v ukazováčku 2,5 krát větší než u mladších jedinců. Mimo jiné nacházíme až 70 % pokles dvoubodové diskriminace v konečcích prstů (Stevens et al., 2003). Ztráta prostorové ostrosti nesouvisí pouze se ztrátou kožních receptorů, ale také s jejich postupným řidnutím. Taktilní vnímání je údajně ovlivněno také vizuálním zpracováním. Pohled na palpující ruku umožňuje přednastavení neurálních okruhů v primární somatosenzorické kůře, které usnadňuje zpracování následného taktilního stimulu, čímž dochází ke zlepšení dvoubodové diskriminace. Naopak nemožnost vizuálního kortikálního zpracování narušuje schopnost dvoubodové diskriminace (Kennett, Taylor-Clarke & Haggard, 2001). Nicméně jisté studie prokázaly lepší taktilní ostrost u nevidomých v porovnání s osobami se zachovalým zrakem ve stejné věkové kategorii. Současně nevidomí jedinci nevykazují fyziologický pokles hmatové ostrosti související s věkem. Taktilní vnímání je v činnostech každodenního života nevidomých jednou z nejdůležitějších schopností.

Všeobecně je četnými autory uznáváno, že poměrně významnou roli hraje pozornost zaměřená na palpovaný povrch. Psychofyziologické studie prokázaly, že vnímání taktilních podnětů je kvalitnější, pokud je pozornost zaměřena na samotný proces palpce. Naopak méně kvalitní, pokud je pozornost odvedena skrze vizuální podněty. Odvedení pozornosti vyšetřujícího pomocí barevných LED diod významně ovlivnila schopnost detekovat a rozlišovat malé změny textury distálního článku prostředního prstu dominantní ruky. Jak

přesnost, tak i reakční doba se výrazně zlepšila, když byla pozornost selektivně zaměřena na čtyři různé povrchy, ve srovnání s pozorností směřovanou na vizuální podnět. Na základě toho lze usuzovat, že by pozornost vyšetřujícího měla být zaměřena na tělo pacienta (Goldreich & Kanics, 2003; Goldreich & Kanics, 2006; Boven & Hamilton, 2000).

Také se předpokládá, že více než taktilní trénink je důležitá pozornost a vnímání našeho těla, především rukou a prstů. Ukázalo se, že zvýšená četnost používání rukou, zejména u profesionálních pianistů, může být odpovědná za výrazně vyšší prostorovou ostrost. Také osoby praktikující Tai Chi mají vyšší taktilní prostorovou ostrost. To je vysvětlováno zvýšením neurální aktivity a kortikální organizací hmatové ostrosti, což ve výsledku vede k nižším prahovým hodnotám pro dvoubodovou diskriminaci (Kerr et al., 2008).

### 2.6.3 Orientace na páteři

Palpační vyšetření páteře vyžaduje stejně jako palpce jiných tkání a struktur znalost topografické anatomie. V oblasti krční páteře lze palpatovat trnové výběžky postupně od obratle C2, jelikož obratel C1 nemá trnový výběžek. S výjimkou C1 a C2 jsou krční trnové výběžky vidlicovitě rozdvojené. Trnové výběžky obratlů C3, C4, C5 jsou uloženy hlouběji a blízko u sebe, proto je jejich vzájemné rozlišení poměrně obtížné. Při pohmatovém vyšetření páteře je orientačním bodem obratel C7. Jeho trnový výběžek má typický paličkovitý tvar a je nejdelším trnovým výběžkem v oblasti krční páteře. Proto dostal označení vertebra prominens a slouží k orientaci při pohmatovém vyšetření páteře (čihák). Dle některých autorů se jedná o nejvíce prominující obratel, který je viditelný při flexi krční páteře. Pro palpační odlišení trnového výběžku Th1, který dle jiných autorů bývá nejvíce prominujícím výběžkem při flexi, se používá záklon hlavy. Vycházíme z toho, že při záklonu dochází k pohybu C6 dovnitř, naopak C7 se již nepohybuje. Dle autorů Gross et al. (2005) dochází k poklesu C7 a trnový výběžek Th1 se vlivem imobilizace prvními žebry při pokračujícím záklonu nepohybuje.

Trnové výběžky hrudních obratlů jsou dlouhé a jejich směr se mění v průběhu hrudní páteře. Výběžky obratlů Th1-Th3 směřují obdobně jako v oblasti krční páteři dorzálně a nachází se v úrovni příčných výběžků. Trny Th4 a níže jsou zahnuté dolů a míra sklonu trnových výběžků se největší v oblasti Th7-Th9, kde jejich konce dosahují úrovně příčných výběžků obratle nacházející se o segment níže. Naopak trny Th10-Th12 jsou opět v rovině horizontální.

V oblasti bederní páteře mají trnové výběžky čtyřhranných destiček a směřují v horizontální rovině dorzálně. Při lokalizaci trnu obratle L5 nejdříve palpujeme horní zadní spiny a směřujeme kraniomediálně, dokud nenarazíme na trnový výběžek obratle L5. Gross et al. (2005) doporučují palpat pod úhlem 30 stupňů. Další možnou variantou je lokalizace trnového výběžku L1, který leží v rovině dvanáctého žebra. V oblasti pánve lze palpat hřeben kosti kyčelní (crista iliaca), nacházející se úrovni meziobratlového prostoru L4 - L5, což je také vhodným výchozím bodem pro lokalizaci bederních trnů. Samotná palpce zadních horních spin se provádí přiložením palců kaudálně a laterálně od předpokládané polohy spin, protože jsou zahnuty směrem dolů. Pohmatem směrem kraniomediálním se dostaneme pod spiny a nedochází tak k znehodnocení palpačních výsledků (Gross et al., 2005).

## 2.7 Přístrojové metody pro hodnocení zakřivení páteře

Zakřivení páteře je jedním z nejvýznamnějších parametrů v hodnocení deformit páteře. Ve světě techniky nacházíme velké množství metod pro hodnocení křivky páteře. Obecně je lze rozdělit na invazivní a neinvazivní. Dále to jsou metody radiografické, využívající rentgenové záření, metody optické, elektromagnetické, přístrojové a podobně. Goniometrie, flexibilní pravítka, inklinometr, spinal mouse a další, jsou klinické metody měření zakřivení páteře, které jsou ve srovnání s radiografickou metodou neinvazivní, avšak metody do značné míry závisí na zkušenostech vyšetřujícího. Neinvazivní způsob měření zahrnuje metody, které měří 3D souřadnice na kožním povrchu zad. Využívají přitom bezpečných fyzikálních principů, jako jsou nízkointenzivní elektromagnetické pole, termografie a optická profilometrie (Krejčí et al., 2012; Okpala, 2014).

Mezi neinvazivní techniky můžeme zařadit tzv. dotykové metody. Dotykové metody fungují na základě snímání označených bodů na těle prostřednictvím polohového snímače, který pracuje na principu elektromagnetickém, elektromechanickém či ultrazvukovém. Program následně vyhodnotí získaná data a zkonstruuje trojrozměrný obraz. Přístroje, pracující na tomto principu jsou například, Ortelius 800 či český vynález DTP-3 systém. Výhodou všech těchto systémů je značná přesnost získaných dat ze sledovaných bodů. Nevýhodou může být samotné označení napalpovaných bodů, což vyžaduje určitou zkušenost a cvik. Při nesprávném umístění markerů sice získáme přesná data, avšak značně zkreslený výsledek. Nevýhodou dotykových metod mohou být vysoké pořizovací náklady a velikost

přístrojů, což komplikuje jejich užití v terénu (Vojtíková, Sobotková & Vařeková, 2016; Krejčí, 2012).

Principem optických metod je, že světlo ze světelného zdroje dopadá na povrch zad a odraz světla s výsledným tvarem sledovaného povrchu, je snímán kamerou. Systémy pro snímání povrchu těla obvykle využívají interakci optického záření s látkami o různých fyzikálně chemických vlastnostech. Po dopadu světla na nerovný povrch přístroj umožní tyto nerovnosti zobrazit a vyhodnotit. Metody, využívající tento princip jsou, například, Moiré topografie, ISIS (Integrate Shape Imaging System) či DIERS Formetric 4D. U těchto přístrojů se na povrch zad vyšetřovaných promítají linie či čtvercová síť. Tyto linie se deformují dle konkrétního tvaru zad a tvoří obraz podobný vrstevnicím na mapě. Vyhodnocování je automatické, prostřednictvím speciálního programu, který dokáže rekonstruovat povrch v trojrozměrném prostoru. Mezi důležité aspekty měření patří především zajištění přesnosti snímání a důkladné prostorové rekonstrukce. Důležitým požadavkem je také co nejkratší doba snímání, aby se neprojevovalo dýchání a spontánní pohyby vyšetřovaného. Nevýhodou diagnostiky je nižší objektivita hodnocení tvaru páteře u velmi obézních osob nebo jedinců s výraznou muskulaturou, u nichž je složitější identifikace kostěných bodů. Asymetrie povrchových struktur (např. více vyvinuté svaly na dominantní paži) může být příčinou falešně pozitivních výsledků. Mimo jiné jsou přístroje celkem nákladné i náročné na specifické vybavení a světelné podmínky - vyžadují dostatečné nasvícení nebo naopak tmavou místnost (Vojtíková et al., 2016).

Existují názory, že metody kvantitativního hodnocení lékařských snímků jsou nejcennější, pokud jsou zcela automatizované nebo vyžadují minimální manuální intervenci. Na základě toho Vrtovec et al. (2009) uvádí určité stupně automatizace, které jsou přiřazeny různým metodám. Každá metoda má přiřazen stupeň automatizace, který se pohybuje od nuly do pěti. Popis šesti stupňů automatizace je uveden v tabulce 1.

Tabulka 1. Stupně automatizace (Vrtovec et al., 2009)

0	Aspekce	Tento přístup je subjektivní, nespolehlivý a pro kvantitativní hodnocení nekonzistentní
1	Manuální měření	Vyšetřující vyhodnotí manuálně naměřená data (tj. přístup „pravítko a tužka“)
2	Počítačem podporované měření	Počítač vyhodnotí data, získaná digitální rekonstrukcí manuálně identifikovaných anatomických orientačních bodů
3	Počítačové zpracování obrazu	Počítač vyhodnotí data, získaná nebo vylepšená technikami zpracování obrazu (např. detekce hran, filtrování)
4	Počítačová analýza obrazu:	Počítač vyhodnotí data, získaná technikami analýzy obrazu (např. segmentace, registrace)
5	Počítačové porozumění obrazu:	Přístup, směřující k automatizované diagnostice, která je primárním cílem při vývoji automatizovaných metod

### 2.7.1 Radiografie

Od doby, kdy Wilhelm Conrad Roentgen v roce 1895 objevil rentgenové paprsky, jsou nepostradatelným nástrojem v diagnostice na celém světě.

RTG záření je elektromagnetické vlnění s menší vlnovou délkou než má viditelné světlo. Rentgenové záření vzniká nárazem elektronů o velké kinetické energii na hmotu v elektronce - tzv. rentgence. Principem RTG je rozdílná absorpce záření a jeho rozptyl v jednotlivých tkáních těla. Mezi další vlastnosti rentgenových paprsků patří schopnost vyvolávat v určitých krystalických látkách světélkování - luminiscenční efekt, dále fotochemický efekt a ionizační efekt - tj. ionizovat molekuly plynu a kapalin. Z medicínského hlediska je také důležité zmínit biologický efekt, tedy schopnost působit smrt buněk v živé hmotě nebo změnu jejich cytogenetické informace. Obecně jsou ionizační a biologické účinky RTG záření pro živý organismus škodlivé, avšak své využití nachází v radiační onkologii v léčbě zhoubných nádorových bujení. Nicméně v radiodiagnostice jsou biologické účinky RTG záření nežádoucí a při indikaci je třeba zvážit, zda očekávaný přínos výrazně převyšuje radiační riziko (Bartůšek, 2004). Při snímkování prochází RTG záření vyšetřovanou oblastí těla, kde je částečně absorbován v závislosti na struktuře vyšetřované tkáně (Kim, 2016; Bartůšek, 2004)

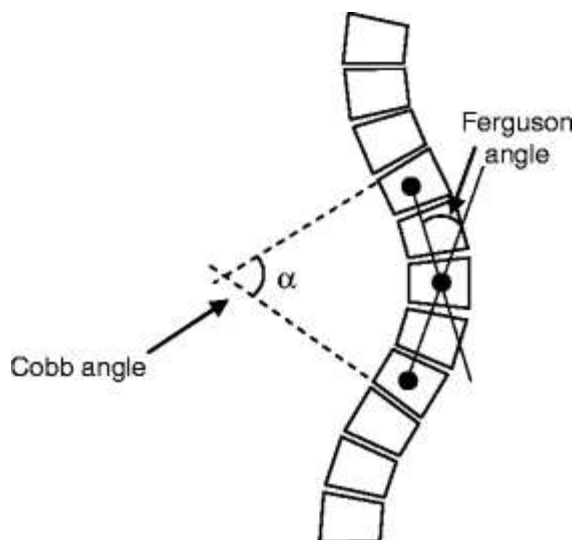
Rentgenové paprsky jsou v lékařské oblasti využívány téměř 130 let a tvoří nepostradatelný základ vyšetřovacích metod skoliotických křivek. RTG snímky se zhotovují v



předozadní a boční projekci a poskytují tak ideální přehled o postavení celé páteře. Frekvence RTG vyšetření je závislá na tíži a tendenci k progresi deformity. Pacienti s progresivní křivkou bývají rentgenologicky vyšetřováni 2-3× ročně po dobu 3-5 let. Progrese skoliotické křivky je sledována až do období její stabilizace. U operačně řešených skoliotických křivek je frekvence RTG snímků daleko větší. Základním problémem vyšetření skolióz u dětí je výrazná a opakující se radiační zátěž na rostoucí dětský organizmus. K expozici radiačnímu záření dochází v období vývoje a růstu tkání, které jsou náchylné k nádorovému onemocnění. Vyšší úroveň expozice zvyšuje riziko rakoviny plic, rakoviny prsu a leukémie u pacientů s idiopatickou skoliózou (Hui et al, 2016; Vrtovec et al., 2009; Repko et al., 2007; Kim, 2016).

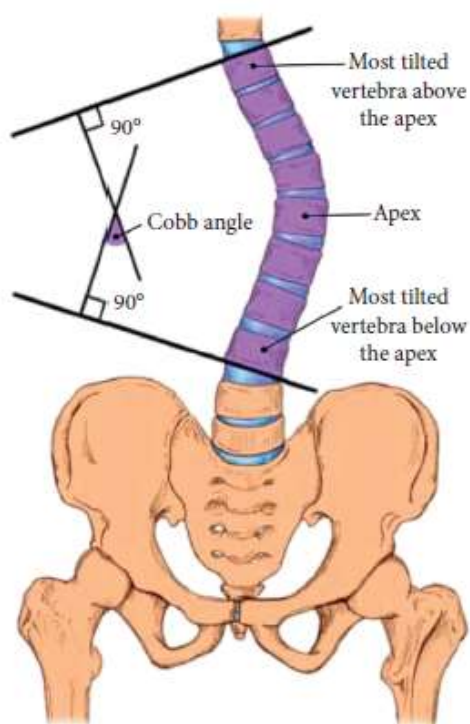
### ***Hodnocení stupně deformity***

Pro vizualizaci zakřivení páteře, spolu s určením rotace obratlů je RTG vyšetření hlavní zobrazovací metodou při vyšetření skoliotických deformit páteře. Nejrozšířenější metodou pro stanovení stupně křivky je Cobbova metoda (Repko et al., 2007). Jedna z prvních metod pro určení stupně deformity byla navržena Fergusonem. Metoda vyhodnocuje deformitu úhlu mezi dvěma přímkami, které spojují středy koncových obratlů se středem apikálních obratlů (Obrázek 12)



Obrázek 12. Fergusonova metoda měření úhlu (Adam & Dougherty, 2011)

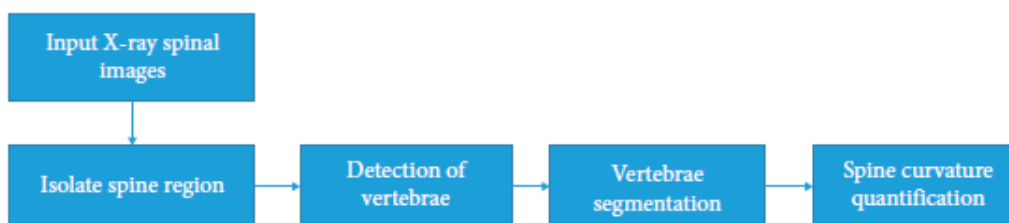
Podobnou metodu navrhl americký ortopedický chirurg John Robert Cobb. Měření Cobbova úhlu zahrnuje výpočet úhlu mezi kolmicemi vedoucí z horní části obratle - s největším bočním sklonem a s dolní části obratle - s největším bočním náklonem (Obrázek 13).



