

UNIVERZITA PALACKÉHO V OLOMOUCI
FAKULTA ZRAVOTNICKÝCH VĚD
Ústav fyzioterapie

Kateřina Rudolfová

**IDEÁLNÍ STOJ A JEHO OBJEKTIVIZACE
V KLINICKÉ PRAXI**
Bakalářská práce

Vedoucí práce: Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.

Olomouc 2020

ANOTACE

Typ závěrečné práce:	Bakalářská práce
Název práce:	Ideální stoj a jeho objektivizace v klinické praxi
Název práce v AJ:	Ideal stance and possibilities of its clinical practice objectification
Datum zadání:	2019-11-30
Datum odevzdání:	2020-06-15
Vysoká škola, fakulta, ústav:	Univerzita Palackého v Olomouci Fakulta zdravotnických věd Ústav fyzioterapie
Autor práce:	Kateřina Rudolfová
Vedoucí práce:	Mgr. Radek Mlíka, Ph.D.
Oponent práce:	Mgr. Hana Ondráčková

Abstrakt v ČJ:

Schopnost stoje je pro člověka zásadní a zároveň jedinečná v rámci živočišných druhů. Cílem závěrečné práce je popsat ideální stoj, vysvětlit a popsat pojmy související se stojem – postura, těžiště, posturální stabilita a stabilizace. Práce obsahuje přehled vlivů na posturální stabilitu, rozebírá dopad postavení páteře a pánve na stoj a popisuje, jak může být stoj v klinické praxi objektivizován, zejména pak pomocí přístrojové techniky. Odborné články pro tvorbu práce byly vyhledány na základě anglických ekvivalentů klíčových slov: posturální stabilita, hluboký stabilizační systém, stoj, posturografie, Moiré topografie, rasterstereografie v databázích *PubMed*, *Google Scholar*, *Epistemonikos* a *ScienceDirect*.

Abstrakt v AJ:

The ability to stand is essential for humans and unique among all animal species. The purpose of this thesis is to describe an ideal stance, explain and describe terms related to the stance – posture, centre of gravity, postural stability and stabilization. This thesis provides an overview of the influences that affect postural stability and analyse of how the possible position of the spine and pelvis influence the posture of the body. Some ways of objectification of the position in clinical practice are described, especially those relying on the aid of apparatus technique. The professional publications were searched for in online databases *PubMed*,

Google Scholar, Epistemonikos and ScienceDirect in order to be reviewed with the purpose of finding the matching English terms. The keywords are: postural stability, deep stabilizing system, stance, posturography, Moiré topography and rasterstereography.

Klíčová slova v ČJ: posturální stabilita, hluboký stabilizační systém, stoj, posturografie, Moiré topografie, rasterstereografie

Klíčová slova v AJ: postural stability, deep stabilizing system, stance, posturography, Moiré topography, rasterstereography

Rozsah: 67 stran

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci vypracovala samostatně a použila jen uvedené bibliografické a elektronické zdroje.

Olomouc, 15. června 2020

.....

podpis

PODĚKOVÁNÍ

Chtěla bych poděkovat svému vedoucímu Mgr. Radku Mlíkovi, Ph.D. za trpělivost, ochotu při vedení této práce a věnovaný čas. Dále bych chtěla poděkovat své rodině za podporu během studia.

Obsah

Obsah	6
Úvod	7
1 Postura	8
1.1 Posturální funkce	9
1.1.1 Posturální stabilita	9
1.2 Posturální stabilizace a hluboký stabilizační systém	17
1.2.1 Vnitřní a vnější stabilizace	17
1.2.2 Hluboký stabilizační systém	18
1.2.3 Svaly podílející se na stabilizaci trupu	18
1.2.4 Vnitřní síly a stabilizace	19
1.2.5 Břišní svaly a pánevní dno	20
1.2.6 Bránice	22
1.2.7 Mechanismus zapojení hlubokého stabilizačního systému	24
2 Vzpřímený stoj	25
2.1 Správné držení těla	25
2.1.1 Charakteristika optimálního držení těla	26
3 Páteř a pánev a jejich vliv na stoj	30
3.1 Zakřivení páteře	30
3.2 Pánev	32
4 Objektivní vyšetření stoje pomocí přístrojové techniky	35
1.1 Posturografie	35
1.2 DeskBalance	37
1.3 Povrchová topografie	38
1.3.1 Moiré topografie	38
1.3.2 Rasterstereografie	40
Závěr	43
Referenční seznam	45
Seznam obrázků	64
Seznam tabulek	65
Seznam zkratk	66

Úvod

Stoj je jednou z nejčastějších pozic, kterou můžeme během dne zaujmout a je také součástí mnoha aktivit. Předpokladem pro plnohodnotné zdraví a kvalitní život je správné držení těla. Setkáme-li se u pacienta s dlouhodobě špatnou posturou, můžeme předpokládat přítomnost bolestí a řetězcích se patologií. Předcházet těmto komplikacím je důležité a týká se většiny z nás. Všichni bychom měli vědět, jak optimální stoj vypadá. Důležité je si ozřejmit a pravidelně trénovat správné držení těla ve vzpřímené pozici.

Cílem bakalářské práce je seznámit čtenáře s charakteristikou správného stoje a analyzovat faktory, které jej ovlivňují. Důležitou část tvoří rozbor možností objektivního hodnocení stoje a výhody a nevýhody přístrojových technik.

Tématem první kapitoly jsou posturální funkce. Zejména je rozebrána posturální stabilita, která je zásadní pro udržení těla ve vertikále. Dále je definována posturální kontrola a posturální stabilizace. Není opomenut ani význam hlubokého stabilizačního systému, který musí být pro stabilizaci páteře aktivní. V druhé kapitole jsou probrány náležitosti optimálního stoje, rozdíl mezi vzpřímeným a napřímeným držením a v závěru je zmíněno klinické vyšetření stoje pomocí olovnice. Třetí kapitola je zaměřena na vztah páteře s pánví, jak se navzájem ovlivňují svým postavením a jak se to projeví na celkovém držení těla. Poslední kapitola je věnována objektivizaci stoje. Hodnocení stoje se zaměřuje právě na vyšetření stability. Při něm jsou zaznamenávány výchylky těla, které značí úroveň posturální stability a lze podle nich rozpoznat patologie. Rozdíl mezi dobrou a špatnou posturou ve stoji je možné posoudit klinickými nebo objektivními přístrojovými technikami. Práce poukazuje na hlavní rozdíly mezi nimi a také na jejich pozitiva a negativa. Detailněji jsou rozebrány tyto metody vyšetření: posturografie, DaskBalance, Moiré topografie a rasterstereografie.

K vyhledávání odborných článků ke splnění cílů práce byly použity online databáze PubMed, Google Scholar, Epistemonikos a ScienceDirect. Pro vyhledávání byla použita klíčová slova: posturální stabilita, hluboký stabilizační systém, stoj, posturografie, Moiré topografie, rasterstereografie.

1 Postura

V Cambridgeském slovníku je pojem postura definován jakožto způsob držení jednotlivých částí těla nebo jako jedinečné držení těla při stoji, sedu a v jiných pozicích (Cambridge Dictionaries Online, 2019). Véle (2006, s. 97) při vymezení postury také uvádí, že se jedná o klidovou polohu a je důležité brát na vědomí, že nejde o pasivní držení těla, ale o děj dynamický. Při něm je neustále vyrovnávána pozice pomocí nepatrných jemných pohybů.

Postura tedy neznamená ani stoj, ani sed, nýbrž jde o součást kterékoli statické polohy i dynamického pohybu a je pro něj předpokladem a nezbytností (Kolář, 2009, s. 38; Vařeka, 2002, s. 115–121). Je na počátku pohybu, v průběhu i na jeho konci (Vařeka, 2002, s. 115–121). Její variací je tzv. *stand-by* pozice (pohotovostní), do které se organismus nastaví s první myšlenkou na provedení pohybu. Dalším stupněm je atituda neboli postavení těla těsně před provedením pohybu. Je to postura zaujatá s určitým účelem (Véle, 2006, s. 97).

Dobrá postura přispívá ke kvalitnímu životu. Lidské tělo je vytvořeno tak, aby přirozeně bylo schopné zaujmout fyziologickou funkční posturu (Kendall, 2005, s. 51). Pro takové držení těla platí, že není přítomna bolest, svaly jsou normotonické, svalové smyčky fungují v rovnováze, je zachované fyziologické postavení částí těla ve 3 navzájem sobě kolmých rovinách (Scoppa, 2002 in Carini et al., 2017, s. 11–16). To vše vychází z takového nastavení kloubů, kdy jsou síly působící na kloubní plochy rovnoměrně rozložené a klouby nejsou přetěžovány. Pro zaujetí ideální postury slouží programy centrálního nervového systému (CNS) (Šafářová a Kolář, 2011, s. 177).

Špatná postura se významně podílí na vzniku patologií pohybového systému, které pak lze předpokládat nebo i rozpoznat ze způsobu držení těla (Šafářová a Kolář, 2011, s. 177). Vadné držení lze charakterizovat jako nevyvážený vztah mezi různými částmi těla, který vede ke zvýšenému napětí podpurných orgánů (Kendall, 2005, s. 51). U nefunkční postury je přítomna bolest, může se objevovat dystonie, patologické svalové napětí, svalové řetězce nepracují v rovnováze a je zřetelná porucha postavení těla v rámci prostoru (Scoppa, 2002 in Carini et al., 2017, s. 11–16). Takový stav je v populaci velice častý, nemusí být nutně zapříčiněn ani patologickou strukturou, ani dysfunkcí. Příčina mnohem častěji vychází ze špatných pohybových návyků nebo z jednostranné zátěže bez potřebné kompenzace. Zaujímání patologické postury je rizikovým návykem. Po určité době se totiž rozvíjí porucha struktury i funkce, která se často pojí s bolestí. Mimo to se snižuje i stabilita těla (Kendall,

2005, s. 51). Proti vzniku těchto komplikací by mohl pomoci trénink a snaha zaujímat správné držení těla (Šafářová a Kolář, 2011, s. 177).

Biomechanické, anatomické a neurofyziologické funkce jsou základem pro charakteristiku ideální postury. Když budou chápány jako celek, lze následně vytvořit její ideální definici. Nutně však s nezanedbatelným ohledem na morfologický vývoj člověka (Kolář, 2009, s. 36).

Často je postura popisována jen ve statických polohách nebo jen při vyšetření sedu, stoje apod. Pojem však zdaleka není tak omezený. Na jednotlivé pohybové segmenty těla působí vnější síly, v první řadě síla gravitační (Kolář, 2009, s. 38). Tělo reaguje na její působení a na podněty ze zevního prostředí tak, že je neustále aktivní a balancuje v prostoru. Cílem organismu je udržet stálou polohu ve statických i dynamických podmínkách (Scoppa, 2002 in Carini et al., 2017, s. 11–16) a k tomu je nutná aktivita axiálního systému (Vařeka a Dvořák, 1999, s. 84–85).

1.1 Posturální funkce

Posturální funkce (PF) lze charakterizovat jako způsoby zajištění polohy tak, že nedojde k pádu nebo k nezamýšlené změně polohy. PF jsou předpokladem pro zaujetí vzpřímené polohy i v pohybu a také dovolují izolovaný funkční pohyb například horních končetin (HKK) (Véle, 2012, s. 58–59, s. 121–122). Jejich hodnocení je složité kvůli nejednotným pohledům na jejich ideální stav. Zároveň jsou často mylně a nedostatečně hodnoceny jen ve stoje (Kolář, 2009, s. 36). Je důležité hodnotit komplexně celý pohybový systém. Předpokladem pro validní hodnocení je zkušený terapeut a jeho vlastní schopnost vnímat ladnost pohybu (Véle, 2012, s. 59).

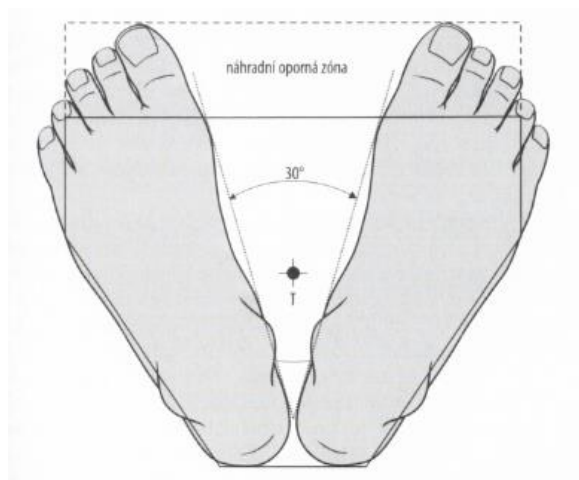
PF jsou plně vyvinuty kolem 11. roku života jedince. Okolo 65. roku a výš se postupně zhoršují (Baker, 1998 in Carini et al., 2017). Kolář (2009, s. 39) je dále dělí na posturální stabilitu (PSt), posturální stabilizaci (PSz) a reaktibilitu.

1.1.1 Posturální stabilita

Tímto pojmem se rozumí schopnost udržet tělo ve stálé poloze. V té odolává působení zevních i vnitřních sil (tíhová, třecí, reakční a setrvačná) takovým způsobem, že nedojde k pádu (Kolář, 2009, s. 39; Vařeka, 2002, s. 115–121). Stability je dosaženo na základě aferentace z proprioreceptorů, která je pak součástí nervosvalové kontroly. Mimo to jsou vyhodnocovány také informace ze somatosenzorického, zrakového a vestibulárního systému (Hertel, 2008 in Yin a Wang, 2020, in press). PSt je tedy řízena CNS, přes který je řízeno napětí svalů.

Na základě tohoto faktu a toho, že pojem stabilita se využívá při popisu výhradně pevných těles, je podle Véleho však vhodnější používat u člověka termín posturální stabilizace (Véle, 2006, s. 102).

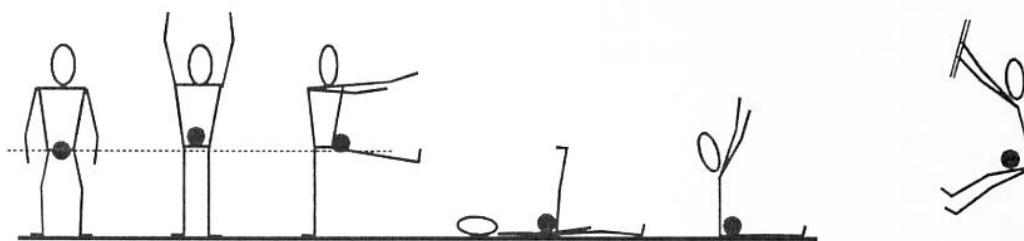
Vlastnosti PSt jsou dány zejména neurofyziologickými a biomechanickými činiteli. Hlavním biomechanickým faktorem je velikost opěrné plochy (Kolář, 2009, s. 39) a od ní odvozené opěrné báze (OB) (Véle, 2012, s. 119). Opěrná plocha je část kontaktu mezi podložkou a tělem, která tvoří a je součástí OB (Vařeka, 2009, s. 119). Ta je tvořena plochami chodidel a prostorem mezi nimi (viz obrázek 1) (Véle, 2012, s. 119). Další důležitou roli hraje těžiště – to ve stoji protíná OB v určitém bodě (Kolář, 2009, s. 39). PSt se přímo odvíjí od jejího rozsahu, tedy čím větší je její velikost, tím bude člověk v poloze stabilnější (Kolář, 2009, s. 39). Stabilizační funkce jedince je pak lepší, pokud stačí k udržení stability co nejmenší báze (Véle, 2012, s. 123). Významná je i hmotnost. Osoby s vyšší hmotností jsou stabilnější. PSt je závislá také na výšce těžiště. Zde se uplatňuje nepřímá úměra, tedy čím výše bude těžiště položeno, tím nižší bude stabilita. Zároveň s rostoucí vzdáleností jeho průmětu v OB od jejího středu klesá stabilita (Kolář, 2009, s. 39).



Obrázek 1 Oporná báze těla, která je tvořena plochami chodidel a prostorem mezi nimi (Véle, 2012, s. 119)

Těžiště je teoretický bod, který zastupuje celé tělo a ve kterém působí na člověka tíhová síla. Při anatomickém stoji bylo těžiště experimentálně zjištěno na přechodu S2 a S3. To se využívá i v praxi, protože zjistit jeho skutečnou pozici je značně náročné (Janura, 2003, s. 14, 15). Jiný názor uvádí Kolář (2009, s. 135), který jeho polohu udává v těsné blízkosti před obratlem Th9.

Umístění těžiště je u obou pohlaví rozdílné, muži jej mají o trochu víc kraniálně. Také u dětí se jeho pozice mění s růstem a nachází se výš. Závisí to na rozdílných velikostních poměrech určitých orgánů dětí a dospělých (Janura, 2003, s. 14–15). Poloha tohoto bodu je tedy individuální, při pohybu se mění a může se nacházet i mimo tělo (viz obrázek 2). Hlavní ale je, že výslednice všech sil, které na tělo působí ve statické poloze, stále směřuje do OB (Kolář, 2009, s. 39–43).



Obrázek 2 Změny polohy těžiště v závislosti na změnách polohy těla (Janura, 2003, s. 15)

Hodnocení posturální stability

Hodnocení PSt je nedílnou součástí vyšetřování motoriky (Véle, 2006, s. 102). Pro hodnocení postury existují tabulkové normy. Ty jsou vytvořené zprůměrováním hodnot zdravých jedinců s dokončeným motorickým vývojem. Problém je, že držení těla je silně individuální a není možné stanovit všeobecně platná kritéria pro stabilitu (Véle, 2012, s. 122).

PSt ve stoji lze hodnotit pomocí Trendelenburgovy zkoušky, která testuje schopnost stabilizace stoje v závislosti na zrakové kontrole a velikosti opěrné plochy (Véle, 2012, s. 122). Vyšetřující svou pozornost zaměřuje na kontinuální vychylovací pohyby těla, kterými je korigován stoj (Kiers et al., 2013, s. 1171–1189). U fyziologických stavů jsou výkyvy minimální až nepostřehnutelné (Véle, 2012, s. 122). V případě patologií se zhoršená stabilita projevuje zvýšenými posturálními výchyly (PV) (Kiers et al., 2013, s. 1171–1189).

K hodnocení PV, a tedy i stability, se měří pohyb Centre of Pressure (COP) (Baker, 1998 in Kitabayashi, 2004, s. 111–118). COP je chápáno jako místo působení vektoru reakční síly podložky (Winter, 1995, s. 193–214). Pozornost je zaměřena na tyto parametry: rychlost PV, frekvence, pohyb v antero-posteriorním směru a v horizontále a rozsah pohybu COP v centimetrech i centimetrech čtverečných (Kitabayashi, 2004, s. 111–118).

Problémy se stabilitou se typicky vyskytují u těchto onemocnění: diabetická neuropatie (Lafond, Corriveau a Prince, 2004, s. 173–178), Parkinsonova choroba (Beuter et al., 2008, s. 65–68), ruptura předního zkříženého vazů v kolenním kloubu (Ihara, Takayama a Fukumoto,

2008, s. 478–482), při low back pain (LBP) (Mazaheri et al., 2013, s. 12–22), po cévní mozkové příhodě (Yu et al., 2008, s. 1133–1139) nebo také po úrazu hlezenního kloubu (Landerson et al., 1996 in Kiers et al., 2013, s. 1171–1189). V případě osob s chronickou instabilitou kotníku při vyšetření pozorujeme, že ve stoji na jedné dolní končetině (DK) trvá získání stability déle než u lidí bez patologie. Monitorování COP ukazuje, že se jeho trajektorie zvětšuje (Pope et al., 2011, s. 154–158). Lepší posturální kontroly (PK) se pacienti snaží dosáhnout kompenzačními pohyby v kyčelním (KYK) a kolenním kloubu (KOK), a to zejména zvýšením flexe (Tropp a Odenrick, 1988 in Pope et al., 2011, s. 154–158). Lepší stabilitu také zajistí předklon trupu, čímž dojde ke snížení polohy těžiště (Gribble a Robinson, 2009, s. 350–355).

Vyšetřování PSt je součástí některých metodik. Příkladem je koncept senzomotorické stimulace, kde se tak děje před zahájením terapie. Stabilita je testována ve stoji na obou dolních končetinách (DKK) se zavřenými očima. Následuje stoj na jedné DK s otevřenými očima a posléze se zavřenými očima. Hodnocení se odvíjí od délky výdrže v poloze. Za dobrou stabilitu považujeme výdrž v každé pozici 10–15 sekund. Předchozí testy jsou prováděny na pevné podložce, pokud je vyšetřovaný zvládá, následuje využití i nestabilního povrchu, tedy měkké podložky. Stabilitu lze vyšetřit i při chůzi dopředu a dozadu, s otevřenými i zavřenými očima (Kolář, 2009, s. 273).

Rovnováha a posturální kontrola

PSt je zajišťována díky rovnováze, a to přes nepřesně označované postojové reflexy (Véle, 1995 in Vařeka, 2002, s. 115–121). PSt a rovnováha jsou zásadní pro plnohodnotný život (Horak, 2006, s. ii7–ii11). Rovnováhu lze rozdělit na statickou, ta zajišťuje stabilitu během klidového nastavení těla (například ve stoji), a dynamickou, která se uplatňuje během jeho pohybu (Baker, 1998 in Carini et al., 2017, s. 11–16).

Od úrovně stability výchozí polohy se přímo odvíjí motorické provedení následných pohybů (Véle, 2006, s. 102). Stabilní výchozí pozici těla zabezpečuje PK, která také koordinuje pohybový záměr a udržuje stabilní polohu těžiště (Ueda a Carpes, 2013 in Andreato et al., 2020, in press). Proto jsou neustále vyhodnocovány informace z vnitřního a vnějšího prostředí (Andreato et al., 2020, in press). PK všeobecně obnovuje rovnovážný stav a funguje jako základ pro motorické funkce (Černá, 2009, s. 75–83). Její optimální fungování je základem pro vykonávání všedních denních činností – ADL (z anglického *Activities of Daily Living*) (Winter et al., 1998, s. 1211–1221).

Správná funkce PK, a tedy i PSt, vychází z náležitého fungování vestibulárního a somatosenzorického systému zahrnujícího zrak, kožní receptory a proprioreceptory (Andersen, Snyder a Stricanne, 1993 in Massion, 1994, s. 877–887). Zaznamenávané informace putují do CNS (do mozkové kůry, mozečku, mozkového kmene a spinální míchy), kde jsou vyhodnoceny (Barker, 1998 in Carini et al., 2017, s. 11–16).

Vestibulární aparát se na udržování rovnováhy podílí skrze vnímání polohy a pohybu hlavy. Otolitové orgány rozpoznávají její pozici vzhledem k působení gravitace. Udržování PSt ztěžují rychlé pohyby hlavy (Glassauer, 1995, s. 37–40). Obdobně na PSt působí i extenze v krční páteři. Předklon ani rotace ji však nijak zásadně neovlivňují (Paloski et al., 2006, s. 315–323).

Kompenzační reakce na ohrožení stability těla je realizována převážně pomocí extenzorových svalů (Černá, 2009, s. 75–83). Tento mechanismus PK nelze označit za reflex, neboť posturální pohyby se opakováním zdokonalují a upravují (Carini et al., 2017, s. 11–16). Nefungují-li vestibulární a somatosenzorický systém fyziologicky, objevují se zvýšené výkyvy těla a aktivita posturálních svalů je patologicky zvýšena (Gori a Firenzuoli, 2005 in Carini et al., 2017, s. 11–16).

Zhoršení PK může mít vážné následky a udává se, že k tomu dochází po 60. roce věku (Laurence a Michel, 2017, s. 185–200). Věk je tedy považován za rizikový faktor pro výskyt pádů (Andreato et al., 2020, in press). Nebezpečí pádů spočívá v možném zapříčinění zranění, bolestivých syndromů, vzniku funkčních omezení, a dokonce může dojít i k úmrtí (Kannus et al., 1999, s. 1895–1899; Kannus et al., 2005, s. 422–424). U osob s tendencí k pádům bylo zjištěno, že během krokového cyklu se zpožďuje aktivace m. gluteus medius. Navíc dochází k opožděnému zapojení i m. tensor fasciae latae a na kontralaterální straně se adduktorové svaly taktéž nekontrahují včas (Brauer, Burns a Galley, 2000, s. M469–M476).

Proto, aby se předešlo zhoršení PK, by mezi pohybové aktivity nejen starších osob bylo vhodné zařadit i trénink rovnováhy. Ten obecně spočívá ve vychylování těžiště z jeho stabilní pozice. První by se mělo začínat s tréninkem rovnováhy statické a následně dynamické. Nejtěžší je reaktivní trénink rovnováhy, kdy na tělo působí rychlé a náhlé zevní síly (Perič a Suchý, 2010, s. 216).

Únava

Pro držení klidného vzpřímeného stoje s co nejmenšími výkyvy je nutná koordinovaná aktivita trupového svalstva (Horak a Nashner, 1986, s. 1369–1381). Jeho únava se negativně projevuje na PK. Ke zvětšení PV dochází při únavě extenzorů bederní páteře (Johanson et al., 2011, s. 2152–2159; Lin et al., 2009, s. 425–434; Pline, Madigan a Nussbaum, 2006, s. 1639–1648; Vuillerme, Anziani a Rougier, 2007, s. 489–494). S únavou přichází i kolísání jejich svalové síly, a tak dojde ke zhoršení PK (Ghamkhar a Kahlaee, 2019, s. 167–174).

Zároveň u unavených svalů dochází ke zhoršení propiocepce, a i toto je jedním z faktorů podílejících se na horší PK (Björklund et al., 2000, s. 361–367). Ačkoli únava extenzorů je velmi zásadní, je PK při klidném stoji negativně ovlivněna i únavou ventrální trupové svaloviny. Zhoršená propiocepce svalů trupu se může projevit ve špatné kontrole pohybů bederní páteře a v pozdní aktivaci stabilizačních svalů podílejících se na korekčních pohybech (Davidson, Magigan a Nussbaum, 2004, s. 183–89).

Často při únavě trupových svalů ve stoji na nerovném povrchu se začne organismus spoléhat více na propioceptivní informace z hlezenního kloubu (Johanson, 2011, s. 2152–2159). Přesto je PK ovlivněna únavou trupového svalstva víc než únavou svalů v oblasti hlezna nebo kolene (Lin et al., 2009, s. 425–434).