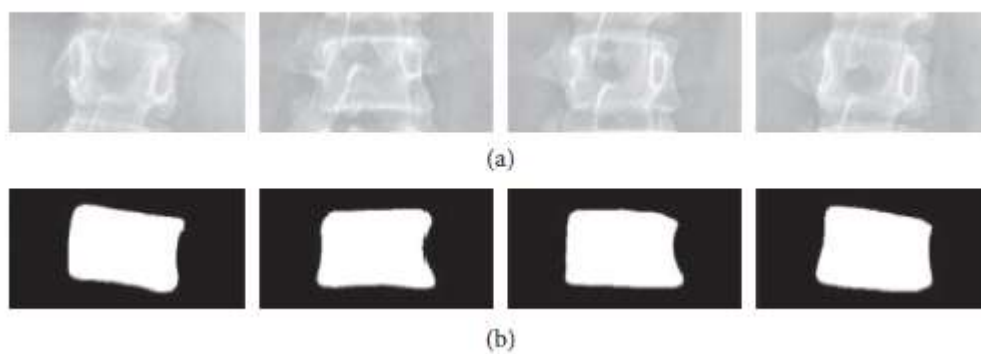
Obrázek 13. Cobbova metoda měření úhlu (Patias et al., 2010)

Cobbova metoda odráží spíše změny sklonu koncových obratlů než změny v zakřivení páteře, navíc zanedbává posun apikálního obratle, ke kterému dochází při skolióze. Apikální obratel je nejvíce vzdálený od středové čáry a je nejvíce rotován. I přesto byla vlivem lepší reprodukovatelnosti, snadnější aplikaci a měření těžších křivek páteře upřednostňována a v roce 1966 byla přijata společností (Scoliosis Research Society) jako standardní metoda pro kvantifikaci skoliotických deformit. V současné době je stále nejběžnější metodou pro hodnocení zakřivení páteře. Protože Cobbova i Fergusonova metoda je založena na manuálním měření úhlů, jejich variabilita a nespolehlivost mohou být relativně vysoké. Proto je vývoj automatizovaného počítačového měření důležitým tématem výzkumu, který by v budoucnu mohl poskytnout spolehlivé, kvantitativní hodnocení skoliózy (Horng et al., 2019; Vrtovec et al., 2009).

Současné a budoucí studie jako takové zkoumají různé slibné metody pro vyvinutí přesnějšího měření Cobbova úhlu páteře k posouzení skoliózy. Horng et al. (2019) ve své studii navrhli automatický systém pro měření křivky páteře z rentgenových snímků. Navrhovaný systém zahrnuje čtyři fáze (Obrázek 14): vymezení oblasti páteře (isolation), detekce obratlů (detection), rozčlenění obratlů (segmentation) a kvantifikace zakřivení páteře (quantification). Byly aplikovány tzv. konvoluční neurální sítě (convolutional neural network), k rozčlenění jednotlivých obratlů (Obrázek 15). Zakřivení páteře se hodnotilo pomocí Cobbova úhlu. Nakonec byly rozčleněné obratle rekonstruovány na kompletní segmentovaný obraz páteře a porovnány s výsledky z manuálních měření odborníků. Ukázalo se, že výsledky navrhované metody vysoce korelují s výsledky manuálního hodnocení klinickými lékaři. Hlavním přínosem této studie je zjištění, že tato metoda poskytuje spolehlivé měření a výpočet Cobbova úhlu pro zakřivení páteře.



Obrázek 14. Postup měření navrhovaného systému (Horng et al., 2019)



Obrázek 15. A) RTG snímek obratlů, b) Rozčlenění obratlů

V posledních letech také dochází k obrovskému rozvoji metod, které usilují o snížení radiační zátěže, spolu s efektivním zobrazením křivky páteře. Jednou z nich je **systém EOS 2D / 3D**, který poskytuje 3D rekonstrukci a významně snižuje radiační zátěž. V roce 1992 získal profesor Georges Charpak Nobelovu cenu za fyziku, kterou obdržel za vynález a vývoj

částicových detektorů, zejména drátěné komory. Tato komora má vysokou schopnost zachytit dráhu velkého množství částic, přesněji několika miliónů a tyto data předat počítači k vyhodnocení (Charpak, 1981 in Melhem, Assi, El Rachkidi & Ghanem, 2016). Tento vynález vedl k vývoji zobrazovacího systému EOS®, který používá komorový detektor pro zachycení rentgenových paprsků, čímž omezuje dávku rentgenových paprsků, které musí pacient absorbovat. Systém také umožňuje pořizovat současně předozadní a boční 2D obrazy celého těla a 3D rekonstrukci páteře a dolních končetin. Snímky jsou pořizovány ve stoje, což umožňuje vyšetření páteře a dolních končetin za běžných podmínek (Obrázek 16). Mezi další výhody zobrazování EOS® patří obrazy skutečné velikosti, protože stroj snímá tělo dvěma rentgenovými paprsky, na rozdíl od divergentního rentgenového paprsku s jedním zdrojem v konvenční radiologii. Proces zobrazení systémem EOS® trvá přibližně 10-25 s. Mezi výhody patří schopnost měřit 3D úhly a rozměry, jakož i schopnost určovat torzi obratlů. Systém EOS® je hlavně zobrazovacím nástrojem pro rekonstrukci kostry, protože je založen na rentgenovém záření. Zobrazovací systém EOS® je užitečným nástrojem v diagnostice a postupně se uvažuje, že by nahradil konvenční digitální radiografii. Hlavní výhodou je relativně nízká dávka záření (50-80 %) méně než konvenční rentgenové paprsky, kterou pacient dostává, a možnost získání 3D rekonstrukce kostí. Tato 3D rekonstrukce však není vytvořena automaticky a k jeho vygenerování je zapotřebí vyškolený pracovník. Nicméně mnoho studií potvrdilo srovnatelnou kvalitu obrazu s rentgenovým zobrazením a především výrazně nižší dávku záření. Nedávno společnost EOS Imaging® představila novou funkci, která snižuje radiační dávku až 5,5 krát (Melhem et al., 2016). Také Hui et al. (2016) došli k závěru, že EOS systém poskytuje srovnatelné a klinicky užitečné snímky celé páteře pro pacienty s idiopatickou skoliózou, za výrazně nižšího ozáření. I přesto pro začátek doporučují standardní rentgenové snímky k posouzení diferenciální diagnostiky a později systém EOS pro účely sledování.



Obrázek 16. Pacient v EOS kabině pro zhotovení snímku

### 2.7.2 Topografie de Moiré

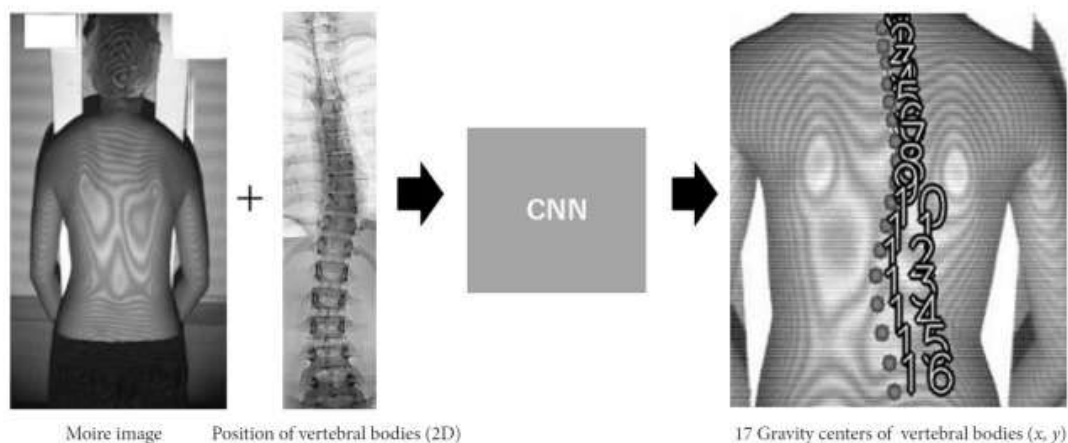
Moiré metoda je používána jako klinická diagnostická metoda v topografické analýze lidského těla již od roku 1970. Jedná se o optickou techniku, která vytváří na sledovaném povrchu stínový obraz vrstevnic (tzv. „moaré“ pruhy), který znázorňuje a umožňuje prostorovou rekonstrukci tvaru, tedy rozdílů v symetrii zad jedince. Metoda je založená na fenoménu interference světla a stínu, který mřížka vrhá na povrch zad jedince (Obrázek 17). Moiré proužky mají na lidském těle nízkou viditelnost, což je způsobeno rozptylem světla v lidské pokožce. Tento rozptyl světla snižuje hranovou ostrost stínu na povrchu zad. Někdy může docházet ke vzniku pruhů, které vypadají podobně jako „moaré“, což může být příčinou chybné interpretace. Za nepatologické situace je „moaré“ stínový vzor stejný na obou polovinách zad. V případě skoliózy se „moaré“ pruhy liší úměrně se zvyšující se deformatou.



Obrázek 17. Topografie dle Moiré (Pino et al., 2015)

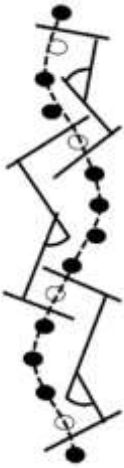
V literatuře je velké množství studií Moiré metody s velmi proměnnými výsledky. Předmětem diskuzí je především její efektivita, jelikož interpretace Moiré pruhů je mnohdy nejednoznačná. Dle některých autorů má tato metoda hned několik nedostatků. V první řadě se jedná o obtížné získání jasného stínu, což je způsobeno rozptylem světla v lidské pokožce. Pro dostatečný kontrast je nutné zajistit přesnou paralelnost obou rovin, tedy světelným zdrojem a postavenou mřížkou. Získání falešných snímků ovlivňuje i samotný postoj pacienta (Pino et al., 2015).

V posledních letech je výzkum zaměřen na vývoj zařízení a softwaru pro snímání povrchové topografie zad. Japonsko je zatím z hlediska použití této techniky nejpokročilejší zemí. Topografie dle Moiré zobrazuje trojrozměrný povrch a je používána pro screening skoliózy (Kuroki, Nagai, Chosa & Tajima, 2018). Moiré obrazy poskytují pouze kvalitativní výsledky - zdali má pacient, či nemá skoliózu. Přesnou hodnotu Cobbova úhlu však z Moiré snímků odvodit nelze (Yang et al., 2019). Na základě této problematiky se Watanabe, Aoki a Matsumoto (2019) pokusili vyvinout systém schopný automatického odhadu zakřivení páteře (Cobbův úhel a rotaci obratlů) z moiré obrazů pomocí systému CNN. Systém CNN (convolutional neural network) pak odhaduje polohu 12 hrudních a 5 bederních obratlů a úhel rotace všech obratlů (Obrázek 18). Cobbův úhel je parametr určující závažnost skoliózy. Je definován jako úhel mezi horním a dolním koncem tzv. kritických obratlů, což jsou nejvíce nakloněné obratle na konkavitě křivky (Obrázek 19). Úhel rotace obratlů je definován jako úhel tvořený svislou čarou a přímkou spojující střed těla obratle s trnovým výběžkem v transverzální rovině (Obrázek 20).

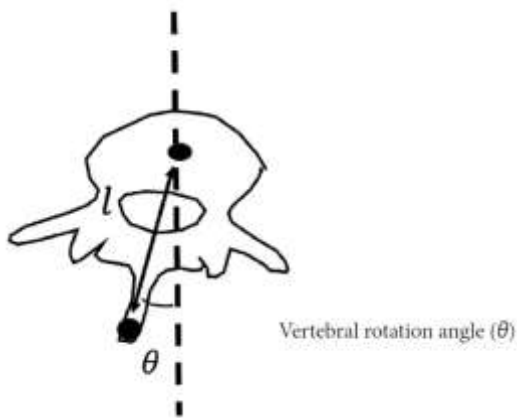


Obrázek 18. Odhad polohy obratlových těl pomocí CNN (Watanabe, Aoki & Matsumoto, 2019)

Výzkumný materiál byl získán dvěma testováními. V prvním screeningu skoliózy byli studenti testováni pomocí moiré snímků. Studenti s podezřením na skoliózu byli podrobeni druhému screeningu skoliózy, kde byly provedeny rentgenové snímky, aby se zjistilo, zda mají skoliózu. Materiál pro datový soubor byl shromážděn z druhého screeningu. Od každého studenta tak byl získán 1 moiré snímek a 1 rentgenový snímek celé páteře. Tyto data jsou použity k odhadu Cobbova úhlu. Průměrná absolutní chyba mezi Cobbovým úhlem měřeným lékaři a odhadovaným Cobbovým úhlem byla  $3,42^\circ$ . Průměrná absolutní chyba rotace obratle byla  $2,9^\circ \pm 1,4^\circ$  a byla menší, když byla deformita mírnější. Očekává se, že navrhovaná metoda odhadu úhlu Cobb a a rotace obratlů z moiré obrazů pomocí CNN by do budoucna mohla zvýšit přesnost screeningu skoliózy.



Obrázek 19. Měření Cobbova úhlu z odhadovaného postavení obratlových těl



Obrázek 20. Úhel rotace obratlů (Watanabe, Aoki & Matsumoto, 2019)

Použití umělé inteligence (artificial intelligence) jako nástroje podporujícího diagnostiku a léčbu onemocnění páteře je v posledních letech na vzestupu. Dříve panovaly obavy, zahrnují možnost, že by umělá inteligence mohla překonat lidi, co se týče znalostí a inteligencí, a že její implementace ve společnosti by mohla vést ke ztrátě pracovních míst pro mnoho lékařů. Současná pozice je taková, že ji naopak lze použít k zefektivnění pracovního postupu lékařů, zlepšení účinnosti a snížení chyb. Použití umělé inteligence zahrnuje diagnostickou podporu pro choroby vyžadující vysoce specializované odborné znalosti, jako je skolióza, symptomatická onemocnění a nádory míchy (Watanabe, Aoki & Matsumoto, 2019).



### 2.7.3 Formetric 4D systém

Formetric 4D je průkopnickou a světově nejrozšířenější technologií pro světelnou 3D analýzu páteře a držení těla. Systém byl vyvinut společností DIERS, která byla založena ve Wiesbadenu v roce 1996. Nabízí rychlou statickou a dynamickou diagnostiku páteře a zad. Výsledkem je celkový trojrozměrný model, který zobrazuje tvar páteře, rotaci obratlů i postavení pánve. Tento systém promítá linie bílého světla „rastrových linií“ na záda pacienta a zachycuje digitální fotografii obrazu, aby přesně určil povrchovou asymetrii a identifikoval kostní body. Počítačový software poté pomocí metody Photogrammetrie porovná získanou povrchovou topografii s databází tisíců radiografických a topografických měření pacientů se skoliózou pomocí komplexního algoritmu k rychlému vytvoření trojrozměrného zobrazení páteře pacienta. Inovativní technologie 4D zajišťuje vysokou přesnost měření a reprodukovatelnost. Prostřednictvím sériového záznamu obrazu a průměrování je možné zaznamenat posturální odchylky pacienta během měření. Kromě toho mohou být v průběhu časového období provedeny a vyhodnoceny různé posturální testy či funkční testy (Matthiassův test, Rombergův test a podobně). Jeden interval snímkování trvá 6 sekund, přičemž se pořizují dva za sekundu. Dvanáct pořizovaných snímků je vyhodnoceno a zprůměrováno pomocí softwaru zařízení. Výsledná data mohou být použita pro výpočet Cobbova úhlu v diagnostice skoliózy a také k opakovanému měření k monitorování vývoje křivky. Původně byla určena pacientům se skoliózou, aby se snížila přílišná radiační zátěž. Na rozdíl od rentgenového záření poskytuje tato metoda v rámci jednoho měření komplexní obraz těla, včetně postury, zakřivení páteře spolu s rotací obratlů, polohou pánve a dokonce lze detekovat svalovou nerovnováhu. Výhodou je automatická detekce fixních anatomických bodů, a proto není třeba manuálního značení, a také 4D technologie, jež zachycuje držení těla v průběhu času (Vojtíková et al., 2016; Pino et al., 2015).