Při únavě dochází též ke zpomalenému nervovému přenosu. Se zpožděním pak přichází jak informace do CNS nutné pro řízení PK, tak i pokyny k výkonným svalům. Zvýšené výkyvy pak vznikají v důsledku opoždění povelů pro korigující posturální svaly (Morin et al., 2011, s. 2719–2723). Bylo zjištěno, že svalová únava může přetrvávat i po zlepšení PK. Jednou z možností vysvětlení toho je, že CNS neustále reaguje na změny a mění strategii pro zajištění co nejkvalitnější PK. K tomu využije jiných neunavených svalů a jejich proprioceptorů (Larson a Brown, 2018, s. 13–20).

Zároveň je známo, že při ADL činnostech jsou kvůli stabilizaci těla posturální svaly neustále aktivní. Tato aktivita není fyziologicky příliš vysoká. Z toho vyplývá, že pro lepší stabilizaci je důležitější trénink vytrvalosti než svalové síly (Schomacher a Falla, 2013, s. 360–366). Taková terapie orientovaná na výdrž posturálního svalstva může být přínosná například u osob s diagnózou LBP, při které je prokázána porucha propiocepce (Ghamkhar a Kahlaee, 2019, s. 167–174).

Zrak

Jedním z nejdůležitějších zdrojů informací při udržování vzpřímeného stoje je zrak. Rovněž má význam pro PK (Ritzmann, Gollhofer a Freyler, 2017, s. 1–35).

Zrakový aparát je na změny vnějšího okolí velmi citlivý. Při zavření očí zůstává rovnováha fyziologicky zachována, ale posturální výkyvy se zvyšují (Cooper et al., 2018, s. 1–21). Horší PSt při stoji jak na jedné, tak na obou DKK, se tak projevuje u nevidomých. Větší výkyvy vykazují antero-posteriorním i medio-laterálním směrem. Zároveň jejich svaly na DKK nejsou výrazněji vyvinuté, či silnější než u jedinců využívajících zrak (Parreira, Grecco a Oliveira, 2017, s. 161–167).

Vlastnosti stoje jsou silně ovlivněny tím, co během něj člověk sleduje. Statické body uloženy ve vertikále na stabilitu působí pozitivně. Vliv na PSt u dynamických bodů závisí na směru jejich pohybu. Například při pozorování pohybujícího se bodu ve vertikále směrem dolů se výchyly COP snižují a PSt roste. Kdežto pohybuje-li se fixovaný bod vzhůru, výchyly se zvyšují (Balestrucci et al., 2017, s. 1–12).

Úroveň PSt se odvíjí od kvality aferentace. CNS zpracovává informace ze všech tří zdrojů, ale dle situace se různí, který zdroj je v danou chvíli nejdůležitější. Velmi často je zrak dominantní. Zrakové vjemy mohou být však mylně vyhodnoceny. Jednoduchý příklad je, že sedíme-li ve stojícím vlaku, tak při sledování rozjíždějícího se jiného vlaku, získáme dojem, že se rozjíždí vlak náš. Při takové iluzi se mohou výkyvy našeho těla zvýšit, a to jen na základě špatně vyhodnocené informace ze zrakového aparátu (Massani a Vette, 2016, s. 5365–5366).

Posturální stabilita a ploska

Aferentace z plosky se významně podílí na zajišťování stability. Tyto signály jsou obzvláště důležité pro kompenzační reakce při udržování vzpřímeného stoje (Yümin et al., 2016, s. 2587–2595). Pro jeho stabilitu jsou tyto senzitivní informace významnější než pro chůzi. Jenže s narůstajícím věkem se kvalita informací získaných přes plosku zhoršuje (Machado et al., 2017, s. 30–36; Peters, 2016, s. 1848–1858; Yümin et al., 2016, s. 2587–595). Tento fakt má dle řady studií zabývajících se tímto tématem (Araneda a Solorza, 2013, s. 310–315; Peters, 2016, s. 1848–1858; Toledo a Barela, 2014, s. 493–502) negativní dopad na PSt opět u starších osob. Ünver a Akbaş (2018, s. 288–292) však došli k opačným výsledkům, tedy že žádná souvislost mezi percepčními schopnostmi plosky a horší stabilitou u těchto osob neexistuje.

Negativní vliv na percepci má i vysoké BMI (body mass index). U osob trpících na pády je zhoršená senzitivita na plantární straně palce (Yümin et al., 2016, s. 2587–2595). Horší PSt se pak projevuje více při náročných úkolech než v klidném stoji (Toledo a Barela, 2014, s. 493–502).

Posturální stabilita a pohybová aktivita

Pravidelná fyzická aktivita má i ve vyšším věku pozitivní účinek na stabilitu. Lepší PSt je prokázána u sportovců, záleží ale i na tom, jakou konkrétní sportovní činnost člověk vykonává. Výsledky se také liší u profesionálních a nevrcholových sportovců. Vliv má i délka a frekvence tréninku (Kiers, 2013, s. 1171–1189).

Pomalejší a zároveň menší posturální výkyvy jsou typické pro střelce a šermíře. Během testování u obou skupin sportovců se výkyvy při zavřených očích v porovnání s kontrolní skupinou zvýšily minimálně. Z toho vyplývá, že jak šermíři, tak i střelci, dovedou zajistit kvalitní PSt i bez zrakových vjemů. Proto zřejmě dokáží k zajištění stability lépe využít informace získané propriocepcí a vestibulárním aparátem (Herpin, 2010, s. 165–167).

U fotbalistů jsou výsledky obdobné jako u střelců (Kiers, 2013, s. 1182). V porovnání s basketbalisty a plavci je rozsah PV u fotbalistů menší. Při unipedálním stoji jsou fotbalisté stabilnější než ostatní sportovci a je jedno, zda stojí fotbalista na dominantní nebo nedominantní DK. Je pro ně typická vyšší frekvence výkyvů o nižším rozsahu, z čehož je usuzována lepší stabilita (Matsuda et al., 2008, s. 777–778). V o dva roky mladší studii však Matsuda et al. (2010, s. 754–760) své předešlé závěry o unipedálním stoji popírají. Zjišťují, že větší stabilitou disponují fotbalisté při stoji na nedominantní DK. To si vysvětlují tím, že fotbalisté ke kopání využívají primárně právě dominantní DK a nedominantní jim musí zajistit dobrou stabilitu.

Pro udržování PSt jsou informace získané pomocí zraku dominantní u tanečnicků. Proto se u nich větší PV vyskytují při zavřených očích. Zároveň se lepší stabilita u profesionálních tanečnicků projevuje až při náročnějších činnostech (De Mello et al., 2017, s. 151–155; Hugel, 1999, s. 86–92). V rozporu jsou však Golomer et al. (1999, s. 189–192), kteří tvrdí, že rozhodující je pro tanečnický propriocepce. Výsledky studie Janury et al. (2019, s. 1–12) potvrzují lepší stabilitu tanečnicků při náročnějších úkolech. Během testování byl zkoumán unipedální stoj ve čtyřech variantách, a to na pevné podložce s otevřenými očima a zavřenými očima, na měkké pěnové podložce s otevřenými očima a na pevné podložce po deseti otočkách o 360 stupňů. PSt byla u profesionálních baletních tanečnicků a netrénovaných jedinců podobná

ve všech variantách kromě poslední s otočkami. Zde byl rozdíl signifikantní a tanečníci byli stabilnější.

Podobně jako u tanečníků je zrak dominantní i u cyklistů (Lion et al., 2009, s. 623–630). Ostatní sportovci většinu informací potřebných k udržování stability čerpají prostřednictvím propriocepce či vestibulárního aparátu, což je patrné během vyřazení zrakové kontroly (Kiers, 2013, s. 1171–1189).

1.2 Posturální stabilizace a hluboký stabilizační systém

1.2.1 Vnitřní a vnější stabilizace

Pro to, aby bylo v kloubu zajištěno střední postavení, musí být přítomna vyrovnaná svalová aktivita, napětí ligament a kloubních pouzder. Pak nedochází k přetěžování kloubů ani svalů (Eckmann a Stoddart, 2015, s. 54–68). Na tomto dynamickém procesu se podílí skupina svalů krátkých (segmentová stabilizace) a dlouhých (sektorová stabilizace) (Véle, 2006, s. 103).

Segmentová neboli vnitřní stabilizace je zajišťována krátkými tonickými svaly, které jsou zároveň slabší a v lidském těle jsou uloženy hlouběji a blízko kloubu. Obsahují velmi citlivé proprioceptory a stabilizují jen jeden kloub (Véle, 2012, s. 119–120). Příkladem může být páteř, kde se takové svaly nachází mezi dvěma sousedními obratli (tyto svaly známe pod označením autochtonní). Dalšími příklady těchto svalů jsou zejména zevní rotátory jak KYK, tak i ramenního kloubu (RAK). Jedná se o m. obturatorius externus, m. obturatorius internus, m. quadratus femoris, m. piriformis a m. gemellus superior et inferior u KYK. U RAK jde o m. teres minor, m. infraspinatus, dále m. supraspinatus a vnitřní rotátor m. subscapularis. Aktivita těchto svalů je nepostřehnutelná (Véle, 2006, s. 103). U příkladu RAK jsou to svaly, jejichž úpony se podílí na tvorbě rotátorové manžety. Jejich hlavní funkcí je stabilizace hlavice humeru v kloubní jamce. Aktivitou stabilizačních svalů pak vzniká pevný bod, kolem kterého se pohyby v kloubu odehrávají. Na fázických pohybech se podílejí mohutnější svaly, jako jsou m. deltoideus a m. pectoralis major (Gross, Fetto a Supnick, 2005, s. 200).

Sektorovou neboli vnější stabilizaci vytvářejí svaly delší, tzv. fázické, jsou silné a uloženy blíže k povrchu těla. Pro tyto svaly je primární funkce vytvářet pohyb, kterému dodávají sílu, a to kvůli jejich výhodné poloze vzhledem ke kloubu. Aktivita, kterou se snaží dlouhé svaly udržet vzpřímenou polohu, je již viditelná. Můžeme pozorovat zřejmé výchylky segmentů těla. Cílem korekčních pohybů je dostat těžiště do nejvýhodnější polohy, tedy tak, aby jeho průmět

byl ve středu opěrné báze. V oblasti trupu se na sektorové stabilizaci podílí m. erector trunci (Véle, 2006, s. 103).

1.2.2 Hluboký stabilizační systém

Jelikož je páteř sama o sobě velmi nestabilní, je nutná aktivita hlubokých svalů trupu, které jsou souhrnně označovány jako hluboký stabilizační systém (HSS) páteře (Lederman, 2008, s. 63–73). Aktivita HSS je přítomná při každém pohybu (Perič a Suchý, 2010, s. 214), ale i v pozicích jako je sed a stoj (Kolář a Lewit, 2005, s. 270–275). Axiální systém s pánví a hrudníkem musí být dostatečně stabilizovány, aby vytvořily pevný bod pro pohyb končetin (Kolář, 2006, s. 155–170). Při nedostatečné stabilizaci je pohyb energeticky náročnější a dochází k přetěžování fázických svalů (Perič a Suchý, 2010, s. 214). Aktivace svalů HSS chrání páteř před působením extrémních sil a zároveň jde o automatismus (Kolář a Lewit, 2005, s. 270–275).

1.2.3 Svaly podílející se na stabilizaci trupu

Na stabilizaci trupu se podílí řídicí nervový systém ve spolupráci s aktivními a pasivními strukturami. Mezi pasivní patří ligamenta, fascie, kostěné struktury spolu s klouby, mezi aktivní se řadí svaly (Maaswinkel et al., 2016, s. 18–35; Willardson, 2007, s. 42–49).

Svaly zajišťující výhradně stabilizaci trupu jsou označovány jako lokální svalové stabilizátory (viz tabulka 1, s. 19) a zajišťují segmentální stabilitu. Soubor právě těchto svalů tvoří HSS (Suchomel, 2006, s. 112–124). Jsou zároveň hlouběji uložené a patří mezi ně m. multifidus (MF), který je považován za nejvýznamnější ze svalů páteře, m. interspinalis, m. intertransversalis (Willardson, 2007, s. 42–49), m. transversus abdominis (TA), m. obliquus internus abdominis (OIA) a m. quadratus lumborum (Chang, Lin a Lai, 2015, s. 619–622) a jeho iliovertebrální a kostovertebrální vlákna. K HSS lze zařadit i m. serratus posterior inferior. A hlavně velmi důležité svaly pánevního dna (PD) (Suchomel, 2006, s. 112–124). Na stabilizaci se podílí ale i hrudní a zádové svaly. Ty se aktivizují při nádechu a výdechu. Tedy i u interkostálních svalů lze uvažovat posturální funkci (Véle, 2012, s. 142).

Důležitou funkci plní i svaly, které se nachází více na povrchu a jsou označovány jako globální stabilizátory (viz tabulka 1, s. 19). Ty se podílí na přenosu síly mezi hrudním košem a pánví. Jde o m. rectus abdominis (RA), m. obliquus externus abdominis (OEA), m. erector spinae a m. latissimus dorsi (Willardson, 2007, s. 42–49).

Tabulka 1 Přehled lokálních a globálních stabilizátorů (Chang, Lin a Lai, 2015, s. 619–622; Suchomel, 2006, s. 112–124; Willardson, 2007, s. 42–49)

Lokální stabilizátory	Globální stabilizátory
m. multifidus	m. erector spinae
m. transversus abdominis	m. rectus abdominis
m. obliquus internus abdominis	m. obliquus externus abdominis
m. quadratus lumborum	m. latissimus dorsi
m. serratus posterior inferior	
m. psoas major	
m. interspinalis, m. intertransversalis	

Kromě zmíněných svalů, které se nachází výhradně na trupu, mají vliv na stabilizaci páteře i svaly, které mění postavení pánve. Jedná se o ty, které začínají na pánvi případně na bederních obratlích. Svě úpony pak mají na proximální části femuru, tibie nebo fibuly. Jsou to flexory KYK, extenzory KYK, abduktory KYK a adduktory kyčelního kloubu. Přestože se jedná o svaly vykonávající pohyb převážně v kyčli, v případě cvičení v uzavřeném kinematickém řetězci, kde zůstává noha v kontaktu s podložkou, se podílí na změnách polohy pánve, sakrální kosti a zakřivení bederní páteře (Willardson, 2007, s. 42–49). Konkrétně mm. glutei stabilizují v této pozici střed těla. Zároveň dávají i sílu pro pohyb vpřed (Kibler, Press a Sciasci, 2006, s. 189–198). Proto mezi stabilizátory trupu lze zmínit i svaly KYK (Willardson, 2007, s. 42–49).

Pro rozdělení svalů podílejících se na stabilizaci trupu existuje ještě specifičtější dělení. To řadí svaly do 4 skupin. První skupinu tvoří lokální svaly, které propojují jednotlivé obratle. Další jsou globální, propojující více segmentů páteře, jejich funkcí je snižovat síly, které působí na páteř. Do třetí skupiny se řadí svaly, které se podílejí na zvýšení intraabdominálního (IA) tlaku. Poslední je soubor svalů, jenž přispívá ke stabilizaci propojením s fasciemi zad (Ebenbichler et al., 2001, s. 1889–1898).

Proto, aby byla páteř stabilní, je nutná nejen funkce svalů HSS, ale zvláště koordinovaná aktivita mezi lokálními a globálními stabilizátory a také mezi dorzální a ventrální muskulaturou (Šafářová a Kolář, 2011, s. 178–179).

1.2.4 Vnitřní síly a stabilizace

Při PSz, tedy aktivaci HSS páteře, vznikají vnitřní síly, které působí na páteř – na její meziobratlové ploténky a kloubní spojení. PSz je reakce na působení zevních sil na organismus

(Kolář, 2006, s. 155–170). Zapojení HSS snižuje velikost působících sil z vnějšku (střížné, kompresní a další) (Kolář a Lewit, 2005, s. 270–275).

Vnitřní síly vytváří tlak na páteř v různých směrech a neoptimální směry zapříčiňují patologii. Špatná aktivita hlubokých svalů vede v první řadě k nestabilitě bederní a sakrální oblasti. Problémy se mohou řetězit. Vyvolávají pak bolesti až neurologickou symptomatiku. Mnohem rizikovější je pro páteř opakující se tlak vnitřních silových vektorů ve špatném směru, než nárazové působení velkých zevních sil. Pro diagnostiku je však komplikací nemožnost tyto vnitřní síly změřit (Kolář, 2006, s. 155–170).

1.2.5 Břišní svaly a pánevní dno

Proti kontrakci bránice a jejímu kaudálnímu tlaku působí svou aktivitou svaly PD a abdominální muskulatura. Proto, aby byla bederní páteř dostatečně ventrálně stabilizovaná, musí dojít k aktivaci v náležitém pořadí. Vždy se musí první kontrahovat bránice. V případě, že by se jako první kontrahovaly břišní svaly, nemohla by se bránice dostatečně oplošit a došlo by tak k zvýšenému napětí paravertebrálních svalů (Šafářová a Kolář, 2011, s. 180).

Při špatné stabilizaci často vznikají typické svalové dysbalance. Tendenci ke zvýšené aktivaci má horní část RA a OEA. Naproti nim se mnohdy vůbec nekontrahují TA, OIA a RA ve své kaudální části a lze dokonce mluvit o insuficienci těchto svalů (Šafářová a Kolář, 2011, s. 190).

M. transversus abdominis

To, že se TA podílí na stabilizaci páteře i na respiračních pohybech lze potvrdit třeba i tím, že svalové snopce bránice přechází právě v příčný břišní sval (Šafářová a Kolář, 2011, s. 190). Zároveň se TA zapojuje i při mluvení, vylučování a zvracení, jelikož během těchto dějů kontroluje IA tlak (Lederman, 2008, s. 63–73).

TA se aktivuje při zvýšené zátěži působící na trup ještě před aktivací RA a aktivací zádových svalů. Kontrahuje se při flexi i extenzi trupu. V rámci zapojení při stabilizaci je pozorována excentrická kontrakce jeho svalových vláken, tím je aktivně bráněno vyklenutí orgánů dutiny břišní a dochází k nárůstu IA tlaku. Zároveň se s jeho aktivací napíná i torakodorzální fascie (Véle, 2012, s. 141–142). Ta se tedy také podílí na stabilizaci páteře (Kibler, Press a Sciasci, 2006, s. 189–198).

M. multifidus

Bederní část MF je z hlubokých extenzorů podílejících se na stabilizaci lumbální páteře často přednostně zmiňována. Ze všech extenzorů je totiž m. multifidus nejsilnější. Zároveň

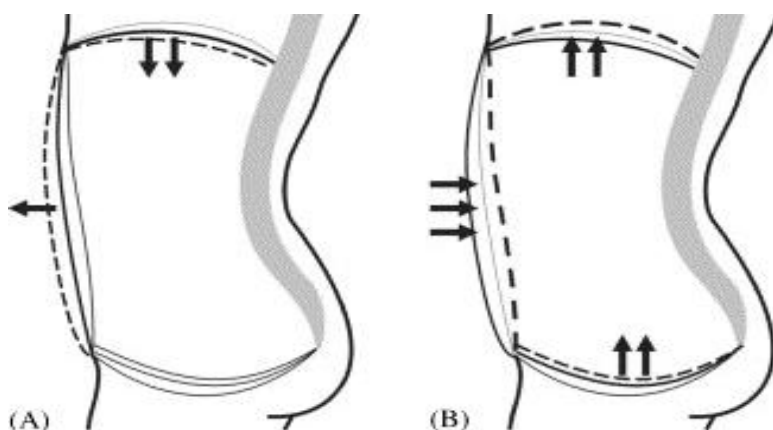
velmi brzy při bolestech zad atrofuje, u chronické LBP zase dochází k usazování tukových buněk do jeho svalových vláken. K oběma patologiím dochází výhradně v jeho kaudálních částech (Russo et al., 2018, s. 1–9).

Svaly pánevního dna

Svaly PD mají kromě významného podílu na stabilizaci páteře i důležitou roli při dýchání. Stejně jako se při kontrakci bránice aktivují břišní svaly, reaguje na její aktivitu i PD (Véle, 2012, s. 143). Kromě toho vytváří podporu pro orgány břišní a pánevní (Morgan et al., 2005, s. 1722–1728) a spolu s aktivitou břišní stěny a bránice se podílí na stlačování a stimulaci těchto vnitřních orgánů (Véle, 2012, s. 143).

Aktivita PD je prokázána jak ve stoje, tak vsedě, a se změnou polohy se zvětšuje, stejně tak, jako se zvyšuje IA tlak (Morgan et al., 2005, s. 1722–1728). Také byla zaznamenána jeho aktivita při pohybu paží, čímž byla potvrzena jeho posturální funkce (Hodges, Sapsford a Pengel, 2007, s. 362–371).

PD se podílí na tvorbě a regulaci velikosti IA tlaku a na kontinenci během dýchání, kašláním (viz obrázek 3) či kýčání (Talasz et al., 2010, s. 61–68).



Obrázek 3 (A) před kašlem dochází k hlubokému rychlému nádechu, a tedy poklesu bránice, břicho se rozšíří a vyklene vpřed, (B) při kašli je břišní stěna silně vtažena dovnitř, tím je zvýšen IA tlak a PD musí odolávat, proto se musí silně kontrahovat, tím je taženo vzhůru a bránice stoupá vzhůru (Sapsford, 2004, s. 3–12)

PD pracuje synchronně s bránicí (Talasz et al., 2010, s. 61–68) a v průběhu dýchání se síla jeho kontrakce mění. Prostřednictvím regulování IA tlaku se též podílí na stabilizaci páteře a pánve (Hodges, Sapsford a Pengel, 2007, s. 362–371). Aktivita jeho svalů

se s nárůstem IA tlaku maximálně zvyšuje. Silná kontrakce PD je doprovázena aktivitou TA a OIA (Neumann a Gill, 2002, s. 125–132).

1.2.6 Bránice

Bránice je hlavní nádechový sval a zároveň velmi významná anatomická struktura, která odděluje hrudní a břišní dutinu. Je to tenký plochý příčně pruhovaný sval ve tvaru kupole. Střední část, centrum tendineum, se nachází na úrovni přechodu sternální kosti v processus xiphoideus. Tato centrální část je nekontraktilní a uložena níže vzhledem k pravé a levé klenbě. Při nádechu kupole bránice klesá až na úroveň kostálních úponů (Kocjan et al., 2017, s. 225–227).

Skrze bránici prochází řada útvarů, pro něž jsou vytvořeny otvory. Jedná se zejména o cévy a nervy (Čihák, 2006, s. 354). Stlačováním cév (př. aorta a v. cava) bránice působí na velikost krevního tlaku a také srdeční frekvenci (Kolář, 2009, s. 255). Protože bránici prochází i jícn, ovlivňuje také jeho funkci a vznik patologického gastroesofageálního refluxu (Eusebi et al., 2018, s. 430–440).

Poloha bránice se během dýchání mění a vliv má i poloha těla – v sedě i stojí je níže, než když člověk leží na zádech. Ovlivněna je i náplní a činností orgánů trávicí soustavy (Kocjan et al., 2017, s. 225). Zároveň se její poloha mění i s pohybem končetin a trupu (Véle, 2012, s. 140)

Mechanické vlastnosti bránice

Zóna apozice (ZA) je ta část bránice, která leží ve vertikále na vnitřní straně spodní části hrudního koše, zde pokrývá při vzpřímeném stojí až téměř třetinu jeho vnitřní plochy. ZA působí posterolaterální pohyb spodních žeber a udržuje svalová vlákna bránice ve vertikální poloze. Během nádechu je právě ZA tou částí bránice, u které se nejvíc mění tloušťka či tvar, zatímco tvar a velikost kleneb bránice jsou relativně stálé (Kocjan et al., 2017, s. 227).

ZA může patologicky poklesnout, čímž dojde ke snížení účinnosti bránice. Kvůli nižší poloze se tak nedostane do hrudníku tolik vzduchu, jelikož pohyb bránice kaudálním směrem je vyčerpán dříve, než by bylo optimální. Méně efektivní je i tah bránice za žebra (Lando, 1999, s. 796–805). Tento problém má vliv na posturu, která je pak patologicky pozměněna. Kompenzačně vznikají nevhodné dýchací stereotypy se zvýšenou aktivitou pomocných nádechových svalů a snižuje se tonus břišní muskulatury. Dále se mohou rozvíjet patologické stavy, jako jsou například snížený nitrobřišní tlak, zvýšená bederní lordóza, zkrácené

ischiokrurální svaly, sternum v elevované poloze, bolesti sakroiliakálního skloubení, LBP, bolesti hlavy a astma bronchiale (Boyle, Olinick a Lewis, 2010, s. 179–188).

Funkce bránice

Kromě podílu na dýchání působí bránice i na vnímání bolesti, které je během preexpirační pauzy snižené. Ve chvíli, kdy se nachází bránice níže, tedy v oblasti dutiny břišní, je práh bolesti zvýšený (Bordoni, 2017, s. 290).

Dále má bránice význam pro fungování lymfatického a trávicího systému. U trávicího systému se zapojuje při dějích jako je zvracení a žvýkání (Kocjan et al., 2017, s. 224). Nelze ani popřít její aktivitu při defekaci a močení, kašli a během porodu (Bordoni a Zanier, 2013, s. 281–291).

Posturální funkce bránice

Bránici lze v rámci HSS považovat za vnější i vnitřní stabilizátor, protože spolupracuje jak se svaly krátkými, tak dlouhými (Véle, 2012, s. 119–120). Často bývá její stabilizační funkce zaměňována za aktivitu břišních svalů (Šafářová a Kolář, 2011, s. 179). Hlavní roli při stabilizaci páteře hraje svalová koordinace HSS. Harmonická spolupráce mezi dechovou a posturální funkcí bránice se během ontogenetického vývoje začíná objevovat v období šestého měsíce. Od té chvíle je dítě schopné koordinace abdominálního a hrudního dýchání (Frank, Kobešová a Kolář, 2013, s. 62–73).