### 2.7.4 Systém ISIS (Integrated Shape Investigation)

Systém ISIS byl vyvinut v 80. letech společností Turner-Smith s cílem lokalizovat a definovat tvar páteře z povrchu zad. Kombinuje techniku video - fotogrammetrii (systém VICON) a digitalizaci snímků „moaré“. V roce 2008 vyvinuli Berryman, Pynsent, Fairbank & Disney (2008) nový vylepšený strukturovaný světelný systém, na základě původního ISIS. Novější verze systému ISIS se z velké části zakládá na práci Turner-Smith et al. v 80. letech, proto byl pojmenován ISIS 2.

Systém vytváří na vyšetřovaných zádech horizontální stínové čáry. Vyhodnocení provádí automaticky počítač, který modeluje trojrozměrný obraz trupu s přesností 1mm. Nový systém ISIS2 disponuje rychlejší uzávěrkou fotoaparátu, obvykle 100 ms, což je oproti původnímu skeneru ISIS (2 s) značné zlepšení. To minimalizuje odchylky vzniklé v souvislosti s pohybem pacienta během sběru dat. Mnohem kratší je i čas potřebný k analýze fotografie (asi 40 s ve srovnání s asi 10 minut pro ISIS). Fotografie pacientů a všechny klinické výsledky jsou uloženy v databázi a lze je vyvolat při následných návštěvách pacienta nebo k výzkumným účelům. Přesná povrchová topografie umožňuje lékařům měřit deformaci páteře a sledovat změny v průběhu času. Metoda snižuje závislost pacientů na sériové radiografii a snižuje expozici záření při sledování deformity páteře (Berryman et al., 2008; Pino et al., 2015).

#### 2.7.5 Ortelius 800

Z hlediska přesnosti, rychlosti a neinvazivnosti je obstojná elektromagnetická metoda měření deformit systémem Ortelius 800. Přístroj funguje bez jakékoliv radiační zátěže na základě měření elektromagnetického signálu. Dotykový přístroj Ortelius 800 funguje na podkladě neinvazivního způsobu měření elektromagnetického signálu s trojdimenzionálním zobrazením. Přístroj zaznamenává polohu trnových výběžků prostřednictvím senzoru se zdrojem elektromagnetického pole nasazeného na prst. Následně jsou získaná data zpracována a ihned zaznamenána na obrazovce přístroje. V krátkém čase Ortelius800 poskytuje grafické znázornění zakřivení páteře, výpočet a zobrazení Cobbova úhlu, spolu se zachycením délky končetin, případně trupové nerovnováhy. Systém poskytuje přesné výsledky, zpracování je rychlé a přesné (Vojtíková et al., 2016).

V porovnání s RTG snímkem, tzv. zlatým standardem pro hodnocení skoliózy, Ortelius 800 poskytuje metodu bez radiace pro hodnocení skoliózy ve třech rovinách (frontální, sagitální, apikální) se současným automatickým výpočtem Cobbova úhlu. Cílem studie Dubousset et al. (2003) bylo porovnat měření deformity páteře systémem Ortelius 800 ve srovnání se standardním radiografickým měřením a posoudit klinickou hodnotu Ortelius 800. Součástí studie bylo celkem 102 probandů s diagnózou skoliózy. Měření Ortelius 800 byla korelována se standardními rentgenovými snímky. Při porovnání Cobbových úhlů měřených pomocí systému Ortelius800 nebyl nalezen žádný statisticky významný rozdíl mezi metodami. Výsledky ukazují dobrou korelaci mezi dvěma metodami měření jak ve frontální,

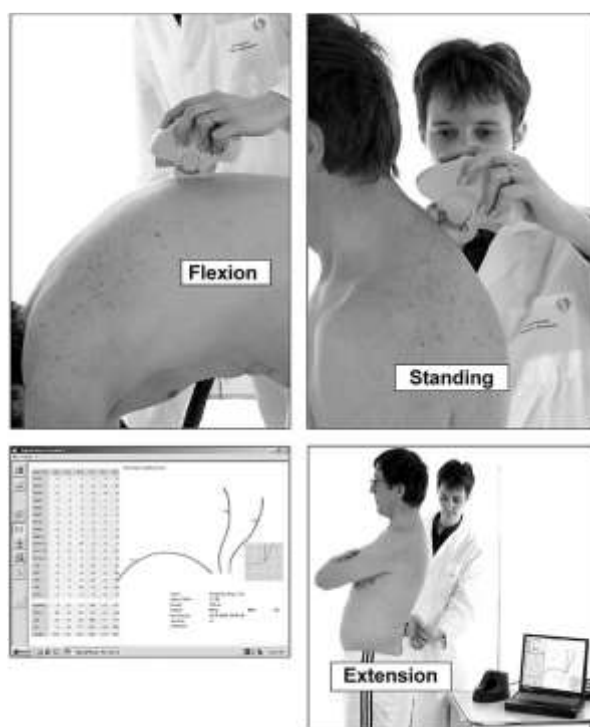
tak sagitální rovině (Dubousset et al., 2003). Korelace mezi Cobbovými úhly měřenými ze standardních předozadních rentgenových snímků a systémem Ortelius 800 ukázala na  $\pm 5^\circ$  odchylku pro frontální a  $\pm 6^\circ$  odchylku pro rovinu sagitální. Na základě toho je Ortelius 800 navrhován jako klinický nástroj pro rutinní následná měření pacientů se skoliózou, což umožňuje významné snížení radiační expozice. Nevýhodou jsou ovšem vysoké pořizovací náklady a obtížné použití v terénu (Ovadia et al., 2007).

Knot et al., (2009) uvádí, že měření systémem Ortelius 800 dobře koreluje s rentgenově měřenými Cobbovými úhly ve frontální i sagitální rovině, nezávisle na profesních zkušenostech vyšetřujícího. Jejich studie zkoumala vliv, který měly zkušenosti na spolehlivost tohoto screeningového nástroje. V této studii byli dobrovolní pacienti měřeni klinickým lékařem s více než 20 - ti letou zkušeností a poté opět studenty zdravotnických věd s méně než roční zkušeností s vyšetřováním. Měření byla porovnána. Obě skupiny měly standardní odchylky, které se pohybovaly mezi 1,2 a 3,8 stupně, přičemž výsledky měření studentů se výrazně nelišily od výsledků měření lékařů s dlouholetou praxí.

#### 2.7.6 Spinal Mouse

Oproti výše uvedeným relativně složitým a nákladným přístrojům je zajímavou metodou měření Spinal-mouse. Jedná se o inovativní zařízení pocházející ze Švýcarska pro měření tvaru a pohyblivost páteře v sagitální a frontální rovině. Zařízení Spinal Mouse je tvořeno dvěma válečky na mobilní podpěře, která umožňuje sledovat konturu spinálních výběžků. Tvar je zaznamenáván třemi senzory (jeden pro každou rovinu trojrozměrného systému karézských os x, y, z), které prostřednictvím bluetooth spojení přenášejí relevantní data do počítačového programu. Přístroj je manuálně veden nad trnovými výběžky páteře vyšetřované osoby. Pacient je vyšetřován ve třech polohách: vzpřímený stoj, maximální předklon a maximální záklon páteře (Obrázek 21). Měřicí hlava automaticky sleduje tvar páteře v jednotlivých částech a zaznamenává klinicky relevantní data. Naměřená data jsou graficky zpracována a porovnána s referenčními hodnotami pro daný věk a pohlaví. Tyto referenční hodnoty byly získány při vývoji zařízení ze studie 180 zdravých jedinců s negativní anamnézou bolesti zad. Výsledkem měření je tvar páteře, délka jednotlivých úseků páteře, intersegmentální úhly, míra hrudní kyfózy a bederní lordózy, rozsah pohybu celé páteře i jednotlivých úseků a úhel postavení křížové kosti. Uvádí se relativně vysoká míra přesnosti měření tvaru páteře. Post a Leferink (2004) ve své studii potvrdili, že je Spinal Mouse

spolehlivým zařízením mezi hodnotiteli. V porovnání s jinými stávajícími metodami nabízí Spinal Mouse mnoho výhod. Zdůrazňována je především snadná použitelnost, neinvazivnost a bezpečnost metody. Zařízení umožňuje časté sledování skoliózy a dalších poruch páteře (Vojtíková et al., 2016; Post & Leferink 2004)



Obrázek 21. Měření metodou Spinal Mouse ve třech polohách (Post & Leferink 2004)

### 2.7.7 Systém DTP-3

Pro neinvazivní vyšetření tvaru páteře přístrojovou technikou je možné využít systém DTP-3, který umožňuje opakovaná vyšetření v krátkém časovém intervalu a nevyužívá rentgenové záření. Principem je snímání polohy bodů z povrchu těla pomocí elektromechanického polohového snímače. Polohy snímaných bodů jsou určeny pomocí kartézské soustavy souřadnic a vztaženy k ideální vertikále (Obrázek 22). Osa  $z$  prochází svisle ideální vertikálou, osa  $x$  probíhá v bočním směru a osa  $y$  ve směru předozadním. Zmíněná ideální vertikála (IV) směřuje kranálně z počátečního bodu, ležícího ve středu spojnice pat vyšetřovaného (V). Frontální rovina je definována osami  $xz$  a sagitální rovina osami  $yz$ . Polohový snímač s kulovitým hrotem o průměru 2200 mm umožňuje měřit polohy vyznačených bodů se střední chybou měření 0,5 mm. 3D souřadnice anatomických bodů na

kůži vyšetřované osoby jsou následně přeneseny do počítače. Získaná data jsou pomocí speciálního programu zpracována do grafického a numerického výsledku (Langmajerová, Bursová, Dvořáková & Müllerová, 2012; Krejčí, Gallo, Štěpaník & Salinger, 2012).

Ačkoliv je rentgen stále zlatým standardem pro měření tvaru páteře, není vždy snadno dostupný v klinickém prostředí, vyžaduje vysoké náklady a v poslední řadě vystavuje pacienta potenciálně škodlivému záření. V důsledku toho byla vyvinuta široká škála neinvazivních nástrojů pro měření zakřivení páteře, včetně systému DTP 3. Avšak objektivita může být ovlivněna palpačními schopnostmi hodnotitele i poměrně velkou časovou náročností celého měření. Problémem je také to, že neinvazivní vyšetřovací postupy, mezi které patří i diagnostický systém DTP-3, hodnotí pouze souřadnice bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby a vnitřní struktura skeletu je na základě těchto údajů pouze odhadována. Zatímco rtg snímek zobrazuje skutečné postavení obratlů, přičemž důležitou informací je i míra rotace a torze obratlů. Nicméně dle studie Krejčí et al. (2012) bylo dokázáno, že měření úhlových a délkových parametrů pomocí diagnostického systému DTP-3 na 3D modelu páteře, poskytuje data, které jsou srovnatelné s výsledky RTG vyšetření stejných parametrů. V návaznosti na předchozí studie je proto možné doporučit systém DTP 3 v rámci klinického testování, zejména při vyhodnocení účinnosti terapie a současně pro sledování pacientů v průběhu roku (Krejčí et al., 2012; Vojtíková et al., 2016).



Obrázek 22. Měření tvaru páteře systémem DTP 3 (Krejčí et al., 2012)

*Legenda:*

*PS* - polohový snímač systému DTP-3

*V* - počáteční bod ideální vertikály

*IV* - ideální vertikála

*x, y, z* - souřadnicové osy

### **3 CÍLE PRÁCE**

#### **Hlavní cíl práce:**

Cílem diplomové práce je posoudit reliabilitu mezi hodnotiteli při měření délkových parametrů páteře systémem DTP-3 u populace vysokoškolských studentů.

#### **Dílčí cíle:**

1. Vyhodnotit systematickou chybu mezi hodnotiteli.
2. Vyhodnotit náhodnou chybu mezi hodnotiteli.

### **4 VÝZKUMNÉ OTÁZKY**

#### **Výzkumná otázka:**

Jaké hodnoty a jakého klasifikačního stupně dosahuje reliabilita mezi hodnotiteli hodnocená pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace?

## 5 HYPOTÉZY

**H0<sub>1</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Hloubka L páteře“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

**H0<sub>2</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Hloubka Th páteře“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

**H0<sub>3</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Hloubka C páteře“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

**H0<sub>4</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Frontální hloubka L páteře“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

**H0<sub>5</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Frontální hloubka Th páteře“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

**H0<sub>6</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Frontální hloubka C páteře“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

**H0<sub>7</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Rozdíl výšek akromionů“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.

**H0<sub>8</sub>:** Průměrné hodnoty délkového parametru „Rozdíl výšek SIPS“ u hodnotitele 1 a hodnotitele 2 jsou stejné.



## 6 METODIKA

Původně jsem plánovala s kolegyní vyšetřit skupinu minimálně 30 probandů. Nicméně z nepředvídatelné situace, kterou zapříčinila pandemie Covid 19 bylo po uvážení rozhodnuto uzavřít výzkum na 15 probandech. Každý hodnotitel samostatně a nezávisle na druhém provedl palpaci anatomických bodů a jejich změření polohovým snímačem. Pořadí hodnotitelů bylo randomizováno. K randomizaci byla použita aplikace Sealed Envelope. Hodnocení tvaru páteře bylo provedeno pomocí délkových parametrů. Hloubka Th kyfózy je vzdálenost vrcholu Th kyfózy od ideální vertikály. Hloubka C lordózy je vzdálenost vrcholu C lordózy od vrcholu Th kyfózy. Hloubka L lordózy je vzdálenost vrcholu L lordózy od vrcholu Th kyfózy. Ve frontální rovině je vzdálenost jednotlivých skoliotických oblouků definována jako vzdálenost vrcholu skoliotického oblouku od spojnice přechodových obratlů. Reliabilita mezi hodnotiteli bude vyčíslena pomocí koeficientu vnitrotřídní korelace, v anglickém jazyce intraclass correlation coefficient (ICC).

Výzkum probíhal na Katedře přírodních věd v kinatropologii Univerzity Palackého v Olomouci v jedné z výzkumných laboratoří. Zde se nacházelo příslušné vybavení potřebné k výzkumu. Výzkum byl schválen etickou komisí Fakulty tělesné kultury Univerzity Palackého v Olomouci (Příloha 1). Všichni účastníci výzkumu byly seznámeny s průběhem měření a před samotným započítáním výzkumu byl podepsán informovaný souhlas (Příloha 2).

### 6.1 Charakteristika výzkumného souboru

Probandi byli vysokoškolští studenti, zejména studenti fakulty tělesné kultury. Nábor probandů probíhal nejčastěji skrze spolužáky a studenty nižších ročníků. Účastníci se o výzkumu dozvěděli také přes sociální sítě a na základě námi vytvořeného letáčku se stručnými informacemi o daném měření. Podmínkou přijetí do výzkumného souboru bylo studium na vysoké škole a nepřítomnost ortopedické vady páteře. V tabulce 2 je uvedena charakteristika souboru. Do výzkumného souboru bylo zařazeno 15 osob z toho 12 žen a 3 muži.

Tabulka 2. Charakteristika souboru (n = 15)

Proměnná	Průměr ± SD
Věk [roky]	23,9 ± 1,8
Tělesná hmotnost [kg]	64,6 ± 12,0
Tělesná výška [cm]	170,4 ± 10,5
BMI [kg·m <sup>-2</sup> ]	22,2 ± 3,0
Asymetrie zatížení DK [%]	3,0 ± 2,4

**Legenda:** SD = standardní odchylka, BMI = body mass index, DK = dolní končetina

**Poznámka:** Asymetrie -100 % by znamenala zatížení pouze LDK, 0 % znamená symetrické zatížení obou DK, +100 % by znamenala zatížení pouze PDK.