Během fyzické zátěže se bránice podílí na PSz i na respiraci. Obě tyto funkce spolupracují. V případě, že je fyzická zátěž natolik náročná, může nevědomky dojít až k zádrži dechu. Pak se bránice plně podílí na stabilizaci páteře. Ideální stav je, když je nitrobřišní tlak udržován i během respirace. K tomu však musí být bránice optimálně nastavena, a to tak, že centrum tendineum se nachází v horizontální rovině rovnoběžně s pánevním dnem. Na základě toho je bránice schopna vyvinout tlak kaudálním směrem. Tuto funkci bránice si lze představit jako píst (Šafářová a Kolář, 2011, s. 179–180). Avšak podle Véleho (2012, s. 140) je popis funkce bránice jako pístu chybou, protože bránice neleží volně mezi břišní a hrudní dutinou, nýbrž se upíná na vnitřní stranu žeber a páteře.

Hodges a Gandevia (2000, s. 967–976) ve své studii zkoumali přítomnost respirační a posturální funkce bránice během dynamického pohybu HKK. Bylo prokázáno, že se bránice během rytmických pohybů náročných na stabilizaci trupu podílí jak na respiraci, tak i na posturální stabilizaci. Přitom její aktivita byla v pozici stoje a sedu přibližně stejná. Rozdíl

se objevil v případě, kdy se pohyb odehrával pouze na akrech HKK. Takovýto pohyb není náročný na stabilizaci, a tudíž se bránice podílela jen na respiraci.

Kolář et al. (2009, s. 383–392) svým výzkumem, ke kterému využili magnetickou rezonanci, spirometrii a EMG, také potvrdili posturální funkci bránice. Zároveň zjistili, že tato její funkce může být i vědomě ovládána a na dechovém cyklu není závislá.

1.2.7 Mechanismus zapojení hlubokého stabilizačního systému

Při nádechu se kupole bránice kontrahují, jdou kaudálně a shora začne na orgány dutiny břišní působit zvýšený tlak (Véle, 2006, s. 231–232), což vede ke zvýšení IA tlaku (Frank, Kobešová a Kolář, 2013, s. 63–73). Pro jeho kontrolu je důležitá spolupráce bránice s PD, které při nádechu klesá stejně jako bránice a jeho elektrická aktivita je zaznamenávána ještě před nádechem (Talas et al., 2011, s. 61–68). Zároveň svou aktivitou brání nechtěnému výhřezu orgánů pánve. Kontrakcí bránice a svalů PD je omezen pohyb v kraniokaudálním směru, a proto IA tlak rozšíří břicho do stran a v anetroposteriorním směru. Proti působení tohoto tlaku se excentricky zapojuje TA, který rozšiřování omezuje a brzdí (Véle, 2006, s. 232–233). Excentrickou kontrakcí reagují ale i ostatní břišní svaly. Roztažení břišní stěny je zároveň provázeno zevní rotací žeber. Excentrická kontrakce svalů břišní stěny zajišťuje stálý tvar kopulovitých částí bránice a zároveň vhodnou délku ZA, aby docházelo k postero-laterálnímu roztáhnutí žeber dolní části hrudního koše. Při výdechu se naopak břišní svaly kontrahují koncentricky, a tak působí i tlak na orgány dutiny břišní a žebra rotují dovnitř, jelikož bránice stoupá (Kocjan et al., 2017, s. 227). Stabilizace páteře je zajištěna tedy díky zvýšení IA tlaku, který je všemi svaly HSS regulován tak, že tlak působí především na bederní část páteře a ta se ve výsledku zpevní (Frank, Kobešová a Kolář, 2013, s. 63–73).

2 Vzpřímený stoj

Schopností udržet tělo ve vertikále, tedy ve vzpřímeném stoji, se člověk liší od jiných živočišných druhů. Pro vzpřímený stoj je charakteristická maximální vzdálenost mezi chodidly a nejvyšším bodem na hlavě. Chodidla se dotýkají přitom báze a páteř si zachovává své fyziologické zakřivení. Vzpřímené držení těla je dynamický děj, kdy je poloha neustále pozměňována. Na tom se podílí i dýchací pohyby (Véle, 2006, s. 102–103). Vzpřímená poloha je pro člověka velmi důležitá, mimo jiné je součástí řady každodenních aktivit (Winter et al., 1998, s. 1211–1221). Postupný přechod během vývoje lidského druhu do vzpřímené pozice zapříčinil řadu strukturálních změn. Upravilo se zakřivení páteře, funkce svalů a rozdílné zatížení nosných kloubů zformovalo jejich nový tvar i postavení (Riegerová, Přidalová a Ulbrichová, 2006, s. 151).

Schopnost stoje si během motorického vývoje osvojujeme velmi brzy (Winter et al., 1998, s. 1211–1221), fyziologicky se objevuje již okolo 12. měsíce života (Vojta a Peters, 1995, s. 17). Během 10. a 11. měsíce se dítě postupně postavuje a využívá k tomu zevní opory. Při vstávání a ve stoji má nakročenou jednu DK a opírá se o celé plošky nohou. Ve 12. měsíci lze pozorovat, jak dítě chodí do strany podél zevní opory (Trojan, 2001, s. 78).

Rozlišujeme vzpřímené držení těla a napřímené držení těla. Vzpřímené držení je řízeno na úrovni subkortikální, tedy nevědomě. Napřímená pozice je ovšem řízená volně, a to na úrovni kortikální (Véle, 2006, s. 102–103). Při napřímení je tělo narovnané, a to pomáhá lépe dosáhnout vzpřímeného postavení. Díky němu je pak umožněn fyziologický rozsah pohybu v pletencových kloubech a v páteři. Napřímení udržují hlavně autochtonní zádové svaly a hluboké ohybače krku (Vařeka, 2002, s. 115–121).

2.1 Správné držení těla

Zdravé držení těla bylo Americkou akademií ortopedických chirurgů (AAOS, 1947 in Korakakis et al., 2019, s. 24–31) definováno jako stav, kdy jsou všechny svaly i kosterní struktury v rovnováze. Tato rovnováha ochraňuje měkké tkáně a další části lidského těla před zraněním případně progresivními deformitami.

Stoj není považován za pasivní pozici, ale za aktivitu. Demonstrovat tento fakt lze u dětí. U nich jsou nevědomé korekční pohyby při stoji výraznější než u dospělých. Jedná se o práci posturálních kompenzačních stabilizačních reakcí (Brennan, 2014, s. 123).

Vzpřímené neznamená narovnané. Feldenkrais (1996, s. 80–81) klade důraz na rozdílnost těchto slov. Rovná poloha však fyziologická není, žádný obratel páteře není uložený přímo vertikálně. Přívlastek rovný se týká spíše estetiky stoje než jeho fyziologie.

Při popisu stoje hraje důležitou roli těžiště. Je nutné, aby při stoji protínalo opěrnou bázi. Není-li tomu tak, jedná se o patologické postavení, které kompenzují ligamenta a svaly zvýšením napětí. Vzniká hypertonus, bolest a s odstupem času tato dysbalance vede ke vzniku deformit (Kolář, 2009, s. 39, 43).

Při špatném držení těla panuje mezi tělesnými strukturami nerovnováha, což vede ke zvýšenému zatížení opěrného systému a měkkých tkání (AAOS, 1947 in Korakakis et al., 2019, s. 24–31).

Snaha zabránit komplikacím, jako je zranění nebo deformita vadným držením těla, vedla k sérii popisů optimálního nastavení těla (Korakakis et al., 2019, s. 24–31). Názory na popis správného držení těla se však rozcházejí. Stále nejsou vědou definovány parametry ideálního stoje. Jednoznačné stanovení norem by ale usnadnilo diagnostiku tělesných deformit. Snáze by šlo rozlišit již patologické stavy od stavů fyziologických. Při terapiích se zdravotníci snaží zmírnit deformity a jejich příznaky, nicméně hlavním cílem je dosáhnout optimálního držení těla (Ohlendorf et al., 2020, in press).

Koncepty pojednávající o správném držení jsou jednotné v otázce napřímení páteře – to je nutné jak při běžných denních činnostech, při tréninku posturální stabilizace a při odporovaném cvičení. Konkrétní rozdíly se pak týkají postavení lopatek, hrudníku a pánve. V důsledku toho se budou od fyziologie odlišovat vzorce zapojovaných svalů, které se podílí na stabilizaci trupu (Kolář, 2009, s. 36).

Působení gravitace se podílí na vývoji skeletu člověka. Výsledný tvar kostry je takový, že chrání celé tělo před negativními účinky gravitace (Feldenkrais, 1996, s. 80–81). Při zdravém stoji má tělo jejímu působení úspěšně odolávat. To znamená, že jsou aktivní ty svaly, jejichž funkce je nutná pro stoj – posturální svaly. Fázičné svaly by pak měly vykazovat aktivitu nižší nebo žádnou. Aby tomu tak bylo, svaly nesmí být oslabené a muskuloskeletální systém nesmí fungovat patologicky (Rychlíková, 2016, s. 24).

2.1.1 Charakteristika optimálního držení těla

Kolář (2009, s. 36) téma ideálního držení těla shrnuje slovy, že stanovit jediný dokonalý popis držení nelze, protože každý autor na vzpřímenou posturu nahlíží zkrátka jinak.

Vezmeme-li několik názorů na správný stoj a popisy autorů propojíme a doplníme, mohlo by být SDT popsáno následovně: Tělo i páteř jsou ve správném stoju drženy vzpřímeně a nedochází k jejich předsunutí (Gúth, 2000, s. 19). Páteř je v sagitální rovině plynule zakřivena a ve frontální rovině nevykazuje skoliotické zakřivení (Frejka, 1941 in Kolář, 2009, s. 36). To znamená, že křivka krční páteře je anteriorně lehce konvexní. Hrudní páteř má tendenci vytvářet malou konvexitu dorzálně a bederní utváří konvexní zakřivení opět vpředu. Hlava je v neutrálním postavení a není nakloněna vpřed, ani vzad (Kendall, 2005, s. 59). Navazuje na napřímenou osu páteře (Hálková, 2009, s. 33) a vytahuje se temenem vzhůru. Brada je zastrčená, čímž brání hyperlordóze v krční páteři (Hnízdil, Šavlík a Chválová, 2005, s. 11). Brada a krk by měly spolu svírat pravý úhel. Zevní zvukovod leží s očima ve stejné rovině (Frejka, 1941 in Kolář, 2009, s. 36).

Lopatky naléhají přímo na hrudní koš (Kendall, 2005, s. 59; Frejka, 1941 in Kolář, 2009, s. 36). Ramena jsou tažena laterálně, kaudálně a dorzálně (Frejka, 1941 in Kolář, 2009, s. 36). Aktivitou dolních fixátorů lopatek jsou nejen lopatky, ale i RAK a celé HKK taženy kaudálním směrem (Hálková, 2009, s. 33) Hrudní kost směřuje přímo vpřed a lehce vzhůru. Břišní stěna je aktivní (Hnízdil, Šavlík a Chválová, 2005, s. 11).

Symetricky se zapojují gluteální svaly, které mají konkávní tvar, jsou pevné, míří k sobě a kaudálně (Frejka, 1941 in Kolář, 2009, s. 36). Koaktivace břišních a hýžd'ových svalů zajišťuje fixaci pánve (Hálková, 2009, s. 33). Její poloha je kontrolována aktivitou těchto svalů a nesmí dojít k pasivnímu zavěšení pánve do pánevních ligament (Hnízdil, Šavlík a Chválová, 2005, s. 11). Také se ideálně nachází v neutrálním postavení a přední horní spiny leží spolu se symfýzou ve vertikální rovině (Kendall, 2005, s. 59). Zároveň musí být pánev ve frontální rovině symetrická a s přiměřeným sklonem v sagitální rovině (Frejka, 1941 in Kolář, 2009, s. 36).

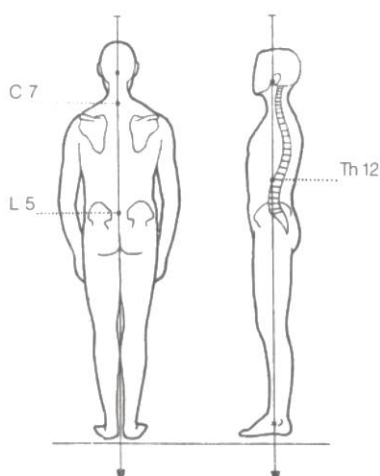
Kyčelní, kolenní i hlezenní klouby jsou v neutrálním nastavení (Kendall, 2005, s. 59). KOK nejsou v maximálním propnutí, nýbrž jsou odemčené a česky směřují přímo vpřed (Hnízdil, Šavlík a Chválová, 2005, s. 11). Bérec, který leží ve vertikále, svírá pravý úhel s chodidlem (Kendall, 2005, s. 59). Hmotnost je rozložena rovnoměrně mezi přední, zadní a laterální částí chodidla (Hnízdil, Šavlík a Chválová, 2005, s. 11) a mezi obě chodidla (Hálková, 2009, s. 33). Ta jsou orientována zevně s prstci ležícími na podložce (Frejka, 1941 in Kolář, 2009, s. 36).