## 6.2 Průběh měření a sběr dat

Při příchodu byl proband nejprve stručně informován o průběhu měření. Pak si přečetl informovaný souhlas, který případně podepsal. Pokud proband souhlasil, následovalo vyšetření. Asymetrie zatížení dolních končetin byla měřena pomocí dvou tenzometrických plošin AMTI OR6-7-1000, Advanced Mechanical Technology, Watertown, USA. Návykový stoj byl snímán po dobu 30 s a bylo vypočítáno zatížení obou končetin a celková tělesná hmotnost. Současně byly odebrány osobní údaje a zaznamenány v počítači. Žádný z probandů neměl diagnostikovanou strukturální vadu páteře. Následně byl proband požádán o vysvětlení oděvu (pouze horní část trupu). Jeden z hodnotitelů (dle randomizace) následně napalpoval a označil dermatografickou tužkou 22 trnových výběžků obratlů C3 - L5, vrcholy akromionů a spinae iliacae posteriores superiores (SIPS). Po označení anatomických bodů byl proband umístěn do stojanu diagnostického přístroje DTP 3. Měření probíhalo ve stoji. Pro zvýšení přesnosti měření je součástí DTP-3 systému fixační rám, který eliminuje případné titubace vyšetřované osoby během měření. Fixační rám byl použit k podpoře ramen. Další posuvné díly byly použity k fixaci pánve zepředu a zezadu. Fixační díly byly nastaveny tak, aby umožňovaly přirozený stoj. Pozice nohou se odvíjela od metatarzofalangeálních kloubů palců, které spočívaly ve středu fixačního zařízení. Na závěr bylo použito aretační zařízení, které se dotýkalo obou pat. Před samotným začátkem měření bylo nutné provést kalibraci přístroje. Nejprve se kalibrovaly nastavovací body na základní desce a následně body na fixačním podstavci. Současně bylo nutné, aby základní deska byla v horizontální rovině. Ke kontrole

pozice základní desky byla použita vodováha, díky které mohly být určeny tři nastavovací body. Následně byla snímána kožní projekce akromionů, zadních horních spin a 22 trnových výběžků. Pomocí polohovatelného snímače bylo zaznamenáno všech 26 označených bodů, a to celkem 3 krát po sobě, ve stejném pořadí. Snímání poloh bodů je umožněno pomocí tlačítka, které má hodnotitel v druhé ruce, jehož zmáčknutím jsou jednotlivé body zaznamenány a přeneseny do počítače. Pomocí vatového tampónu byly následně odstraněny vyznačené body na kůži probanda a celý proces byl zopakován druhým hodnotitelem.

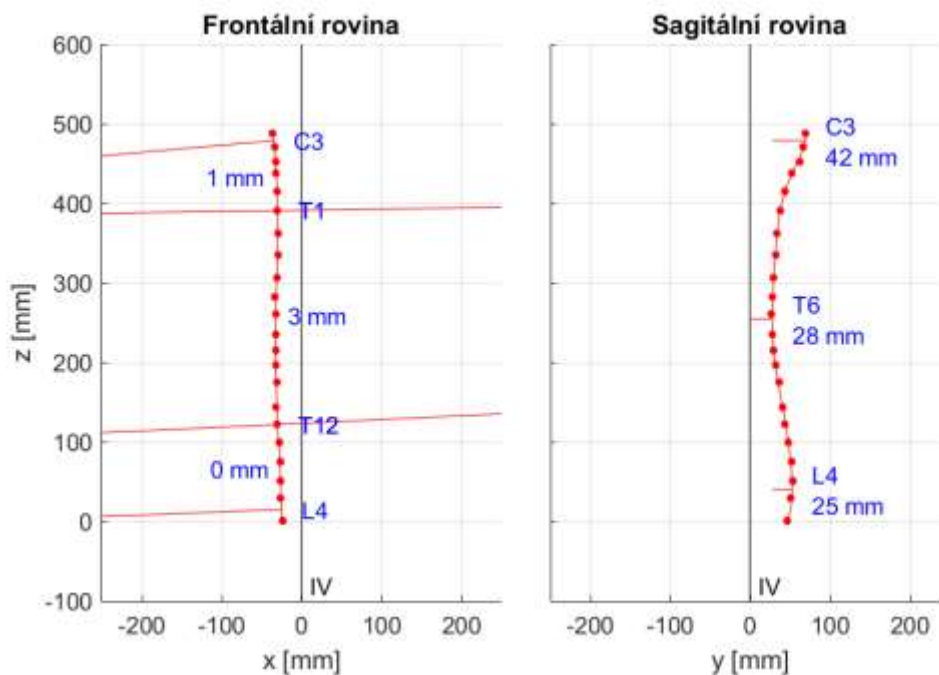
### 6.3 Zpracování a vyhodnocení dat

Naměřená data byla přenesena do počítače, kde byly zpracovány pomocí softwaru WinPat3 do grafického a numerického záznamu. Zpracování dat bylo provedeno ve statistickém programu Statistica (verze 13.4, TIBCO Software, Palo Alto, USA), z něhož byly získány základní parametry, jako je směrodatná odchylka a průměr. Z naměřených dat byla dále vypočtena  $p$  hodnota pro párový t-test, která vystihuje systematickou odchylku mezi hodnotiteli a LoA = limits of agreement. Pro hodnocení reliability byl použit koeficient vnitrotřídní korelace (ICC). Koeficient vnitrotřídní korelace (ICC) zkoumá vztah náhodných chyb vzhledem k variabilitě souboru. Výsledkem je bezrozměrná veličina, která nabývá hodnot od -1 do +1. U reliability měření by záporné hodnoty neměly nastat. 0 znamená velmi špatnou reliability, v podstatě hodnotitelé měří náhodné veličiny, které nemají žádný vztah. Naopak 1 znamená dokonalou reliability, kdy oba hodnotitelé naměří identické hodnoty. V tabulce 3 je uvedena slovní interpretace hodnot korelačního koeficientu převzatá ze studie Chan et al. (2003).

Hodnoty  $P < 0,05$  byly považovány za statisticky významné. U každého probanda byly vyhodnoceny délkové parametry zakřivení páteře v rovině frontální a sagitální. Zakřivení krční páteře bylo vyhodnoceno mezi C3-Th1. Zakřivení hrudní páteře z oblasti Th1-Th12 a zakřivení bederní páteře z úseku Th12-L5. Ukázkový grafický záznam tvaru páteře s použitím délkových parametrů je vyobrazen na obrázku 23.

Tabulka 3. Interpretace korelačních koeficientů podle Chan et al. (2003).

Kolerační koeficient	Chan, Y.H (2003)	
1	Perfect	(Perfektní)
0.9	Very strong	(Velmi silná)
0.8	Very Strong	(Velmi silná)
0.7	Moderate	(Střední)
0.6	Moderate	(Střední)
0.5	Fair	(Slabá)
0.4	Fair	(Slabá)
0.3	Fair	(Slabá)
0.2	Poor	(Špatná)
0.1	Poor	(Špatná)
0	None	(Žádná)



Obrázek 23. Grafický záznam tvaru páteře při měření systémem DTP-3

## 7 VÝSLEDKY

Hodnoty zakřivení páteře jsou uvedeny v délkových parametrech. K charakterizaci reliability byly použity koeficient vnitrotřídní korelace (ICC), statistická významnost párového t-testu a Bland Altmanovy grafy. Následující tabulka 4. popisuje statistické parametry proměnných, jejich průměr a směrodatnou odchylku. V tabulce 4 můžeme také vidět výsledné hodnocení reliability měření délkových parametrů.

Tabulka 4. Hodnocení reliability měření délkových parametrů páteře

Proměnná	Hodnotitel	Hodnotitel	P	LoA	ICC
	1	2			
	Průměr ± SD	Průměr ± SD			
<b>Délkové parametry</b>					
Hloubka L lordózy [mm]	51,6 ± 17,0	48,7 ± 17,3	0,22	-2,9 ± 17,4	0,86
Hloubka Th kyfózy [mm]	24,2 ± 12,7	20,3 ± 10,3	0,089	-3,9 ± 16,2	0,72
Hloubka C lordózy [mm]	89,0 ± 18,0	85,7 ± 19,6	0,24	-3,3 ± 20,2	0,85
Frontální hloubka L páteře [mm]	1,4 ± 1,0	0,9 ± 0,6	0,035*	-0,5 ± 1,6	0,44
Frontální hloubka Th páteře [mm]	2,4 ± 1,8	1,8 ± 1,1	0,072	-0,6 ± 2,2	0,67
Frontální hloubka C páteře [mm]	0,5 ± 0,3	0,4 ± 0,3	0,27	-0,1 ± 0,8	0,00
Rozdíl výšek akromionů [mm]	-1,0 ± 6,3	0,7 ± 9,5	0,32	1,6 ± 12,2	0,70
Rozdíl výšek SIPS [mm]	0,7 ± 3,5	0,6 ± 4,1	0,97	-0,0 ± 9,1	0,26

**Legenda:** SD = standardní odchylka, P = významnost párového t-testu, LoA = limits of agreement (limity shody) ICC = koeficient vnitrotřídní korelace, L = bederní, Th = hrudní, C = krční, SIPS = zadní horní spiny

Statisticky významné hodnoty \*  $P < 0,05$ .

### 7.1 Hodnocení reliability měření délkových parametrů páteře

#### *Hodnocení párového t-testu*

Párovým t-testem ověřujeme hypotézu H0. Výsledky statistického testování můžeme sledovat v tabulce 4. ve sloupci označeném „P“. Statisticky významný ( $P < 0,05$ ) rozdíl jsme našli u proměnné „Frontální hloubka L páteře [mm]“, kde hodnotitel 2 naměřil v průměru o

0,5 mm menší hodnotu než hodnotitel 1. ***Tím zamítáme nulovou hypotézu  $H_0$  a prokázali jsme přítomnost systematické chyby.***

Dle t-testu také vidíme, že žádná jiná proměnná nevykazuje statistickou významnost, tedy systematické rozdíly mezi hodnotiteli.

### ***Hodnocení ICC***

U proměnné „*Frontální hloubka C páteře [mm]*“, hodnota ICC dosáhla 0, tedy žádné reliability. Výsledky našeho výzkumu prokázaly střední až velmi silnou reliabilitu mezi hodnotiteli pro proměnné v sagitální rovině. Hodnoty ICC mezi hodnotiteli byly trvale vyšší v proměnných „*Hloubka L lordózy*“, „*Hloubka Th kyfózy*“ a „*Hloubka C lordózy*“ a pohybovaly se od 0,72 do 0,86. Hodnota ICC mezi hodnotiteli dosáhla nejvyšší hodnoty u proměnné „*Hloubka L lordózy*“, přesněji 0,86, což značí velmi silnou reliabilitu. Hodnota ICC mezi dvěma hodnotiteli pro proměnnou „*Rozdíl výšek akromionů*“ dosáhla 0,70, tedy střední reliability. Podobné hodnoty (0,67) dosáhla proměnná „*Frontální hloubka Th páteře*“, tedy střední reliability. Naopak špatnou reliabilitu jsme zaznamenali v proměnné „*Rozdíl výšek SIPS*“, kde hodnota ICC dosáhla 0,26.

## 7.2 Grafické hodnocení reliability měření parametrů páteře

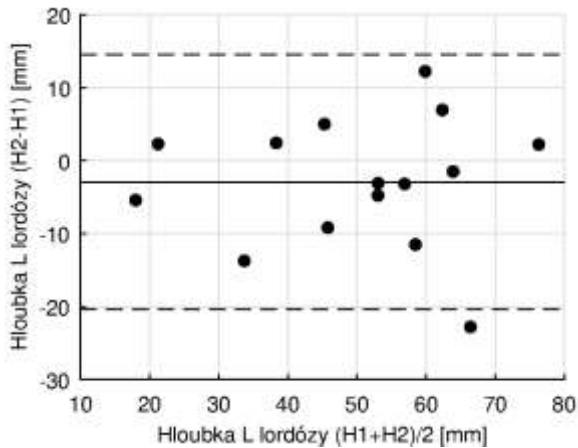
Bland-Altmanovy grafy se používají pro grafické hodnocení reliability měření. Na vodorovné ose je vynesena průměr z obou měření (Hodnotitel 1 + Hodnotitel 2) a na svislé ose jejich rozdíl. V ideálním případě by se rozdíl měl blížit nule. Průměr na vodorovné ose se používá pro posouzení, zda reliability nezávisí na velikosti měřené hodnoty, což v našem případě nenastalo.

Bland Altmanovy grafy vychází z parametru z tzv. limits of agreement (LoA). Limits of agreement uvádí systematickou a náhodnou odchylku. Systematickou odchylku popisuje první hodnota čtvrtého sloupce (LoA) v tabulce 4 (již jsme hodnotili pomocí t- testu), zatímco druhá hodnota vyjadřuje odchylku náhodnou. Je přímo v měřených jednotkách, tj. v milimetrech pro délkové parametry.

Nejnižších hodnot dosahovala proměnná „*frontální hloubka C páteře*“, přesněji  $\pm 0,8$  mm, což poukazuje na velmi dobrou reliabilitu. Naopak náhodná odchylka „*Hloubka C*

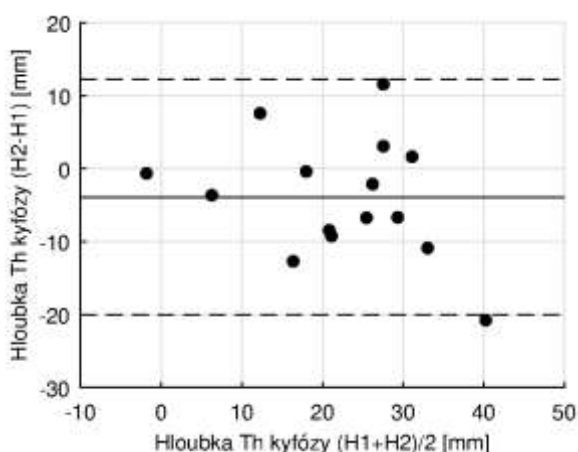
lordózy“ dosahovala hodnoty  $\pm 20,2$  mm. Vysoké hodnoty byly také zjištěny u proměnných „Hloubka L lordózy“ a „Hloubka Th kyfózy“, přesněji  $\pm 17,4$  mm a  $\pm 16,2$  mm.

Bland Altmanovy grafy jednotlivých proměnných můžeme vidět v následujících obrázcích. Pro snadnější orientaci jsou u každého z obrázků znázorněny výsledné hodnoty z Tabulky 4.



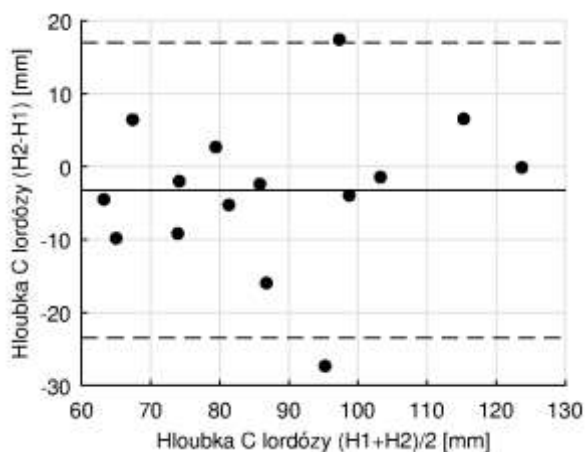
Obrázek 24. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Hloubka L lordózy“

*Legenda:*  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, *Plná čára* = systematická chyba, *Čárkovaná čára* = meze náhodné chyby (1,96 SD), *Vodorovná osa* = průměr dvou hodnotitelů, *Svislá osa* = rozdíl mezi hodnotiteli.



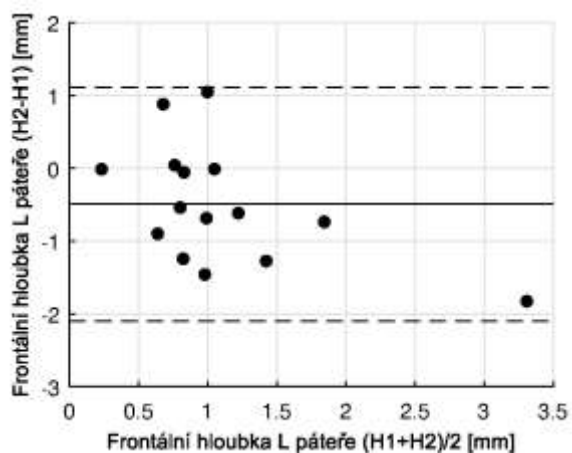
Obrázek 25. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „ Hloubka Th kyfózy“

*Legenda:*  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, *Plná čára* = systematická chyba, *Čárkovaná čára* = meze náhodné chyby (1,96 SD), *Vodorovná osa* = průměr dvou hodnotitelů, *Svislá osa* = rozdíl mezi hodnotiteli.



Obrázek 26. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Hloubka C lordózy“

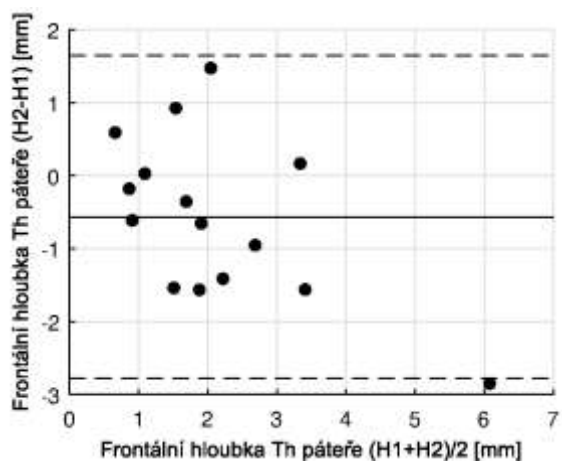
*Legenda:*  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, *Plná čára* = systematická chyba, *Čárkovaná čára* = meze náhodné chyby (1,96 SD), *Vodorovná osa* = průměr dvou hodnotitelů, *Svislá osa* = rozdíl mezi hodnotiteli.