Podle Alexandrovovy techniky je stanovení jednotného popisu ideálního stoje nemožné. Ale možností, jak dostat tělo do zdravého stoje, kdy mezi jednotlivými strukturami není

nepřiměřené napětí, je více. Celkové držení těla se zásadně odvíjí od nastavení nohou. Předpokladem je stoj o dostatečně široké základně. Obecně platí 30 cm rozstup chodidel, ale musí být brána zřetel na tělesnou výšku. Tedy vyšší osoba bude mít od sebe chodidla dál než osoba nízkého vzrůstu. Primární je si uvědomovat vlastní způsob držení těla a rozložení hmotnosti mezi nohama. Ta má být rozložena rovnoměrně s nejvyšším zatížením v oblasti paty, prvního a pátého metatarsofalangového kloubu. Při delším stání je doporučeno jednu DK zanožit asi o 15 cm a obě plošky nohou rotovat lehce zevně. Tímto zamezíme zavěšení se do pánevních ligament a zároveň udržíme lepší stabilitu těla (Brennan, 2014, s. 123–124).

Pravidelná praxe vědomého stoje je důležitá a pro organismus přínosná. Nad držení těla ve stoji by se měl každý pozastavit, protože úpravou stoje se lze vyhnout zdravotním komplikacím. Možnou patologií je stoj s přenesením většiny hmotnosti na jednu DK nebo s chodidly rotovanými zevně a hmotností nerovnoměrně rozloženou na ploškách nohou – přetěžována bývá pata nebo mediální hrana. Nevhodný stoj je pak spojen s brzkým nástupem únavy. Základem správného provedení stoje jsou plošky paralelně vedle sebe směřující vpřed (Bartoňová a Merhaut, 1971, s. 153).

Jestli člověk zaujímá zdravý stoj, lze zjistit podle polohy těžiště, které by se mělo nacházet v předepsaném bodě, nebo při vyšetření olovnicí, jejíž linie prochází stanovenými částmi těla (Gúth, 2000, s. 19). Olovnice u SDT má probíhat středem os occipitale, souběžně s obratli celé páteře, intergluteální rýhou, mezi kolenními klouby a podložky se dotýká mezi patami. V sagitální rovině vytváří spojnicí mezi proc. mastoideus, tělem 7. krčního obratle, míjí přechod mezi hrudní a bederní páteří, dále prochází kyčelním kloubem a končí 1 cm anteriorně od os naviculare (viz obrázek 4) (Rychlíková, 2004, s. 47).



Obrázek 4 Správný stoj s body, kterými prochází olovnice (Rychlíková, 2004, s. 47)

V rámci metodiky senzomotorické stimulace od Jandy a Vávrové je cílem dostat se s pacientem během terapie do pozice stoje. Cviky prováděné ve vertikále jsou v rámci konceptu nejpřínosnější. Po zvládnutí nácviku tzv. malé nohy (přitažení předonoží a paty za současného formování příčné a podélné klenby) vsedě přechází pacient do stoje, kde se učí správnému provedení. V této pozici se snaží vnímat kontakt s podložkou, mít aktivní svaly na nohou a uvědomovat si své tělo v rámci prostoru. Učení korigovanému stoji je rozděleno do tří stupňů. V prvním stupni pacient přenáší hmotnost na předonoží tak, že paty zůstávají spojeny s podložkou a dochází k pohybu jen v hlezenních kloubech. Zbytek těla je napřímen a tvoří jednu linii. V dalším stupni dojde k přenesení os KOK nad laterální stranu chodidla. Proto musí být 10stupňová flexe v kolenou a zevně rotované femury. V poslední fázi dosahuje pacient korigovaného stoje přes aktivaci malé nohy s nohama na šířku pánve. Má odemčené KOK se zevní rotací v KYK. Tělo míří lehce vpřed a opora je na noze rozložena mezi hlavičkou prvního a pátého metatarsu a patou. Následně zatlačí do podložky a napřímí tak páteř, aniž by došlo ke ztrátě jejího fyziologického zakřivení. Hlava je vzpřímená, ramena směřují doširoka od uší a jsou jemně tlačena dolů, břicho je aktivní. Tato pozice je výchozí pro řadu dalších cvičení v rámci konceptu (Kolář, 2009, s. 274).

3 Páteř a pánev a jejich vliv na stoj

Změna z kvadrupedální lokomoce na bipedální byla zásadním zlomem během evoluce rodu homo. Poté, co se člověk začal pohybovat po dvou končetinách, byl umožněn rozvoj ruky a mozku. Mezi obratlovci tak zaujímáme jedinečné postavení, protože jsme jediní, kdo dokáží setrvávat v naprosto vertikální napřímené pozici. S vertikalizací se také změnila vzájemná poloha foramen magnum a krční páteře. Nejvýznamnější změny se však odehrávaly mezi páteří a pánví (Roussouly a Pinheiro-Franco, 2011, s. 609–618).

Existence lordotického a kyfotického zakřivení páteře má zásadní význam. Díky němu páteř vykazuje určitou míru pružnosti a je schopná více pérovat (Kolář, 2009, s. 130). Tím umožňuje absorbování zátěže, která působí na páteř, a napomáhá účinnější aktivaci zádových svalů. Na udržování vzpřímeného stoje se zásadně podílí právě bederní lordóza (LL) (Vialle et al., 2005, s. 260–267). Její tvar zajišťuje polohu těžiště na velmi úzké ploše mezi chodidly a zároveň minimalizuje zátěž vzniklou působením gravitace na klouby, svaly a ligamenta (Diebo et al., 2015, s. 295–301).

V bipedální pozici mají velmi zásadní funkci intervertebrální disky. Ty se podílí na udržování obratlových těl při sobě, také částečně omezují pohyblivost páteře, ale hlavně přenáší zátěž a absorbují nárazy. Na disky působí i aktivace svalů a pohyb – vyvolávají napětí a tlak v discích. V případě kvadrupedální pozice je hmotnost rozložena i mezi HKK, kdežto v bipedální poloze je zátěž přenášena jen na DKK, a proto jsou důležité meziobratlové ploténky (Been et al., 2010, s. 1822–1829).

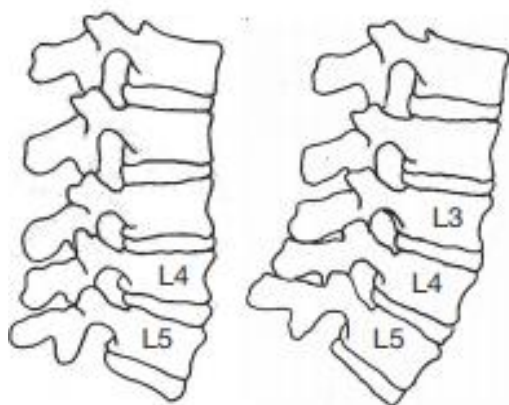
3.1 Zakřivení páteře

Velikost LL se odvíjí od způsobu lokomoce. U primátů pohybujících se v kvadrupedální poloze je LL minimální nebo žádná (Been et al., 2010, s. 1822–1829). Zatímco u těch, kteří mají schopnost lokomoce v bipedálním stoji, se velikost LL pohybuje mezi 30 a 70 stupni (Lin et al., 1992 in Been et al., 2007, s. 1568–1573; Korovessis, 2002, s. 384–390; Vialle et al., 2005, s. 260–267; Been et al., 2007, s. 1568–1573).

Lordotické zakřivení páteře se rozvíjí sekundárně s počátkem vertikalizace a upevňuje se okolo 5. roku života. Vzniká v důsledku tahu svalů po celé délce páteře. Krční lordóza má vrchol mezi obratli C3 a C4. U hrudní kyfózy (ThK) se vrchol nachází mezi Th5 a Th6. Nejvýraznější je zalomení v kaudální části páteře mezi L5 a S1 (Kolář, 2009, s. 130).

LL je sinusového tvaru. Navazuje na ThK a její kraniální polovina až po neutrální obratel, který leží nejvíc v horizontále, je kyfotická. Obratle v kraniální části jsou ventrálně zaklíněné (jejich výška je ventrálně nižší než dorzálně), kaudální obratle jsou naopak zaklíněné na jejich dorzální straně. Kraniální část je tedy konvexní a kaudální konkávní. Takto tvarovaná LL zajišťuje stále vzpřímený trup během stoje (Whitcome, 2012, s. 486–497).

Jisté odlišnosti jsou i mezi pohlavími. Ženy mají konkávní 3 kaudální obratle, zatímco muži jen 2 (viz obrázek 5). Uspořádáno je to tak zřejmě kvůli těhotenství, protože takto zakřivená páteř umožňuje u žen zvětšení LL a tím zajištění stále výhodné polohy těžiště. Se zvýšením hmotnosti břicha se těžiště suně vpřed a stoj je destabilizovaný. Jakmile dojde k většímu prohnutí v bedrech, těžiště se suně zpět nad KYK s cílem zajištění stability stoje (Whitcome, Shapiro a Lieberman, 2007, s. 1075–1078).



Obrázek 5 Rozdíl mezi počtem konkávních obratlů bederní páteře u mužů (vlevo) a žen (vpravo) (Whitcome, Shapiro a Lieberman, 2007, s. 1075–1078)

Při vzniku zakřivení páteře ve frontální rovině mluvíme o skoliotickém držení. Toto lehké zakřivení je fyziologické v hrudní páteři v oblasti Th3 až Th5, na to však reaguje vybočení v opačném směru krční a bederní páteře. Ke zvětšení vybočení páteře dochází i při její jednostranné zátěži (Kolář, 2009, s. 135).

Ohlendorf et al. (2018a, s. 1521–1528) se snažili stanovit referenční hodnoty pro držení horní části těla u zdravých mužů. Z měření probandů v klidovém stoji vyšlo, že v porovnání s dokonale kolmým postavením vůči podložce, byly přítomny jen velmi mírné odchylky od kolmice, minimální stranová odchylka a rotace páteře. ThK byla výraznější než LL. Zjistilo se i lehké skoliotické zakřivení páteře, které vedlo k asymetrickému uložení lopatek a pánve.

Obdobná studie byla provedena i u mladých zdravých žen. Zajímavý je rozdíl ve velikostech úhlů zakřivení páteře. U žen je průměrný úhel kyfózy 52 stupňů, u mužů 46 stupňů. Lordotická křivka u žen dosahuje 46 stupňů, zatímco u mužů jen 31 stupňů. U žen jsou sice čísla vyšší, ale rozdíl mezi nimi není tak vysoký, jako u mužů (ženy 6 stupňů, muži 15 stupňů). Tento menší rozdíl mezi úhly u žen jim zajišťuje vzpřímenější držení těla (Ohlendorf et al., 2018b, s. 1–7).

3.2 Pánev

Funkcí pánve je propojit LL s KYK za využití minima energie k dosažení ideálního postavení v KYK (Roussouly a Pinheiro-Franco, 2011, s. 609–618). Poloha pánve je ovlivňována oběma stehenními kostmi, a to díky jejím hlavicím, které disponují relativně velkou mobilitou. Hlavice femurů jsou místem, kde se přenáší zatížení z hrudní a bederní páteře a pánve na DKK. Kost křížová pak propojuje pánev s páteří a je oporou pro celou páteř. Ve frontální rovině na sebe pánev a páteř přímo navazují – linie vedená středem symfýzy pubické kosti by měla probíhat středem páteře. Pánev by fyziologicky měla ležet v horizontální rovině a body, které se na ní symetricky nachází, by měly ležet ve stejné výšce (Le Huec, 2011, s. 564–571).

Ve stoji je pánev nakloněna mírně vpřed, je tedy v anteverzi (AV). Čím je AV větší, tím víc se průmět těžiště dostává před osu KYK. Tvar a poloha pánve ovlivňuje i postavení sakra (Vaz et al., 2002, s. 80–87). Se zvětšováním pánevního sklonu, tedy retroverze (RV), se dostává artikulační kraniální plocha sakrální kosti více do horizontály, zatímco její tělo do vertikály. V tomto případě je téměř zcela hlavice kosti stehenní zavzata v acetabulu a je omezena extenze (Le Huec, 2011, s. 564–571). Toto je ovšem v rozporu s Kapandjim (1987, s. 18), který uvádí, že hlavice femoru je nejvíce kryta acetabulem v kvadrupedální pozici.

Od pozice sakra se odvíjí velikost LL. Čím větší je sklon sakra v sagitální rovině, tím větší bude i lordóza. Tento vztah neplatí však stoprocentně. LL se zároveň odvíjí od velikosti ThK, tvaru a pozice pánve (Vaz et al., 2002, s. 80–87).

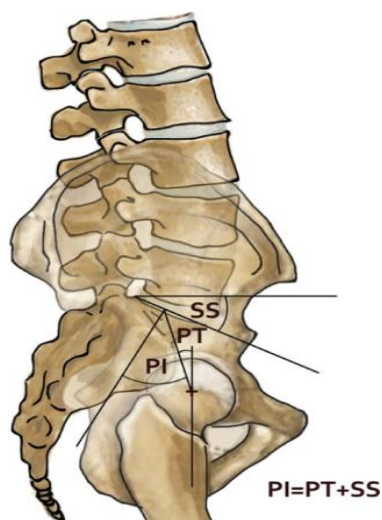
Pro hodnocení statiky bederní páteře jsou využívány regionální parametry. Jedná se o hodnoty, které popisují pánev v závislosti na některých okolních strukturách, jako je například obratel L1. Zásadní pro jejich stanovení je poloha těla, která pro některé parametry je dána, jiné jsou na ní nezávislé. Tyto parametry se využívají hlavně k lepšímu zhodnocení biomechanických poměrů páteře (Kolář, 2009, s. 133) a lze pomocí nich zjistit individuální vztah mezi pávní a LL. Navíc jsou důležité i proto, že základní schopností pánve je rotace okolo

osy hlavice femuru, což je předpokladem pro regulování a zajišťování rovnováhy v sagitální rovině (Roussouly a Pinheiro-Franco, 2011, s. 609–618).

Zásadním parametrem pro hodnocení stoje je pánevní incidence (PI) (viz obrázek 6) (Boulay et al., 2006, s. 415–422). PI je parametr, který je určen tvarem pánve a sakrální kosti – konkrétně uložením SI kloubů vůči KYK (Barrey et al., 2007, s. 981–986). Jde o parametr fixní, protože SI kloub, ze kterého vychází, má velmi omezený rozsah pohybu. PI se po dokončení růstu již nemění. Její hodnota je dána morfologicky a nezáleží na pozici jedince (Curylo, Edwards a DeWald, 2002, s. 2021–2025). Průměrná hodnota a norma PI je 53 ± 10 stupňů (Kolář, 2009, s. 134).

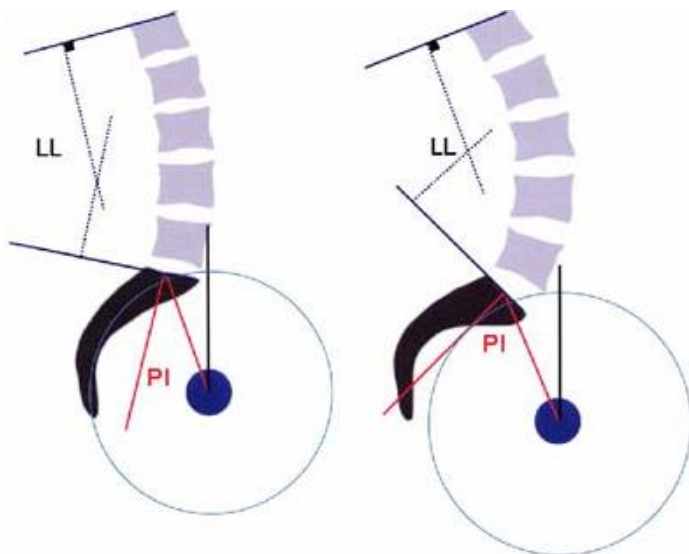
Clément et al. (2013, s. 2414–2420) rozlišují LL na proximální a distální, které jsou od sebe odděleny jejím vrcholem. Na základě tohoto rozdělení proximální část lordózy na PI není závislá, ale odvíjí se od velikosti hrudní kyfózy. S hodnotou PI koreluje jen distální bederní páteř. Například při hrudní hyperkyfóze bude hyperlordóza proximální části LL. Pánev ani distální lordóza však ovlivněny nebudou.

Dalším významným parametrem je sklon sakra (SS) (viz obrázek 6). Jedná se o úhel, který svírá rovina kranálního okraje S1 s horizontálou (Kolář, 2009, s. 133). Hodnoty SS a PI společně definují tvar pánve (Boulay, 2006, s. 415–422). A tvar pánve zase určuje velikost LL (Roussouly a Pinheiro-Franco, 2011, s. 609–618).



Obrázek 6 Regionální anatomické parametry ovlivňující funkci páteře (Sparrey et al. 2014, s. 1–16)

Pokud je hodnota PI nízká, je nižší i SS a pak je i méně výrazná bederní lordóza. V případě vyšší PI, bude SS zvětšený a lordóza také větší (viz obrázek 7). Změna velikosti SS nebo lordózy vyvolá změnu i u ostatních parametrů, kromě PI (Boulay, 2006, s. 415–422).



Obrázek 7 Nižší hodnoty PI jsou spojeny s menší bederní lordózou a naopak (Barrey et al., 2007, s. 981–986)

Parametr sklon pánve (pelvic tilt, PT) (viz obrázek 6, s. 33) udává, jak moc se od přímky vedené ve vertikále odchyluje linie vedená u obou KYK do středu kraniální plochy sakra. Při retroverzi se úhel sklonu zvětšuje, naopak při AV se snižuje (Roussouly a Pinheiro-Franco, 2011, s. 609–618). Normální hodnoty PT se pohybují mezi 6 a 18 stupni (Kolář, 2009, s. 133).

Při maximální RV pánve by se báze sakra mohla plně dostat do horizontály. Schopnost RV se odvíjí od hodnoty PI. U osob s nízkou PI je pozorována omezená schopnost kompenzovat výchytky rovnováhy v sagitální rovině pomocí naklopení pánve dozadu. Toto se může vyskytovat u patologií, jako jsou těžké případy hyperkyfózy nebo ankylozující spondilitidy. Naopak osoby s vyšší hodnotou PI mají umožněnou větší RV a tím i lepší stabilizaci v sagitální rovině. Pánev s možností velké RV je však omezoována rozsahem extenze v KYK, takže maximální RV ve výsledku není dosaženo (Roussouly a Pinheiro-Franco, 2011, s. 609–618).

4 Objektivní vyšetření stoje pomocí přístrojové techniky

Vyšetřovací metody držení těla lze rozdělit na kvantitativní a kvalitativní, klinické a objektivní.

Kvalitativní a kvantitativní přístupy od sebe odlišuje způsob zpracování výsledků a typ získávaných dat. Kvalitativní metody jsou založeny na hodnocení bez měření, což znemožňuje výsledky kvantifikovat. Naopak výsledky kvantitativního hodnocení jsou konkrétní čísla. Tento způsob je přesnější a objektivnější. Jeho nevýhodou je technická a finanční náročnost. Mezi kvantitativní metody patří například goniometrie, stroboskopie, dynamická plantografie a elektromyografie (Janura, 2012, s. 9–10).

Klinická vyšetření jsou jednoduchá, rychlá a levná. Nehodnotí však kvantitativní míru poruchy. Nejsou ani vhodná pro zhodnocení zejména malých pokroků v terapii. Používají se pro ozřejmění patologie, ne k určení míry její závažnosti. Mezi klinické testy patří například Rombergův test, stoj na jedné DK, test Timed Up and Go nebo Functional Reach Test (Chromý, Žalud a Klíma, 2016, s. 200–205).

Objektivní vyšetření či přístrojová vyšetření jsou přesnější postupy zaměřené na kvantitativní hodnocení poruchy (Mancini a Horak, 2010, s. 239–248). Při vyšetření jsou detekovány i minimální změny a některá zařízení mohou být využívána i k terapii (Chromý, Žalud a Klíma, 2016, s. 200–205). Nevýhodou těchto metod je vysoká pořizovací cena přístrojů, což může být překážkou pro mnoho pracovišť. Provedení vyšetření je časově náročné a vyžaduje odborný personál (Kolářová, 2012, s. 6). Využívá se například posturograf, Wobble Board nebo 3D kinematická analýza (Chromý, Žalud a Klíma, 2016, s. 200–205).

1.1 Posturografie

K vyšetření PSt je v klinické praxi hojně využívána posturografie (PSG). Rozlišujeme statickou a dynamickou (Mancini a Horak, 2010, s. 239–248).

Statická posturografie (SP), také označována jako stabilometrie, se využívá pro kvantitativní hodnocení poruch rovnováhy. Může být považována za objektivní formu Rombergova testu (Dršata et al., 2008, s. 422–428).

SP hodnotí posturální výchylky, zatímco pacient stojí tak nehybně, jak jen dokáže. Pomocí silové desky, na které vyšetřovaný stojí a která zaznamenává změny tlaků nohy, lze vyhodnotit PV. Jinak mohou být výchylky objektivizovány i pomocí připojení senzorů (akcelerometry a gyroskopy) na povrchu těla (Mancini a Horak, 2010, s. 239–248).

Pro ztížení balančních podmínek pacienta při vyšetření lze využít například zmenšení opěrné báze, zavření očí pro znemožnění zrakové kontroly, dále může být změněn povrch, aby se snížily propioceptivní vjemy, nebo lze zadat vyšetřovanému sekundární mentální úkol k řešení (Visser et al., 2008, s. 2424–2436).

Nevýhodou měření pomocí SP je velký rozptyl hodnot výsledků, což brání objektivní kvantifikaci u poruch rovnováhy. Tento problém by se dalo snad vykompenzovat větším množstvím měření. Dalším negativem se zdá být, že přístroj zaznamenává všechny výchyly pohybu, nehledě na jejich příčinu. Tedy součástí měření jsou i pohyby zapříčiněny neúmyslným vyrušením, psychickým napětím nebo i záměrné pohyby pacienta, které ovšem při pozorném sledování může personál zachytit a vzít v potaz. Přesto je stabilometrie považována za jednoduchou a rychlou objektivní metodu při detekci poruch rovnováhy (Dršata et al., 2008, s. 422–428).

Vyšetření SP je kontraindikováno u osob, které mají problém setrvat ve stoje po určitou dobu. Může se jednat například o pacienty trpící kinetózou nebo Meniérovou nemocí (Takada, 2013, s. 1–3).

Při dynamické PSG jsou využívány změny vizuálních a propioceptivních podmínek či rušivé podněty pro záměrné vychýlení pacienta z rovnováhy. Během vyšetření se hýbe pacient (vyšetření chůze) nebo plošina. Měří se latence posturálních balančních reakcí (Kolář, 2009, s. 199).

Vyšetření pomocí posturografu probíhá tak, že si pacient stoupne na silovou tenzometrickou plošinu. Ta dokáže změřit velikost a momenty tlakových sil. Data jsou zpracována a je vypočítána pozice COP. Obvykle je pacient testován ve stoje na pevné a měkké podložce, s otevřenými a zavřenými očima, dále provádí otočku případně i tandemovou chůzi. Mezi vyhodnocované parametry patří například rychlost výchylek těžiště, rychlost otočky a výchyly těžiště během ní (Kalitová et al., 2013, s. 469–474), délka trajektorie a průměrná rychlost pohybu COP. Získané hodnoty posturálního vzorce slouží jen ke kvantitativnímu zhodnocení poruchy (Čakrt et al., 2012, s. 88–91).

Ačkoli nelze podle výsledků určit diagnózu pacienta, existuje několik onemocnění, která mají typický posturální vzorec tremoru. Při atrofii předního laloku mozečku je naměřena frekvence 3 Hz, pro primární ortostatický tremor je typická frekvence v rozmezí 12 až 18 Hz (Čakrt et al., 2012, s. 88–91). Frekvence mezi 3,5 a 8 Hz je přítomná u pacientů se somatoformním fobickým posturálním vertigem (Kolář, 2009, s. 199).

PSG lze využít i ke zhodnocení efektivity terapie (Nardone, Grasso a Shieppati, 2006, s. 367–373; Rocchi, Chiari a Horak, 2002, s. 267–274), pro průběžné sledování vývoje onemocnění (Čákr et al., 2012, s. 88–91) a pro predikci rizika pádů (Piirtola a Era, 2006, s. 1–16). Pomocí posturografu lze i trénovat PSt, přičemž je možnost využít zpětnou zrakovou vazbu (Kolář, 2009, s. 199). Při využívání PSG je důležité myslet na to, že vyšetření nedává jasnou odpověď na příčinu zvýšených výchylek a nelze z výsledků určit diagnózu (Mancini a Horak, 2010, s. 239–248).

Mezi hlavní výhody PSG podle Čákrta et al. (2012, s. 88–91) patří neinvazivnost metody a její časová nenáročnost.

Nevýhodou PSG je vysoká pořizovací cena přístroje. Vyšetření mohou být časově náročná (Visser et al., 2008, s. 2424–2436). PSG není příliš specifická metoda a nelze z výsledků určit konkrétní etiologii poruchy – například zda je příčinou poruchy rovnováhy patologie vestibulárního systému nebo mozečku (Čákr et al., 2012, s. 88–91). Navíc není zaveden mezinárodně jednotný způsob měření. To znemožňuje poznatky z výzkumů globálně využívat (Yamamoto et al., 2018, s. 201–206).

Při statické posturografii se liší například postavení nohou. Existují tři základní polohy – nohy postavené paralelně ve vzájemném kontaktu, další s patami od sebe ve vzdálenosti 3 až 5 cm a ploskami svírajícími úhel 30 stupňů a poslední způsob s nohama položenými paralelně bez vzájemného kontaktu. Pozice nohou je při vyšetření velmi zásadní, protože výsledky měření jsou na jejich poloze závislé (Scoppa et al., 2017, s. 707–713). Stoj s nohama paralelně vedle sebe a ve vzájemném kontaktu neboli Rombergův stoj. Takové postavení zvyšuje riziko pádů a je vhodná zvýšená obezřetnost či využití preventivních opatření (Takada, 2013, s. 1–3).