Obrázek 27. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Frontální hloubka L páteře“

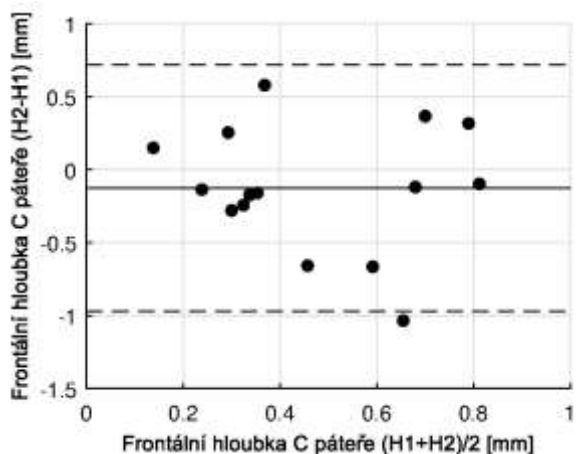
*Legenda:*  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, *Plná čára* = systematická chyba, *Čárkovaná čára* = meze náhodné chyby (1,96 SD), *Vodorovná osa* = průměr dvou hodnotitelů, *Svislá osa* = rozdíl mezi hodnotiteli.





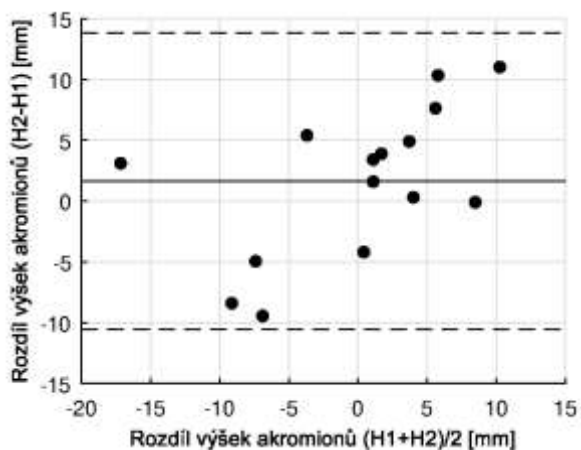
Obrázek 28. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Frontální hloubka Th páteře“

Legenda:  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, Plná čára = systematická chyba, Čárkovaná čára = meze náhodné chyby ( $1,96\text{ SD}$ ), Vodorovná osa = průměr dvou hodnotitelů, Svislá osa = rozdíl mezi hodnotiteli.



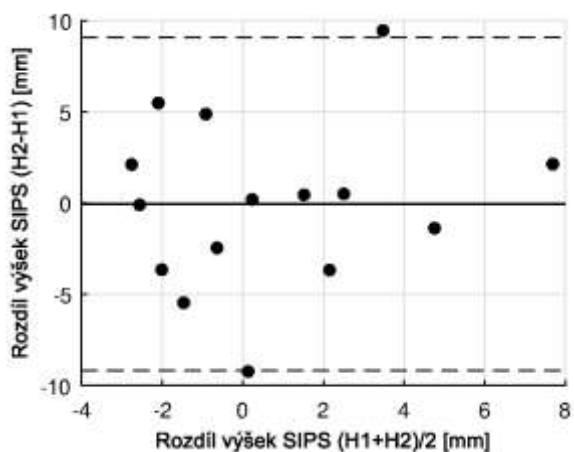
Obrázek 29. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Frontální hloubka C páteře“

Legenda:  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, Plná čára = systematická chyba, Čárkovaná čára = meze náhodné chyby ( $1,96\text{ SD}$ ), Vodorovná osa = průměr dvou hodnotitelů, Svislá osa = rozdíl mezi hodnotiteli.



Obrázek 30. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Rozdíl výšek akromionů“

*Legenda:*  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, *Plná čára* = systematická chyba, *Čárkovaná čára* = meze náhodné chyby (1,96 SD), *Vodorovná osa* = průměr dvou hodnotitelů, *Svislá osa* = rozdíl mezi hodnotiteli.



Obrázek 31. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Rozdíl výšek SIPS“

*Legenda:*  $H1$  = hodnotitel 1,  $H2$  = hodnotitel 2, *Plná čára* = systematická chyba, *Čárkovaná čára* = meze náhodné chyby (1,96 SD), *Vodorovná osa* = průměr dvou hodnotitelů, *Svislá osa* = rozdíl mezi hodnotiteli.

## 8 DISKUZE

V literatuře nacházíme množství studií porovnávající platnost a reliabilitu neinvazivních vyšetřovacích metod. Kvantitativní měření páteře závisí na schopnosti hodnotitele a/nebo metody opakovat vícenásobná měření, tedy opakovatelnost (reliabilita), (Vrtovec et al., 2009).

Není nám známa studie, která by prokazovala, která neinvazivní metoda vyšetření tvaru páteře je nejspolehlivější či nejvíce relevantní. Cílem studie Mannion, Knecht, Balaban a Grob (2004) bylo zjistit spolehlivost metody Spinal mouse při měření globální i segmentové pohyblivosti páteře a její zakřivení, v rámci jednoho hodnotitele (mezi výsledky naměřenými první den a druhý den) a mezi dvěma hodnotiteli. Zároveň se hodnotily výsledky měření mezi hodnotiteli při použití stejných orientačních bodů na kůži, v porovnání s těmi, které si každý z hodnotitelů vyznačil sám. K charakterizaci reliability byly použity koeficient vnitrotřídní korelace (ICC). Pro 70 % měřených parametrů byly hodnoty ICC vyšší než 0,8. Hodnota ICC mezi hodnotiteli byla v rozmezí od 0,62 do 0,93 v den 1 měření (průměr 0,81) a 0,70 až 0,94 v den 2 měření (průměr 0,86), Hodnota ICC mezi hodnotiteli při měření se stejnými body na kůži byly trvale vyšší a průměrná hodnota ICC pro všechny parametry byla 0,86. Ukázalo se, že velká variabilita mezi hodnotiteli vyplývá z rozdílů v identifikaci orientačních bodů. Mírné systematické chyby mezi vyšetřujícími se mohly vyskytnout z několika důvodů. V první řadě mohla být rozdílná měřicí zařízení, které každý hodnotitel používal. Toto tvrzení se zdá být však nepravděpodobné. Druhým možným vysvětlením rozdílů mezi výsledky by mohla být rozdílná palpce, respektive rozdílné označení orientačních bodů. Avšak malé systematické rozdíly byly patrné i tehdy, kdy vyšetřující pracovali se stejnými orientačními body na kůži. Posledním možným vysvětlením jsou rozdílné pokyny hodnotitelů, týkající se poloh, ve kterých byli vyšetřovaní měřeni. Nicméně autoři (Mannion et al., 2004) konstatovali, že Spinal Mouse poskytuje spolehlivé měření v rámci jednoho hodnotitele, stejně jako mezi dvěma hodnotiteli.

Cílem studie Teixeira a Carvalho (2007) bylo porovnat validitu a spolehlivost měření hrudní kyfózy v rámci jednoho a mezi dvěma hodnotiteli pomocí flexi pravítka. Jednalo se o studii 56 zdravých osob ve věku mezi 40 a 86 lety. Hrudní kyfóza byla hodnocena v sagitální rovině pomocí rentgenové analýzy s využitím Cobbova úhlu a pomocí metody flexi pravítka. Koeficient korelace uvnitř třídy (ICC) mezi metodami byl 0,906. Hodnota ICC mezi hodnotiteli byla 0,94. Tato studie prokázala lepší výsledky i v porovnání

s metodou Spinal Mouse, u které hodnota ICC mezi dvěma hodnotiteli byla 0,83 (Mannion et al., 2004). Studie autorů Teixeira & Carvalho (2007) potvrdila, že měření pomocí flexi pravitka lze považovat za vhodnou kvantitativní klinickou metodu pro měření zakřivení hrudní kyfózy. Současně Barrett, McCreesh a Lewis (2013) ve své studii plavců prokázali vynikající úroveň reliability v rámci hodnotitele (ICC = 0.94) a velmi silnou reliabilitu i mezi hodnotiteli (ICC = 0.86). Výhodou je také snadná přenosnost, použití a nízké náklady. Určitým úskalím ICC je, že je závislý na variabilitě v souboru. Nízká resp. vysoká variabilita subjektů může způsobit nepřiměřeně nízké resp. vysoké hodnoty ICC. Takže nelze jednoduše přenášet reliabilitu zjištěnou na souboru studentů na soubor pacientů, který může mít jiné typické hodnoty zakřivení páteře (Lee et al., 2012).

Rozdíly mezi hodnotiteli jsou způsobeny mnoha faktory. Mohou pramenit z odlišných principů fungování konkrétní metody, z vlastností pozorovaného subjektu a v neposlední řadě mohou být způsobeny odlišnými schopnostmi, respektive palpační dovedností hodnotitelů. Rozdíly mezi výstupními parametry neinvazivního vyšetření a rtg vyšetření mohou být obecně způsobeny odlišnou metodikou výpočtu úhlového parametru. U rtg vyšetření je úhlový parametr vypočten z náklonu krycích destiček jednotlivých obratlů nebo z křivky, která prochází středy obratlových těl. Zatímco při neinvazivním vyšetření je úhlový parametr vypočten z křivky, která prochází koncovými body trnových výběžků, případně z reliéfu kožního povrchu. Odlišnost výsledných parametrů způsobovat systematické chyby měření jednotlivých vyšetřovacích metod. RTG vyšetření neposkytuje trojrozměrný obraz a systematickou chybu může způsobit metoda centrálního promítání 3D objektu na 2D film. V literatuře nacházíme studie, zaměřující se na odchylky způsobené systematickými chybami měření, resp. zobrazení. Krejčí (2012) se ve své studii zabýval rozdíly výstupních parametrů mezi neinvazivním vyšetřením pomocí přístroje DTP 3 a RTG vyšetřením. Výsledná data jsou závislé nejen na tom, zda si přechodné obratle každý vyšetřující určuje sám nebo jsou pevně dány, ale i zda se úhly měří ručně nebo s využitím počítače. Z toho důvodu může variabilita v rámci jednoho hodnotitele dosahovat až 5° a mezi různými hodnotiteli až 8°, což je podobné jako v případě rozdílu mezi rtg a výstupy DTP-3 na modelu při klinickém vyšetření (Krejčí et al., 2012).

V případě dotykových metod, které fungují na základě snímání označených bodů na těle prostřednictvím polohového snímače, zůstává nevýhodou samotné označení napalpaných bodů, což vyžaduje určitou zkušenost a cvik. Snímání poloh bodů na kůži probanda polohovým snímačem lze považovat za dostatečně přesné. Problémem může být dostatečně přesná palpce a označení projekcí kostěných struktur na kožní povrch. Přístroje,

pracující na tomto principu jsou například, Ortelius 800 a již zmíněný český vynález DTP-3 systém (Vojtíková et al., 2016; Krejčí, 2012).

Jak už bylo zmíněno, dalším možným zdrojem neshod může být pozice vyšetřovaného při měření a také jeho kvalita posturální stability. Cílem studie Phiri, Krejci a Salinger (2009) bylo posoudit posturální stabilitu lidského těla a její vliv na diagnostiku tvaru páteře. Udržování vzpřímené polohy se odvíjí od kvality neuromuskulární kontroly. Z hlediska spolehlivosti vyšetření tvaru páteře je nižší posturální stabilita nežádoucím jevem, jelikož křivka páteře není v čase konstantní a do jisté míry se neustále mění. Při opakovaných vyšetřeních tvaru páteře je pak nemožné dosáhnout konzistentnosti výsledků. Počet opakování měření byl v této studii omezen na pět opakování. Důvodem byla zvyšující se únava posturálních svalů. Taková únava by mohla ovlivnit tvar páteře a tedy i výsledky studie. Jeli cílem dosáhnout nejspolehlivějších výsledků, posouzení posturální stability by mělo být nedílnou součástí vyšetřování tvaru páteře. Je zřejmé, že v různých polohách vyšetřování se může tvar páteře lišit. Tato studie ukázala, že posturální výkyvy mohou být významně sníženy pomocí vyšetřovacích pozic a použitím mechanické fixace během vyšetření (Phiri et al., 2009). Výsledky této studie podporují myšlenku, že vhodně zvolená mechanická fixace významně redukuje posturální výkyvy vyšetřovaného, což lze pozitivně využít k optimalizaci vyšetření tvaru páteře pomocí neinvazivních metod.

Dalo by se říci, že přesnost měření a dosažení nejspolehlivějších výsledků je závislé na spolehlivých postupech, zahrnující automatická měření, zpracování a vyhodnocení pokud možno eliminující lidský faktor. Pouze automatizací metod by mohla být eliminována vnitrotřídní variabilita hodnotitele i variabilita mezi hodnotiteli a chyby způsobené lidským zásahem (Patias, Grivas, Kaspiris, Aggouris & Drakoutos, 2010).

Zřejmě nejčastějším zdrojem chyby měření je odlišná schopnost palpce. Palpační „chyby“ mohou nepochybně ovlivnit kvalitu měření. V mnoha studiích byla prokázána dobrá reliabilita palpce v rámci jednoho hodnotitele (intra-observer reliability), tedy pokud jsou postupy prováděny stejným hodnotitelem a naopak byla zjištěna nízká reliabilita mezi hodnotiteli, zejména v případě palpce anatomických orientačních bodů na povrchu těla. Všeobecně je četnými autory uznáváno, že palpce orientačních bodů může vést k rozdílným výsledkům mezi hodnotiteli (Schultz et al., 2015, Moriguchi et al., 2009).

V našem výzkumu jsme zaznamenaly špatnou reliabilitu v proměnné v rozdílu výšek horních zadních spin, kde hodnota ICC dosáhla 0,26. Podobné výsledky zaznamenali autoři Sutton, Nono, Johnston & Thomson (2013), kteří zkoumali vliv skryté podpatěnky (5 mm vysoké) na inter-rater reliabilitu vyšetřovatelů při identifikaci horních zadních spin a

jejich asymetrie. 40 vyšetřujících bylo rozděleno do tří skupin dle úrovně jejich zkušeností. V první skupině byli studenti 3 ročníku, v druhé studenti 4 ročníku a poslední skupina byla tvořena zkušenými osteopaty s více než pětiletou praxí. Cílem studie bylo zjistit, zda má úroveň zkušeností v osteopatii nějaký vliv na reliabilitu mezi vyšetřovateli při palpaci a hodnocení asymetrie horních zadních spin. U všech tří skupin dosahovaly hodnoty pod 0,4 (0,025-0,065), což poukazuje na nízkou reliabilitu. Hodnoty menší než 0,4 jsou považovány za klinicky nespolehlivé. Tato studie prokázala, že reliabilita mezi vyšetřovateli při palpaci horních zadních spin a posouzení jejich asymetrie byla u studentů i zkušených osteopatů špatná.

Všeobecně je lokalizace lumbálních segmentů palpací méně přesná a pohybuje se v rozmezí přibližně 30 % až 50 % (Merz, Wolf, Robert, Gesing & Rominger, 2012). K identifikaci bederních obratlů se používá palpce hřebenů kyčelních, u kterých se předpokládá, že se nachází v úrovni obratle L4 nebo meziobratlového prostoru L4/L5 (Mieritz & Kawchuk, 2016). Předmětem studie Merz et al. (2013) byla identifikace pátého bederního obratle (L5) různými palpačními způsoby. Výzkumu se účastnilo 66 pacientů s bolestmi v dolní části zad. Následně fyzioterapeut v náhodném pořadí napalpoval obratel L5, a to pomocí palpce pohybu, palpce zadních horních spin a palpce hřebenů kyčelních. Trnový výběžek L5 byl označen pomocí UV markeru. Poslední způsob zahrnoval označení zadních spin a hřebenů kyčelních, podle kterých byla provedena pohybová palpce obratle L5. Mezi jednotlivými technikami nebyl žádný významný rozdíl. Při kombinaci dvou způsobů se palpační přesnost pohybovala od 58 % do 78 %. Zvýšenou palpační přesnost zaznamenali při kombinaci tří způsobů, přesněji 69 % až 83 %.

Spolehlivost palpačních dovedností začínajících sportovních trenérů ve své studii popisuje Schultz et al. (2015). Pro identifikaci byly vybrány anatomické body v lumbopelvicke oblasti, konkrétně spinální výběžek L4 a horní zadní spiny (SIPS). Pro účast v této studii bylo vybráno 16 dobrovolníků, z toho (11 žen a 5 mužů), ve věku v průměru 22,56-2,67 let. Průměrná výška probandů byla 172,0-9,38 cm s hodnotou indexu tělesné hmotnosti [BMI] 22,8-1,97. Výzkum spočíval v lokalizaci anatomických bodů a hodnocení palpačních dovedností začínajících sportovních trenérů. Přesná lokalizace kostěných struktur byla nejprve stanovena dvěma profesionálními trenéry s dlouholetou praxí. Následovali 2 pokusy každého ze začínajících atletických trenérů, kteří stejně jako jako odborníci zaznamenali své výsledky. Hodnotila se vzdálenost a shoda mezi začínajícími a profesionálními trenéry. K charakterizaci reliability byl použit koeficient vnitrotřídní korelace (ICC). Výsledky naznačují, že začínající trenéři mají nízkou spolehlivost v lokalizaci

anatomických bodů v lumbopelvicke oblasti. Hodnota ICC se pro obratel L4 pohybovala v rozmezí 0.319 - 0.466, pro pravou horní spinu 0,213 - 0,002 a pro levou horní spinu 0,096 - 0,073 (Schultz et al., 2015). Tato zjištění podporují myšlenku, že palpační dovednosti je nutné dále rozvíjet nejen u sportovních trenérů, ale i u všech pracovníků poskytující zdravotní péči, aby reliabilita palpce byla dostatečná. Tyto nálezy jsou podporovány četnými autory a předchozími studiemi, které zkoumaly inter-rater reliabilitu palpačních dovedností v identifikaci trnového výběžku C7 a L5. Robinson, Robinson, Bjørke a Kvale (2009) zjistili, že reliabilita mezi hodnotiteli je při palpaci C7 špatná (0.18) a v případě výběžku L5 střední (0.48).

Z diskuze jasně vyplývá, že existuje mnoho faktorů, které mohou vést k nesrovnalostem mezi pozorovateli. Jako další z faktorů, které by mohly ovlivnit palpační spolehlivost vyšetřujícího, se zdá být procento tělesného tuku probanda (Kamp et al., 2019). Někteří autoři také uvádí, že pohlaví a tělesný typ by mohli mít vliv na palpaci anatomických struktur. Předpokládá se, že u jedinců s nižším množstvím tukové tkáně je obvykle snazší palpce než u lidí s nadváhou či obezitou. Nicméně nižší hodnota BMI ještě nemusí odpovídat nižšímu množství tukové tkáně v palpované oblasti. Dalším z faktorů ovlivňující palpaci orientačních bodů může být svalová hmota a křivka lordózy (Schultz et al., 2015) Moriguchi et al. (2009) ve své studii popisují spolehlivost palpce u normálních a obézních jedinců a vliv palpce na variabilitu úhlových hodnot. Do výzkumu bylo přijato třicet zdravých mužů. Dva různí fyzioterapeuti identifikovali 12 anatomických orientačních bodů. Úhlové odchylky byly určeny pomocí počítačové simulace z fotografických záznamů na základě palpačního vyšetření. Výsledky ukázaly, že spolehlivost mezi fyzioterapeuty byla nižší než spolehlivost v rámci jednoho fyzioterapeuta. Některé anatomické orientační body vykazovaly během palpce větší nesrovnalosti. Největší nesrovnalosti byly zjištěny při palpaci velkého trochanteru, předních horních spin, sedmého krčního obratle a femorálního epicondylu. Palpační nesrovnalosti byly také významnější ve skupině osob s nadváhou. Tato variabilita může být vysvětlena polohou struktury ve vztahu k povrchu kůže. Častým zdrojem palpačních nesrovnalostí je sedmý krční obratel. Někteří autoři uvádějí, že je C7 nejvíce prominujícím obratlem, zatímco jiní uvedli, že je posledním obratlem, který se pohybuje během extenze (Gross et al., 2005). Také hypomobilita krční páteře a morfologické rozdíly trnových výběžků mohou být zavádějící v identifikaci C7 (Moriguchi et al., 2009).

Schopnost cítit a rozlišovat měkké tkáně je manuální medicíně zásadní, a proto je důležité, aby byla dostatečně rozvíjena a zdokonalována. V literatuře nacházíme studie prokazující přijatelnou reliabilitu v rámci hodnotitele, s obecně špatnou reliabilitou mezi

hodnotiteli v palpaci anatomických struktur. Nicméně existují důkazy prokazující zlepšení palpačních dovedností v důsledku strukturovaného vzdělávacího programu a tréninku. Anatomická průprava spinálních výběžků vede ke zvýšené přesnosti při lokalizaci bederních výběžků (Phillips, Barnard, Mullee & Hurley, 2009). V oblasti medicíny byly prokázány faktory, které podporují motorické učení palpačních dovedností (Wulf, Shea & Lewthwaite, 2010). Jedná se o pozorování mentora nebo vrstevníka, vnější pozornost (zaměřená na účinek pohybu), která přispívá k automatizaci motorické kontroly a efektivity pohybu a v neposlední řadě zpětná vazba, která pozitivně ovlivňuje a motivuje jedince. Navrhovaná metoda výuky si zakládá na vnější pozornosti, sebekontrolě a rozděluje motorické úkoly na menší části. Poskytuje také vnitřní zpětnou vazbu zprostředkovanou propriocepcí. Aubin, Gagnon a Morin (2014) ve své studii popisují sedmikrokovou palpační metodu, která podporuje rozvoj komplexních palpačních dovedností. V posledních letech je využívána v osteopatickém Centru v Québecu. Tento inovativní přístup k výuce je založen na kognitivním a motorickém učení. Metoda vychází z teorie kognitivní zátěže - Cognitive Load Theory (CLT), což je teorie návrhů výuky, která odráží způsob, jakým zpracováváme informace. Během učení musí být informace uchovávány v pracovní paměti, dokud nebudou dostatečně zpracovány a předány do dlouhodobé paměti. Teorie kognitivní zátěže byla vyvinuta koncem 80. let Johnem Swellerem. Sweller tvrdil, že optimálním výukovým programem lze snížit kognitivní zátěž studentů, která vychází z mentálního úsilí při procesu učení. Proces učení složitých úkolů pak může být omezen, pokud množství informací převyšuje integrační kapacitu lidského mozku. Učení se motorické dovednosti lze zjednodušit snížením kognitivní zátěže. Je známo, že pracovní paměť je schopna pojmout maximálně sedm prvků nebo položek informací najednou. Když je úkol dostatečně opakován, budou různé prvky zpracovávány na takzvaná schémata. Dlouhodobá paměť dokáže zpracovat téměř nekonečný počet informací, jsou-li uspořádány ve schématech. Tvorba, uchování a automatizace schémat jsou základními předpoklady kvalitní výuky. Základem je automatizace motorické složky palpačních úkolů, umožňující dostatečný kognitivní prostor pro percepční vnímání. Mnoho faktorů ovlivňuje formování jednotlivých schémat: zpětná vazba, posloupnost úkolu a sled informací. Aubin et al. (2014) uvádějí sedm kroků, které vedou ke zlepšení palpačních dovedností:

- e) Pohodlná pozice vyšetřujícího k zajištění kvality hmatu,
- f) Anatomická / 3D vizualizace s využitím anatomických modelů
- g) Úroveň, hloubka kontaktu s tkáněmi by neměla být příliš hluboká ani příliš povrchní.
- h) Účel, přesná identifikace záměru vedoucí k požadovanému účinku na tkáň.



- i) Zjištění / zahájení pohybu k mobilizaci struktury, která je testována nebo normalizována, zatímco sledují účinek tohoto pohybu. Tento proces podporuje sebekontrolu, učení a poskytuje vnitřní zpětnou vazbu.
- j) Úprava a zdokonalení pěti předchozích kroků a percepční vnímání. Nově získané motorické automatismy slouží také pro zdokonalení vnímání kvantitativní složky pohybu (amplituda, asymetrie a míra dysfunkce), jakož i kvalitativní složky (povrch, elasticita tkáně, citlivost a reakce na dotek, či tepelné změny tkáně).
- k) Vyhodnocení a aplikace technik: Sedmý krok využívá schopností získaných v prvních šesti krocích. Pro zvýšení vnitřní zpětné vazby by tento krok mohl také zahrnovat porovnání stavu tkání před a po normalizaci.

Implementace této systematické vyučovací metody vycházející z kognitivních, motorických a percepčních teorií se zdá být účinným způsobem ke zlepšení palpačních dovedností nejen studentů ale i terapeutů v manuální terapii.

Lawrence a kolektiv (2016) ve své studii popisují 4 činnosti a pomůcky, které mají zlepšit palpační dovednosti (palpace mincí, napnuté prostěradlo, použití vakuového imobilizéru a váhy). Každá z aktivit je zde prezentována s pokroky palpačních dovedností studenta a poskytují program ke zdokonalení palpačních dovedností. K rozvoji stereognostických dovedností a bimanuální úrovně palpačních dovedností je důležitý trénink i nedominantní končetiny.

Schopnost rozlišovat malé rozdíly v tkáni je obzvlášť důležitá a mnozí začínající kliničtí lékaři mají problémy s interpretací informací přicházejících z jejich prstů během palpce. Jednou z činností podporující schopnost povrchové diskriminace je palpace mincí.

Aktivita s využitím váhy je vynikající pro vývoj konzistentní a přesné techniky mobilizace kloubů. Mnoho měkkých a mobilizačních technik vyžaduje aplikaci rozdílných sil v každé z rukou, například, stabilizační funkce jedné ruky, zatímco druhá mobilizuje. Kompresi pěnové výplně stolu simuluje měkkou tkáň těla. Váha měří sílu potřebnou ke kompresi během simulace mobilizace. Při provádění mobilizace kloubů je důležitá přesnost aplikované síly a umístění rukou, aby se minimalizovalo riziko poranění pacienta za současné maximalizace terapeutického přínosu. Schopnost použít adekvátní síly je důležitá pro splnění obou těchto cílů.

Kromě komprese by palpace měla zahrnovat také schopnost detekovat napětí a omezení pojivových tkání - kůže, podkoží a svalů. Požadovaná aktivita spočívá v detekci knihy umístěné na prostěradle, které se nachází na vyšetřovacím stole. Jiná osoba umístí

těžkou učebnicí na 1 z 9 možných míst (vpředu, uprostřed, vzadu, vlevo, vpravo). Student zahajují činnost tím, že drží konce prostěradla mezi prsty obou rukou a bez zvedání jemně táhne úsek. Cílem je určit umístění knihy se zavřenýma očima při jemném tahu za prostěradlo. Tento úkol učí studenty schopnost rozlišovat napětí a omezení jednotlivých tkání. Jakmile je student schopen správně určit umístění knihy v 8 z 10 pokusů, lze knihu nahradit lehčí učebnicí nebo odborným časopisem. Nižší hmotnost ztěžuje aktivitu.

Také hloubková palpce vyžaduje určitou dovednost během uvolňovacích technik, například, při ischemické kompresi. Aktivita s využitím vakuové tašky s různými předměty pracuje na rozvoji této dovednosti. Úkol spočívá ve vnímání různých tvarů a struktur skrze tašku, ve které jsou 2 dlahy, vzduchová pumpa a spojovací hadice. Cílem je mimo jiné spojit spojit vzduchovou pumpu s dlahou a odstranit vzduch z jedné z nich.

Je důležité, aby studenti také cvičili i s nedominantní končetinou, aby zajistili rozvoj stereognostických dovedností opačné ruky a bimanuální úroveň palpačních dovedností. Schopnost studenta palpovat a získávat informace z různých struktur těla je z hlediska úspěchu zásadní při hodnocení a léčbě pohybových poruch a nemocí. Schopnost rozlišovat jemné rozdíly v měkkých tkáních určuje rozdíl mezi úspěšným a neúspěšným zásahem. Vzhledem k důležitosti palpačních dovedností v praxi, by měl být nácvik stereognozie součástí vzdělávacích programů terapeutů. Zde popsaná stereognostická cvičení mohou sloužit k rozvoji palpačních dovedností, schopností a důvěry v sebe samé. Lawrence et al. (2016) jsou toho názoru, že by zde prezentované techniky mohly být integrovány do akademického programu pro výuku palpačních schopností studentů.

## 9 ZÁVĚR

Páteř je důležitou osou našeho těla a fyziologické zakřivení páteře umožňuje rovnoměrné rozložení sil působících na páteř. Komplexní diagnostika páteře zahrnuje klinické vyšetření a vyšetření zobrazovacími metodami. Zobrazovací metody, zejména RTG vyšetření, stále představují zlatý standard v diagnostice skoliotických deformit páteře. Neinvazivní způsob vyšetření tvaru páteře umožňuje systém DTP-3, který snímá projekce anatomických bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby pomocí mechanického polohového snímače. Výhodou systému DTP-3 je dostatečná přesnost získaných dat ze sledovaných bodů. Technická přesnost polohového snímače umožňuje měřit polohy vyznačených bodů se střední chybou měření 0,5 mm. Nevýhodou může být samotné označení napalpovaných bodů, což vyžaduje určitou zkušenost a cvik.

V našem výzkumu jsme se pokusily doplnit znalosti o nepřesnostech způsobené palpací anatomických bodů. V tomto ohledu se jednalo o první studii zabývající se reliabilitou mezi hodnotiteli. Hodnoty ICC byly trvale vyšší pro křivky v sagitální rovině a pohybovaly se od 0,72 do 0,86. Pro proměnné v sagitální rovině se hodnoty ICC pohybovaly v rozmezí 0-0,67. Příčina nízké reliability určitých proměnných mohla nastat z několika důvodů. Z výsledků našeho výzkumu lze usuzovat, že zdrojem nepřesnosti mohla být odlišná palpce anatomických bodů. Lidský faktor je všeobecnou slabinou metod, pracujících na principu manuálního měření. Na konec je třeba zmínit stoj probanda, který může mít zásadní vliv na výsledná data. Stoj byl ve výzkumu zajištěn pomocí fixačního rámu, který omezoval větší titubace, nikoli ovšem polohu stoje. V neposlední řadě nelze opomenout únavu probanda.

Existují názory, že metody kvantitativního hodnocení snímků jsou nejcennější, pokud jsou zcela automatizované nebo vyžadují minimální manuální intervenci, tedy lidský faktor. Kvantitativní hodnocení může být limitováno nejen technickými nedostatky zobrazovacích technik, ale i samotnými hodnotiteli provádějící měření. Proto je vývoj automatizovaného počítačového měření důležitým tématem výzkumu, který by v budoucnu mohl poskytnout spolehlivé, kvantitativní hodnocení zakřivení páteře

## 10 SOUHRN

Zakřivení páteře je jedním z nejvýznamnějších parametrů v hodnocení deformit páteře. Základem klinického vyšetření páteře je fyzikální vyšetření, zejména aspekce a palpáce. Schopnost palpáce je velmi variabilní a vyžaduje znalost topografické anatomie. V manuální medicíně je palpáce považována za klíčovou dovednost, která má z hlediska diagnostiky zásadní význam. Správnou interpretaci lze naučit pouze praxí, proto je důležité, aby byla dostatečně rozvíjena a zdokonalována. Ve světě techniky nacházíme velké množství metod pro hodnocení křivky páteře. Jednou z alternativních metod je systém DTP-3, který snímá projekce anatomických bodů na kůži vyšetřované osoby pomocí mechanického polohového snímače. Výhodou systému DTP-3 je jeho relativní jednoduchost a přesnost. Systém dokáže zachytit křivku celé páteře, a to ve frontální i sagitální rovině během jednoho měření.

V diplomové práci jsme se zabývaly reliabilitou mezi hodnotiteli, v anglickém jazyce inter-rater reliability, při měření délkových parametrů páteře systémem DTP-3. Výzkumný soubor byl tvořen vysokoškolskými studenty. Do výzkumného souboru bylo zařazeno 15 osob (12 žen a 3 muži), v průměru ve věku  $23,9 \pm 1,8$  let, tělesné výšky  $170,4 \pm 10,5$  cm a hmotností  $64,6 \pm 12,0$  kg. Průměrná hodnota BMI probandů byla  $22,2 \pm 3,0$  kg/m<sup>2</sup>. Měření probíhalo ve stoji. Pro snížení titubací byl použit fixační rám. Napalповané a označené trnové výběžky obratlů C2 až L5, akromiony a horní zadní spiny byly snímány systémem DTP-3 a zaznamenány v počítačovém programu, který z naměřených bodů vyhodnotil křivku páteře ve frontální a v sagitální rovině. Krční páteř byla vyhodnocena z úseku C3-Th1, hrudní páteř z oblasti Th1-Th12 a bederní páteř z úseku Th12- L5.

K hodnocení reliability byl použit koeficient vnitrotřídní korelace (ICC) a párový t-test. Tento test hodnotil systematické chyby mezi hodnotiteli. Statisticky významnou hodnotu jsme naměřili pro zakřivení bederní páteře ve frontální rovině, konkrétně 0,035 ( $P < 0,05$ ). Hodnoty ICC mezi hodnotiteli byly trvale vyšší pro křivky v sagitální rovině a pohybovaly se od 0,72 do 0,86, což poukazuje na střední až velmi silnou reliabilitu. Naopak v případě zakřivení krční páteře ve frontální rovině hodnota ICC dosáhla 0, tedy žádné reliability. Z výsledků Bland Altmanových grafů nejnižších hodnot náhodné odchylky dosahovala proměnná „frontální hloubka C páteře“. Naopak náhodná odchylka krční lordózy dosahovala hodnoty  $\pm 20,2$  mm. Vysoké hodnoty byly také zjištěny v případě bederní lordózy a hrudní kyfózy, přesněji  $\pm 17,4$  mm a  $\pm 16,2$  mm.

## 11 SUMMARY

The spinal shape is one of the most important parameters in the evaluation of spinal deformities. Physical examination – especially aspection and palpation - constitute the basis of clinical examination of the spine. Palpation skills are fundamental for diagnosis in manual medicine. However, the ability to palpate is very variable and requires knowledge of topographic anatomy. Correct interpretation of palpation can be only learned through practice, so it is important that it is sufficiently developed. In the world of technology, we can find a number of methods for evaluating the spinal shape. One of the non-invasive methods is the DTP-3 system, which captures projections of anatomical points on the skin of the examined person by using a mechanical position sensor. The benefit of the DTP-3 system is its relative simplicity and accuracy. The system can measure the spinal shape in the frontal and sagittal planes during one measurement.

In this thesis we assess the reliability between evaluators when measuring the length parameters of the spine using the DTP-3 system. The research group consisted of a group of 15 university students (12 women and 3 men), with an average age of  $23.9 \pm 1.8$  years, a body height of  $170.4 \pm 10.5$  cm and a weight of  $64.6 \pm 12.0$  kg. The mean BMI of the probands was  $22.2 \pm 3.0$  kg/m<sup>2</sup>. The measurement was performed in a standing position and a fixation frame was used to reduce body movement. The vertebrae C2 to L5 were palpated and marked, acromions and posterior superior iliac spine were scanned by the DTP-3 system and transmitted into a computer program, where the curve of the spine in the frontal and sagittal plane was created. The curve of the cervical spine was made from the C3-Th1 section, the thoracic spine from the Th1-Th12 area and the lumbar spine from the Th12-L5 section. The intra-class correlation coefficient (ICC) and paired *t*-test were used to assess reliability. T-test assessed systematic errors between raters.

We observed a statistically significant value for the curve of the lumbar spine in the frontal plane, specifically 0.035 ( $P < 0.05$ ). ICC values were constantly higher for the curves in sagittal plane and ranged from 0.72 to 0.86, indicating moderate to very strong reliability. On the contrary the ICC value for the cervical curve in the frontal plane reached 0, indicating no reliability. In the Bland Altman's graphs the lowest values of the random deviation were found in the variable "Frontal depth of C spine". In contrast, the random deviation of cervical lordosis was  $\pm 20.2$  mm. High values were also found for lumbar lordosis and thoracic kyphosis, more precisely  $\pm 17.4$  mm and  $\pm 16.2$  mm.

## 12 REFERENČNÍ SEZNAM

Adam, C., & Dougherty G. (2011) Applications of Medical Image Processing in the Diagnosis and Treatment of Spinal Deformity. In: Dougherty G. (eds) Medical Image Processing. Biological and Medical Physics, Biomedical Engineering. Springer, New York, NY

Agur, A. M. R., & Dalley, A. F. (2009). Grant's Atlas of Anatomy. 12th ed. Lipincott Williams & Wilkins; Pennsylvania, PA, USA: p. 841.

Álvarez García de Quesada, L. I., & Núñez Giralda, A. (2011). Escoliosis idiopática. *Pediatría Atención Primaria*, 13(49), 135-146. Recuperado en 02 de mayo de 2020, de [http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1139-76322011000100014&lng=es&tlng=es](http://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1139-76322011000100014&lng=es&tlng=es).

Amatachaya, P., Wongsas, S., Sooknuan, T., Thaweewannakij, T., Laophosri, M., Manimanakorn, N., & Amatachaya, S. (2016). Validity and reliability of a thoracic kyphotic assessment tool measuring distance of the seventh cervical vertebra from the wall. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 35, 30-36. <http://dx.doi.org/10.1016/j.hkpj.2016.05.001>

Anandacoomarasamy, A., Caterson, I., Sambrook, P., Fransen, M., & March, L. (2008). The impact of obesity on the musculoskeletal system. *International journal of obesity* (2005), 32(2), 211-222. <https://doi.org/10.1038/sj.ijo.0803715>

Aubin, A., Gagnon, K., & Morin, C. (2014). The seven-step palpation method: A proposal to improve palpation skills. *International Journal of Osteopathic Medicine*, Volume 17, Issue 1, 66 - 72

Barrett, E., McCreesh, K., & Lewis, J. (2013). Intrarater and interrater reliability of the flexicurve index, flexicurve angle, and manual inclinometer for the measurement of thoracic kyphosis. *Rehabilitation research and practice*, 475870. <https://doi.org/10.1155/2013/475870>

Bartůšek, D. (2004). Diagnostické zobrazovací metody pro bakalářské studium fyzioterapie a léčebné rehabilitace. Brno: Masarykova univerzita v Brně, ISBN 80-210-3537-4.

Berdishevsky, H., Lebel, V. A., Bettany-Saltikov, J., Rigo, M., Lebel, A., Hennes, A., ... Durmala, J. (2016). Physiotherapy scoliosis-specific exercises a comprehensive review of seven major schools. *Scoliosis and Spinal Disorders*, 11(20). doi: 10.1186/s13013-016-0076-9

Berryman, F., Pynsent, P., Fairbank, J., & Disney, S. (2008). A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 17(5), 663-672. <https://doi.org/10.1007/s00586-007-0581-x>

Bonagamba, G. H., Coelho, D. M., & Oliveira, A. S. (2010). Inter and intra-rater reliability of the scoliometer. *Rev Bras Fisioter* 14(5), 432-437. <http://dx.doi.org/10.1590/S1413-35552010005000025>

Boven, R. W., & Hamilton, R. W. (2000). Kauffman RH, Keenan JP, Pascual-Leone A. Tactile spatial resolution in blind raille readers. *Neurology*, 54:2230-6.

Cramer, G. D., Bakkum, B. W. (2014). *Microscopic Anatomy of the Zygapophysial Joints, Intervertebral Discs, And Other Major Tissues Of The Back in Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord, and Ans (Third Edition)*, 2014. Oline; Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/topics/medicine-and-dentistry/ligamentum-flavum>

Čihák, R. (2001). *Anatomie 1*. Praha: Grada publishing.

Dael, N., Mortillaro, M., Scherer, K., R. (2012). Emotion expression in body action and posture. *Emotion*; 12(5):1085-101.

Dobeš, M., Michková, M., Pospíšil, P., Vlček, J., Čentík, M. (2011). *Diagnostika a terapie funkčních poruch pohybového systému (manuální terapie) pro fyzioterapeuty*. 1. vyd. Horní Bludovice: Domiga, s.r.o. 76 s. ISBN 978-80-902222-4-3.

Dubousset, J., Ovadia, D., Leitner, J., Fragniere, B., Rigo, M., & Dickman, D. (2003). A non-invasive approach for scoliosis assessment. *Proceedings of the NASS 18th Annual Meeting / The Spine Journal* 3. 67-171S. doi: 10.1016/S1529-9430(03)00369-3

Dylevský, I. (2009). *Funkční anatomie*. Praha: Grada, 2009. ISBN 978-80-247-3240-4.

Ernst, M. J., Rast, F. M., Bauer, CH. M., Marcar, V. L., & Kool, J. (2013). Determination of thoracic and lumbar spinal processes by their percentage position between C7 and the PSIS level. *BMC Research Notes* 6(58). doi: 10.1186/1756-0500-6-58

Fabris de Souza, S. A., Faintuch, J., Valezi, A. C., Sant'Anna, A. F., Gama-Rodrigues, J. J., de Batista Fonseca, I. C., & de Melo, R. D. (2005). Postural changes in morbidly obese patients. *Obesity surgery*, 15(7), 1013-1016. <https://doi.org/10.1381/0960892054621224>

Frost, B. A., Camarero-Espinosa, S., & Foster, E. J. (2019). Materials for the Spine: Anatomy, Problems, and Solutions. *Materials* (Basel, Switzerland), 12(2): 253. <https://doi.org/10.3390/ma12020253>

Goldreich, D., & Kanics, I. M. (2006). Performance of blind and sighted humans on a tactile grating detection task. *Percept Psychophys*, 68:1363-71.

Goldreich, D., & Kanics, I., M. (2003). Tactile acuity is enhanced in blindness. *J Neurosci*, 23:3439-45.

Gross, J., M., Fetto, J., Supnick. E., R. (2005). Vyšetření pohybového aparátu: překlad druhého anglického vydání. Vyd. 1. Praha: Triton, 599 s. ISBN 80-725-4720-8

Habibi, Z., Maleki, F., Meybodi, A. T., Mahdavi, A., & Saberi, H. (2014). Lumbosacral sagittal alignment in association to intervertebral disc diseases. *Asian spine journal*, 8(6), 813-819. <https://doi.org/10.4184/asj.2014.8.6.813>

Haladová, E. & Nechvátalová, L. (2010). Vyšetřovací metody hybného systému. Vyd. 3., nezměn. Brno: Národní centrum ošetřovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, ISBN 9788070135167.

Haughton, V. M, Rogers, B., Meyerand, M., E., Resnick, D., K. (2002). Measuring the axial rotation of lumbar vertebrae in vivo with MR imaging. *AJNR Am J Neuroradiol*. 23(7):1110-6.

He, J.W., Yan, Z.H., Liu, J., Yu, Z.K., Wang, X.Y., Bai, G.H., Ye, X.J., & Zhang, X. (2009). Accuracy and Repeatability of a New Method for Measuring Scoliosis Curvature. *Spine*, 34(9), 323-329. doi: 10.1097/BRS.0b013e31819b2504.

Hinman, M. (2004). Comparison of thoracic kyphosis and postural stiffness in younger and older women. *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*. 4. 413-7. 10.1016/j.spinee.2004.01.002.

Hinman, M. (2004). Interrater reliability of flexicurve postural measures among novice users. *Journal of Back and Musculoskeletal rehabilitation*. 17. 33-36. 10.3233/BMR-2004-17107.

Hornig, M. H., Kuok, C. P., Fu, M. J., Lin, C. J., & Sun, Y. N. (2019). Cobb Angle Measurement of Spine from X-Ray Images Using Convolutional Neural



- Network. Computational and mathematical methods in medicine, 2019, 6357171. <https://doi.org/10.1155/2019/6357171>
- Chan, Y. H. (2003). Biostatistics 104: correlational analysis. *Singap Med J*; 44(12):614-619
- Iorio, J. A., Jakoi, A. M., & Singla, A. (2016). Biomechanics of Degenerative Spinal Disorders. *Asian spine journal*, 10(2), 377-384. <https://doi.org/10.4184/asj.2016.10.2.377>
- Izzo, R., Guarnieri, G., Guglielmi, G., & Mutoa, M. (2013). Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability. *European Journal of Radiology*, 82(1); 118-126. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2012.07.024>
- Kamp, R., Moeltner, A., & Harendza, S. (2019). “Princess and the pea” - an assessment tool for palpation skills in postgraduate education. *BMC Medical Education*;19,177, <https://doi.org/10.1186/s12909-019-1619-6>
- Kennett, S., Taylor-Clarke, M., & Haggard, P. (2001). Noninformative vision improves the spatial resolution of touch in humans. *Current biology: CB*, 11(15), 1188-1191. [https://doi.org/10.1016/s0960-9822\(01\)00327-x](https://doi.org/10.1016/s0960-9822(01)00327-x)
- Kerr, C. E., Shaw, J. R., Wasserman, R. H., Chen, V. W., Kanojia, A., Bayer, T., & Kelley, J. M. (2008). Tactile acuity in experienced Tai Chi practitioners: evidence for use dependent plasticity as an effect of sensory-attentional training. *Experimental brain research*, 188(2), 317-322. <https://doi.org/10.1007/s00221-008-1409-6>
- Kim, D. I. (2016). PREFACE: How Dangerous Are X-ray Studies That We Undertake Every Day?. *Journal of Korean medical science*, 31 Suppl 1(Suppl 1), S2-S3. <https://doi.org/10.3346/jkms.2016.31.S1.S2>
- Kim, D., Cho, M., Park, Y., & Yang, Y. (2015). Effect of an exercise program for posture correction on musculoskeletal pain. *Journal of physical therapy science*, 27(6), 1791-1794. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.1791>
- Knott, P., Mardjetko, S., Lamborne, D., Stemer, J., & Strasburg, A. (2009). The influence of examiner experience on the reliability of surface topography measurements in patients with AIS. *Scoliosis*, 4(Suppl 2), O14. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-4-S2-O14>
- Kolář, P. (2009). *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, ISBN 978-80-7262-657-1.
- Kolář, P., & Máček, M. (2016). *Základy klinické rehabilitace*. Praha: Galén, [2015]. ISBN 9788074922190

Kolisko, P. (2005). Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1,2. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. ISBN 80-244-0959-3.

Kuroki, H., Nagai, T., Chosa, E., & Tajima, N. (2018). School scoliosis screening by Moiré topography - Overview for 33 years in Miyazaki Japan. *Journal of orthopaedic science: official journal of the Japanese Orthopaedic Association*, 23(4), 609-613. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2018.03.005>

Lakshmi, V. V., Deepika, J., & Logeswari, S. (2018). Evaluation of thoracic kyphosis and lumbar lordosis among vdt workers and kitchen workers.

Langmajerová, J., Bursová, M., Dvořáková, J., & Müllerová, D. (2012). Monitoring of the Development of Spinal Shape and Static Properties in Children of Primary School Age Using Somatometric Method: DTP Diagnostic System. *Hygiena*, 57(4):144-148.

Lawrance, S. E., Voll, C. A., & Jochum, J. E. (2016). Enhancing Palpation Skills Through the Use of Stereognosis Drills. *Athletic Training Education Journal*. 2016; 11 (3): 146-151. doi: 10.4085/1103146.

Lee, K. M., Lee, J., Chung, C. Y., Ahn, S., Sung, K. H., Kim, T. W., Lee, H. J & Park, M. S. (2012). Pitfalls and Important Issues in Testing Reliability Using Intraclass Correlation Coefficients in Orthopaedic Research. *Clin Orthop Surg*. Jun;4(2):149-155. <https://doi.org/10.4055/cios.2012.4.2.149>

Lewit, K. (1996). Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 4., přeprac. a rozš. vyd. Leipzig: J.A. Barth, c. ISBN 3335004019.

Lewit, K. (2003). Manipulační léčba v myoskeletální medicíně. 5. přeprac. vyd. Praha: Sdělovací technika ve spolupráci s Českou lékařskou společností J. E. Purkyně, ISBN 80-86645-04-5.

Lirette, L. S., Chaiban, G., Tolba, R., & Eissa, H. (2014) Coccydynia: an overview of the anatomy, etiology, and treatment of coccyx pain. *Ochsner J*; 14(1):84-7.

Lovett, R. W. (1900). Movements Of The Normal Spine In Their Relation To Scoliosis. *Journal. Boston Society of Medical Sciences*, 4(9), 243.

Mannion, A., Knecht, K., Balaban, J., E., & Grob, D. (2004). A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability

of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine J*, 13:122-36.

Martín Piñero, Bismarck, Álvarez Vargas, Juan Manuel, Rojas Proenza, Odalis, Triana Guerra, Iliomar, & Argota Claro, Ritsel. (2014). Enfoque actual en la rehabilitación de la escoliosis. *Correo Científico Médico*, 18(1), 89-99. Recuperado en 07 de abril de 2020, de [http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1560-43812014000100011&lng=es&tlng=es](http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1560-43812014000100011&lng=es&tlng=es).

Melhem, E., Assi, A., El Rachkidi, R., & Ghanem, I. (2016). EOS<sup>®</sup> biplanar X-ray imaging: concept, developments, benefits, and limitations. *J Child Orthop*, 10:1-14. <https://doi.org/10.1007/s11832-016-0713-0>

Merz, O., Wolf, U., Robert, M., Gesing, V., & Rominger, M. (2012). Validity of palpation techniques for the identification of the spinous process L5. *Manual Therapy*, 18, 333-338. doi: 10.1016/j.math.2012.12.003

Merz, O., Wolf, U., Robert, M., Gesing, V., & Rominger, M. (2013). Validity of palpation techniques for the identification of the spinous process L5. *Manual therapy*, 18(4), 333–338. <https://doi.org/10.1016/j.math.2012.12.003>

Mieritz, R. M., & Kawchuk, G. N. (2016). The Accuracy of Locating Lumbar Vertebrae When Using Palpation Versus Ultrasonography. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 39(6), 387–392. <https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2016.05.001>

Moon, H. H. (2007). The effect of correction exercise program on primary school students with idiopathic scoliosis. *J Sport Leis Stud*, 31: 1033-1041

Moriguchi, C. S., Carnaz, L., Silva, L. C., Salazar, L. E., Carregaro, R. L., Sato, T., & Coury, H. J. (2009). Reliability of intra- and inter-rater palpation discrepancy and estimation of its effects on joint angle measurements. *Manual therapy*, 14(3), 299-305. <https://doi.org/10.1016/j.math.2008.04.002>

Nedělka, T., Nedělka, J., Schlenker, J., Mazanec, R. (2011). Neuropatická komponenta chronických bolestí bederní páteře. *Neurol. praxi* 2011; 12(2): 104-109. Dostupné z: <https://www.neurologiepropraxi.cz/pdfs/neu/2011/02/08.pdf>

- Nyberg, R. E., & Russell Smith, A. R. (2013). The science of spinal motion palpation: a review and update with implications for assessment and intervention. *The Journal of manual & manipulative therapy*, 21(3):160-167. doi:10.1179/2042618613Y.0000000029
- Okpala F. (2014). Measurement of lumbosacral angle in normal radiographs: a retrospective study in southeast Nigeria. *Annals of medical and health sciences research*, 4(5), 757-762. <https://doi.org/10.4103/2141-9248.141548>
- Opavsky, J. (2011). *Bolest v ambulantní praxi*. Praha: Maxdorf
- Ovadia, D., Bar-On, E., Fragnière, B., Rigo, M., Dickman, D., Leitner, J., Wientroub, S., & Dubousset, J. (2007). Radiation-free quantitative assessment of scoliosis: a multi center prospective study. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 16(1), 97-105. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-0118-8>
- Oxland, T. R. (2016). Fundamental biomechanics of the spine--What we have learned in the past 25 years and future directions. *J Biomech*, 49(6): 817-832. Published online 2015 Nov 30. doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.10.035
- Pan, Y., Chen, Q., Chen, T., Wang, H., Zhu, X., Fang, Z., & Lu, Y. (2019). Evaluation of a computer-aided method for measuring the Cobb angle on chest X-rays. *Eur Spine J*, 28, 3035-3043. <https://doi.org/10.1007/s00586-019-06115-w>
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *Journal of Spinal Disorders*, (5): pp. 383-389.
- Patias, P., Grivas, T. B., Kaspiris, A., Aggouris, C., & Drakoutos, E. (2010). A review of the trunk surface metrics used as Scoliosis and other deformities evaluation indices. *Scoliosis*, 5(12). <https://scoliosisjournal.biomedcentral.com/articles/10.1186/1748-7161-5-12>
- Phillips, D. R., Barnard, S., Mullee, M. A., & Hurley, M. V. (2009) Simple anatomical information improves the accuracy of locating specific spinous processes during manual examination of the low back. *Man Ther*, 14(3): 346-350
- Phiri, P., Krejci, J. & Salinger, J. (2009). Assessment of the influence of examination postures on postural stability by means of the DTP-3 diagnostic system. *Acta Univ Palacki Olomuc Gymn*. 39(2); 43 - 52.

Pino, L., Mínguez, M., Cibrian, R., Anda, O., Palmer, M., & Gomar, F. (2015). Métodos no radiológicos para la valoración de las deformidades del raquis. *Revista Española de Cirugía Osteoarticular*; 262, (50): 99-107

Poděbradská, R. (2018). *Komplexní kineziologický rozbor: funkční poruchy pohybového systému*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-271-0874-9.

Post, R. B., & Leferink, V. J. (2004). Spinal mobility: Sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 124. 187-92. 10.1007/s00402-004-0641-1.

Post, R. B., & Leferink, V., J. (2004). Spinal mobility: Sagittal range of motion measured with the SpinalMouse, a new non-invasive device. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 124. 187-92. 10.1007/s00402-004-0641-1.

Rašev, E. (1992). *Škola zad. Ilustrace Petr Pačes*. Praha: Direkta, 222 s. ISBN 80-900-2726-1.

Repko, M. (2017). Nejčastější vady páteře u dětí školního věku. *Pediatr. praxi*, 18(4), 212-218. doi: 10.36290/ped.2017.040.

Repko, M., Krbec, M., Šprláková-Puková, A., Chaloupka, R., & Neubauer, J. (2007). Zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit páteře. *Ces Radiol*, 61(1): 74-79. Dostupné z: [http://cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701\\_74.pdf](http://cesradiol.cz/dwnld/CesRad0701_74.pdf)

Robinson, R., Robinson, H. S., Bjørke, G., Kvale, A. (2009). Reliability and validity of a palpation technique for identifying the spinous processes of C7 and L5. *Man Ther*, 14(4):409-414. doi:10.1016/j.math.2008.06.002

Roussouly, P., & Nnadi, C. (2010). Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 19(11), 1824-1836. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1476-9>

Roussouly, P., & Nnadi, C. (2010). Sagittal plane deformity: an overview of interpretation and management. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 19(11), 1824-1836. <https://doi.org/10.1007/s00586-010-1476-9>

Roussouly, P., & Pinheiro-Franco, J. L. (2011). Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 20 Suppl 5(Suppl 5), 609-618. <https://doi.org/10.1007/s00586-011-1928-x>

Roussouly, P., Gollogly, S., Berthonnaud, E., & Dimnet, J. (2005). Classification of the normal variation in the sagittal alignment of the human lumbar spine and pelvis in the standing position. *Spine*. 30(3):346-353. doi: 10.1097/01.brs.0000152379.54463.65.

São-Romão-Preto, L., Santos, A., Rodrigues, V., Quitério, N., Pimentel, M., & Aguilera-Manrique, G. (2015). Photogrammetric Analysis of Posture and Associated Risk Factors in School-Aged Children and Adolescents. *Revista de Enfermagem Referência. IV Série*. 31-40. 10.12707/RIV14051.

Schmid, S., Studer, D., Hasler, C., Romkes, J., Taylor, W. R., Brunner, R., & Lorenzetti, S. (2015). Using Skin Markers for Spinal Curvature Quantification in Main Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis: An Explorative Radiographic Study. *Plos One*, 10(8). doi: 10.1371/journal.pone.0135689

Schultz, S. M., Jacobs, M. M., Gorgos K. S., Wasyluk, N. T., Hanrahan, S., & Van Lunen B. L. (2015). Reliability of Entry Level Athletic Trainers Palpation Skills of Bony Anatomical Landmarks in the Lumbopelvic Region. *Athletic Training Education Journal*, 10, 296-301. doi: 10.4085/1004296

Stevens, J. C., Alvarez-Reeves, M., Dipietro, L., Mack, G. W., Green, B. G. (2003). Decline of tactile acuity in aging: a study of body site, blood flow, and lifetime habits of smoking and physical activity. *Somatosens Mot Res*, 20:271-9.

Sutton, C., Nono, L., Johnston, R. G., & Thomson, O. P. (2013). The effects of experience on the inter-reliability of osteopaths to detect changes in posterior superior iliac spine levels using a hidden heel wedge. *Journal of bodywork and movement therapies*, 17(2), 143–150. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2012.07.005>

Swartz, E. E., Floyd, R. T., & Cendoma, M. (2005). Cervical spine functional anatomy and the biomechanics of injury due to compressive loading. *J Athl Train*. 40(3):155-61.

- Taweetanalarp, S., & Purepong, N. (2015). Comparison of lumbar spinal angle between normal body mass index and overweight young adults. *Journal of physical therapy science*, 27(7), 2343-2346. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2343>
- Teixeira, F. A., & Carvalho, G. A. (2007). Reliability and validity of thoracic kyphosis measurements using flexicurve method. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 11(3), 199-204. <https://doi.org/10.1590/S1413-35552007000300005>
- Vargas Sanabria, M. (2012). Anatomía y exploración física de la columna cervical y torácica. *Medicina Legal de Costa Rica*, 29(2), 77-92. Recuperado en 02 de mayo de 2020, de [http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S1409-00152012000200009&lng=es&tlng=es](http://www.scielo.sa.cr/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1409-00152012000200009&lng=es&tlng=es).
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita. Část 1. Rehabilitace a fyzikální lékařství. 9. 115-121.
- Vařeka, I. Skolióza ve fyzioterapeutické praxi, *Fyzioterapie* [online]. 2000. Dostupné z: [http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/pednaky/prezentace/cat\\_view/60-prezentace-a-dali-vyukove-materialy](http://www.biomechanikapohybu.upol.cz/net/index.php/pednaky/prezentace/cat_view/60-prezentace-a-dali-vyukove-materialy)
- Vařeka, I., & Vařeková, R. (1995). Přehled klinických metod vyšetření stoje a funkčních testů páteře. Olomouc: Vydavatelství Univerzity Palackého, ISBN 80-7067-476-8.
- Vasiliadis, E. S., Grivas, T. B & Kaspiris, A. (2009). Historical overview of spinal deformities in ancient Greece. *Scoliosis*, 4, 6. <https://doi.org/10.1186/1748-7161-4-6>
- Veenstra, L., Schneider, I. K., & Koole, S. L. (2017) Embodied mood regulation: the impact of body posture on mood recovery, negative thoughts, and mood-congruent recall, *Cognition and Emotion*, 31:7, 1361-1376, DOI:10.1080/02699931.2016.1225003
- Véle, F (2006). Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy. 2. Vydání. Praha: Triton; 375s. ISBN 80-7254-837-9.
- Véle, F. (1995). Kineziologie posturálního systému. Praha: Karolinum, 1995. ISBN 80-7184-297-4.
- Véle, F. (1997). Kineziologie pro klinickou praxi. Praha: Grada, 1997. ISBN 80-7169-256-5.
- Véle, F. (2012). Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyziologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci. Praha: Triton, ISBN 978-80-7387-608-1

Vojtíková, L. & Varekova, J. (2016). Hodnocení držení těla v tělovýchovné praxi (II. část) Posouzení stoje při plnění pohybového úkolu. *Tělesná výchova a sport mládeže*. 82. 37-42.

Vojtíková, L., Sobotková, I., & Varekova, J. (2016). Hodnocení držení těla v tělovýchovné praxi (III. část). Možnosti diagnostiky postury s využitím přístrojů. *Tělesná výchova a sport mládeže*. 82. 38-44.

Vrtovec, T., Pernus, F., & Likar, B. (2009). A review of methods for quantitative evaluation of spinal curvature. *European spine journal: official publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, 18(5), 593-607. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-0913-0>

Watanabe, K., Aoki, Y., & Matsumoto, M. (2019). An Application of Artificial Intelligence to Diagnostic Imaging of Spine Disease: Estimating Spinal Alignment From Moiré Images. *Neurospine*, 16(4), 697-702. <https://doi.org/10.14245/ns.1938426.213>

Waxenbaum, J. A., Reddy, V., Williams, C., & Futterman, B. (2020). Anatomy, Back, Lumbar Vertebrae. [Updated 2020 Apr 6]. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2020 Jan-Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK459278/>

White, A. A., & Panjabi, M. M. (1978). The Basic Kinematics of the Human Spine: A Review of Past and Current Knowledge, *Spine: March*. Volume 3(1); p 12-20

Wulf, G., Shea, C., Lewthwaite, R. (2010). Motor skill learning and performance: a review of influential factors. *Med Educ*; 44(1):75-84. doi:10.1111/j.1365-2923.2009.03421.x

Yang, J., Zhang, K., Fan, H., Huang, Z., Xiang, Y., Yang, J., ... Lin, H. (2019). Development and validation of deep learning algorithms for scoliosis screening using back images. *Communications biology*, 2, 390. <https://doi.org/10.1038/s42003-019-0635-8>

Yia, Y., Yoob, S., Leeb, D., & Parkb, D. (2016). Reliability and validity of rasterstereography measurement for spinal alignment in healthy subjects. *Physical Therapy Rehabilitation Science*, 5(1), 22-28. doi: 10.14474/ptrs.2016.5.1.22



# 13 PŘÍLOHY

## Příloha 1 Vyjádření 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.  
Prof. Mgr. Erik Sigmund, Ph. D.  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph. D.

Na základě žádosti ze dne **21. 1. 2020** byl projekt výzkumné práce


Autor (hlavní řešitel): **Be. Michaela Beranová, Be. Anna Wohlgemuthová**  
s názvem **Reliabilita mezi hodnotiteli při měření tvaru páteře systémem DTP-3**

schválen Etickou komisí FTK UP pod jednacím číslem: **31 / 2020**  
dne: **27. 2. 2020**

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

Řešitel projektu splnil podmínky nutné k získání souhlasu etické komise.

Univerzita Palackého v Olomouci  
Fakulta tělesné kultury  
Komise etická  
třída Míru 117 | 771 11 Olomouc

  
za etickou komisí FTK UP  
Mgr. Zdeněk Svoboda, Ph.D.  
člen komise

## **Příloha 2: Vzor informovaného souhlasu**

### Informovaný souhlas

#### **Název studie (projektu): Reliabilita mezi hodnotiteli při měření tvaru páteře systémem DTP-3**

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:

## 14 SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1. Jednotlivé úseky páteře (Horng, Kuok, Fu, Lin, & Sun, 2019) .....	11
Obrázek 2. Klasifikace variace sagitálního zakřivení páteře:.....	17
Obrázek 3. Mechanismus kompenzace progresivní kyfózy: .....	19
Obrázek 4. Hippokratický žebřík pro korekci deformit páteře s hlavou směřující nahoru .....	20
Obrázek 5. Ilustrace hippokratické desky ukazující korekci deformity páteře .....	20
Obrázek 6. Zakřivení páteře dle Raševa (1992) .....	21
Obrázek 7. Matthiasův test hodnotící držení těla (Vojtíková & Vařeková, 2016).....	28
Obrázek 8. Hodnocení držení těla (Jaroš a Lomíček, 1957): .....	29
Obrázek 9. Hodnocení postavení páteře olovnici dle Haladové & Nechvátalové (2011).....	30
Obrázek 10. Parametry pro výpočet indexů (Hinman, 2004):.....	31
Obrázek 11. Asymetrie paravertebrálních valů v předklonu (Haladová & Nechvátalová, 2011) .....	33
Obrázek 12. Fergusonova metoda měření úhlu (Adam & Dougherty, 2011) .....	41
Obrázek 13. Cobbova metoda měření úhlu (Patias et al., 2010) .....	42
Obrázek 14. Postup měření navrhovaného systému (Horng et al., 2019) .....	43
Obrázek 15. A) RTG snímek obratlů, b) Rozčlenění obratlů.....	43
Obrázek 16. Pacient v EOS kabině pro zhotovení snímku.....	45
Obrázek 17. Topografie dle Moiré (Pino et al., 2015) .....	46
Obrázek 18. Odhad polohy obratlových těl pomocí CNN (Watanabe, Aoki & Matsumoto, 2019).....	47
Obrázek 19. Měření Cobbova úhlu z odhadovaného postavení obratlových těl .....	48
Obrázek 20. Úhel rotace obratlů (Watanabe, Aoki & Matsumoto, 2019).....	48
Obrázek 21. Měření metodou Spinal Mouse ve třech polohách (Post & Leferink 2004) .....	52
Obrázek 22. Měření tvaru páteře systémem DTP 3 (Krejčí et al., 2012) .....	54
Obrázek 23. Grafický záznam tvaru páteře při měření systémem DTP-3 .....	60
Obrázek 24. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Hloubka L lordózy“ .....	63
Obrázek 25. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Hloubka Th kyfózy“ .....	63
Obrázek 26. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Hloubka C lordózy“ .....	64
Obrázek 27. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Frontální hloubka L páteře“ .....	64
Obrázek 28. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Frontální hloubka Th páteře“ .....	65
Obrázek 29. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Frontální hloubka C páteře“ .....	65
Obrázek 30. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Rozdíl výšek akromionů“ .....	66
Obrázek 31. Bland-Altmanův graf pro proměnnou: „Rozdíl výšek SIPS“ .....	66