1.2 DeskBalance

Zařízení DeskBalance neslouží pouze k diagnostice, ale i k terapii. Vyšetřovaný stojí během diagnostiky na nestabilní ploše, která je zajištěna umístěním na pěnové podložce. Na horní ploše platformy je položen „chytrý“ mobilní telefon, který zaznamenává pomocí akcelerometru a gyroskopu výchylky plošiny. Aplikace v telefonu ukládá naměřená data a přeposílá je do počítače. Součástí vyšetření je například test, kdy pacient stojí 30 sekund se zavřenýma očima. Podobným způsobem lze trénovat stabilitu, při kterém pacient využívá vizuální zpětnou vazbu. K terapii lze použít her, ve kterých pomocí naklánění plošiny pacient prochází například bludištěm, které vidí na monitoru počítače. Tímto je trénována motorická

kontrola. DeskBalance má řadu výhod. Jedná se o jeden z nejdostupnějších systémů pro měření a terapii poruchy stability – nutnou výbavou je balanční deska (pokud se počítá s tím, že pacient už vlastní počítač a telefon). Terapie je pozitivně ovlivněna motivací díky možnosti využití her. Naměřené hodnoty se odvíjí od konkrétního modelu telefonu, nutnost je však, aby součástí zařízení byl gyroskop a akcelerometr. DeskBalance přináší objektivní výsledky vyšetření (Chromý, Žalud a Klíma, 2016, s. 200–205).

1.3 Povrchová topografie

Povrchovou topografií je rozuměn soubor metod využívaných zejména ke screeningu deformit páteře (Liu et al., 2013, s. 1–8) nebo k objektivizaci svalových dysbalancí trupu (Choi et al., 2018, s. 56–64). Tyto postupy byly vyvinuty za účelem snížit zdravotní riziko tím, že pacient bude při vyšetření méně často vystavován rentgenovému (RTG) záření (Liu et al., 2013, s. 1–8). Například pro diagnostiku skoliózy a zhodnocení její závažnosti je třeba stanovit velikost Cobbova úhlu (CU), přitom nejjednodušší a nejčastější způsob je pořízení RTG snímku. RTG zobrazovací metoda je velmi přesná, ale zároveň riziková. Jako alternativa se nabízí neinvazivní zobrazovací techniky, jejichž nevýhodou ovšem je, že nejsou schopné změřit rotaci obratlů tak, jako to dokážou radiační metody. Povrchová topografie to neumožňuje, protože hodnotí tvar páteře jen na základě povrchové charakteristiky trupu. Systémem bývají zaznamenány asymetrie lopatek, ramen, pasu, rotací trupu a jeho inklinace (Choi et al., 2018, s. 56–64). Mezi tyto metody patří například Moiré topografie, rasterstereografie, InSpeck a Formetric 3D (Liu et al., 2013, s. 1–8).

1.3.1 Moiré topografie

Moiré topografie (MT) je jedna z možných metod ke zhodnocení postury. Její hlavní využití je v diagnostice skolióz. MT dokáže efektivně a neinvazivně doplnit Adamsův test (AT), který se pro screening skoliózy využívá nejčastěji. Je velmi jednoduchý, neinvazivní a není nákladný (Kwok et al., 2017, s. 1–8).

Během vyšetření MT jsou na tělo člověka (především záda) promítány zpravidla dvě lineární mřížky, které společně vytváří na povrchu objektu třetí strukturu (Mandát, 2012, s. 29). Jedná se o takzvaný moiré efekt či fenomén, který vzniká interferencí dvou podobných vzorů, které jsou vůči sobě pootočené maximálně o 45 stupňů (Porto et al., 2010, s. 422–424). Při vyšetření je zachycen obraz, z něhož jsou pomocí počítače vypočteny parametry pro zhodnocení postury (Szopa a Domagalska-Szopa, 2017, s. 1–5).

Moiré vzor ukazuje zakřivení povrchu, stejně jako vrstevnice na mapě, a tak nás informuje o deformitě páteře (Watanabe, Aoki a Matsumoto, 2019, s. 56–64). Protože nerovný, asymetrický povrch zad se vyskytuje u pacientů se skoliózou, jeví se MT jako ideální metoda pro její screening (Fong et al., 2010, s. 1061–1071). Při vyšetření je důležité, aby se pacient nehýbal, protože i jemný pohyb změni rozmístění vzoru na ploše zad a tím zkreslí výsledky (Kandasamy, Bettany-Saltikov a van Schaik, 2020, in press). MT vyšetření může být prováděno jak ve stoji, tak v pozici hlubokého předklonu (Chowanska et al., 2012, s. 1–7).

Existují tři hlavní způsoby vyšetření využívající moiré efektu. Metoda projekční Moiré se využívá kvůli lepší senzitivitě, té je dosaženo větší hustotou mřížky a posunem její fáze. Počítač pak zpracovává dva obrazy, nejdříve pracuje jen se samotnou referenční mřížkou, pak s fotografií projektované mřížky na objektu a následně oba obrazy zpracuje dohromady. Modifikací prvního způsobu je dvouprojektorová Moiré metoda. Ta využívá na zobrazení mřížek dva projektory na dvou různých místech. Poslední je stínová Moiré metoda, při které se umísťuje mřížka těsně před zkoumaný povrch (Mandát, 2012, s. 32).

MT je jednoduchá screeningová metoda (Choi et al., 2018, s. 56–64). Díky její neinvazivnosti může být využívána pro častější opakovaná vyšetření. Také její nízká cena umožňuje objektivnější a přesnější diagnostiku, a to i mimo nemocnice (Filho et al., 2017, s. 356–360). Porto et al. (2010, s. 422–424) uvádí, že MT neklade příliš vysoké nároky na odbornost obsluhy. Podle jiných autorů je naopak potřeba specializovaného personálu kvůli interpretaci výsledků, které nejsou úplně jednoznačné (Watanabe, Aoki a Matsumoto, 2019, s. 56–64). Bogdán (2018, s. 81–85) upozorňuje na to, že neexistuje jednotná hodnotící škála a zároveň považuje provedení metody za technicky komplikované a vyhodnocení obrazů za velmi časově náročné.

Další nevýhodou je, že výsledky vyšetření jsou jen subjektivním hodnocením na základě aspekce a mohou být ovlivněny i nízkou ostroť snímků. I přesto se MT jeví jako spolehlivější metoda hodnocení než samostatná aspekce (Filho et al., 2017, s. 356–360). Ačkoli byl k usnadnění analýzy snímků vyvinut speciální software, je k vyhodnocení fotografií potřeba i odborný pracovník. Navíc interpretace systému nemusí být vždy správná, protože program může mít problémy s detekcí okrajů linií, které nejsou vždy spojitě (Porto et al., 2010, s. 422–424).

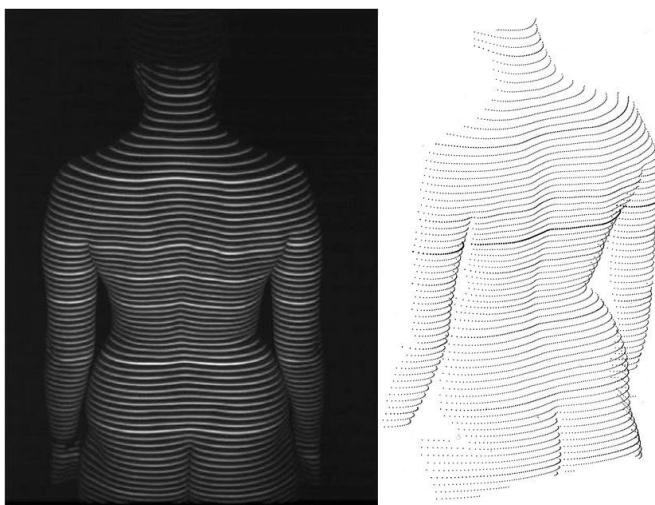
Další problém metody spočívá v tom, že výsledky jsou jen kvalitativní. V případě skoliózy nelze zjistit hodnoty Cobbova úhlu (Watanabe, Aoki a Matsumoto, 2019, s. 56–64).

Chowanska et al. (2012, s. 1–7) porovnávali výsledky vyšetření skoliózy pomocí skoliometru s MT. Skoliometr je jednoduchý typ inklinometru, který měří asymetrie trupu a jeho rotaci ve stupních (Amendt et al., 1990, s. 108–117). Za nevýhody MT považují složité určení patologických mezních hodnot, finanční náročnost na vybavení a nutnost specificky vhodné místnosti. Metoda je časově náročná na přípravu i následné vyhodnocení. Není považována za dostatečně citlivou a specifickou (Chowanska et al., 2012, s. 1–7). Naopak Karachalios et al. (1999, s. 2318–2324) uvádí, že citlivost MT je 100 % a specificita 85,38 %. Do kontrastu dává tyto hodnoty s výsledky z vyšetření pomocí AT a skoliometru. Pro AT je citlivost 84,37 % a specificita 93,44 %. Pro skoliometr jsou tyto hodnoty 90,62 % a 79,76 %. Z těchto výsledků výzkumníci vyhodnocují, že MT je vysoce reprodukovatelná metoda pro hodnocení skoliózy. Chowanska et al. (2012, s. 1–7) dodávají, že MT má dobrou opakovatelnost.

1.3.2 Rasterstereografie

Další metodou pro objektivní vyšetření deformit páteře je rasterstereografie (RSG). Jedná se o neinvazivní tří-dimenzionální zobrazovací techniku. Během vyšetření jsou na záda promítnuty dvě paralelní světelné linie a tento stav je zaznamenán fotoaparátem. Tvarem zad jsou rastrové linie určitým způsobem deformovány a počítač z tohoto obrazu dokáže vytvořit 3D model páteře (Mohokum et al., 2010, s. 1353–1358)

Na povrchu zad na snímku je zaznamenáno zpravidla 8 000 bodů, na jejichž základě je vyhodnocen tvar zakřivení trupu ve 3D (viz obrázek 8). K měření se dále využívají významné anatomické body. Ty se musí nacházet na promítnuté linii. Mezi liniemi je asi 1 milimetrová mezera a s body v ní nelze pracovat (Drerup, 2014, s. 1–14).



Obrázek 8 Linie promítnuté na plochu zad a jejich převedení na systém bodů (Drerup, 2014, s. 1–14)

Vzhledem k nutnosti vyznačit řadu anatomických bodů, se uvažovalo o tom, zda hodnota BMI může ovlivnit spolehlivost výsledků. Vliv BMI byl však vyvrácen a jeho hodnota nehraje žádnou roli. Naopak nepřesnost měření by mohla být způsobena nadměrným tělesným ochlupením, výraznou muskulaturou nebo i oblečením (Mohokum et al., 2010, s. 1353–1358). Záznam bodů může komplikovat rozptyl světla na kůži, který způsobí rozmazání. Proto jsou od sebe čáry na tolik vzdáleny, aby k tomuto problému docházelo minimálně (Drerup, 2014, s. 1–14). Z vytvořeného modelu trupu jsou dále určovány parametry jako sklon trupu, velikost ThK nebo LL (Betsch et al., 2010, s. 1735–1739).

Rekonstrukce zad se provádí pomocí transformace pruhů do rozptylového grafu. Podle zaznamenaných bodů je vyhodnoceno, zda je povrch konvexní nebo konkávní. Systém automaticky detekuje určité anatomické body jako je typicky konvexní processus spinosus C7 nebo konkávní fossae lumbales (Furian et al., 2013, s. 29–33).

Podle Schroedera, Reera a Braumanna (2015, s. 262–269) má RSG nejvíce reliabilní výsledky pro hodnoty zjištěné v sagitální rovině, horší reliabilita je pro měření ve frontální rovině – například pro pánevní a trupové dysbalance.

RSG nachází využití i při zhodnocení úspěšnosti konzervativní nebo operační terapie (Guidetti et al., 2013, s. 1–5). Kromě využití metody pro analýzu zakřivení páteře při klidném stoji může být metoda aplikována i v jiné pozici pacienta. Jde například o Matthiasův test, který patologie v oblasti trupu zvýrazní. Jeho hodnocení pomocí přístrojové techniky se stává mnohem přesnějším a objektivnějším. Dokonce je možné využít RSG i za dynamických podmínek (Betsch et al., 2010, s. 1735–1739).

Problémem metody je neexistence jednotného systému, pomocí něž by se získané parametry analyzovaly a interpretovaly. Absence jednotné hodnotící škály vede k subjektivnímu vyhodnocení získaných dat (Colombo et al., 2019, s. 1–33).

Krott, Wild a Bretsch (2020, in press) však uvádějí, že RSG je dostatečně reliabilní a validní i na to, aby se stala vhodnou alternativou pro běžné RTG vyšetření pacientů s vadami páteře. To však neplatí pro vyšetření degenerativních onemocnění páteře, zde Wanke-Jellinek et al. (2019, s. 2162–2168) uvádí, že RSG dostatečně reliabilní není a RTG vyšetření v tomto případě nahradit nemůže.

Bassani et al. (2019, s. 526–535) uvádějí, že při vyšetření skoliózy má vyšetřující tendenci hodnotit velikost CU menší, než zjistí RTG vyšetření. Korelační koeficient pro měření CU byl zjištěn mezi 0,6 a 0,8 (Thometz et al., 2000, s. 512–516; Berryman et al., 2008,

s. 663–672). Ze všech těchto zjištění vyplývá, že RSG nemůže být považována za vhodnou alternativu RTG vyšetření v klinické praxi. Uplatnění metody je naopak vhodné pro screening deformit páteře jako je skolióza hlavně díky své zmiňované neinvazivitě (Bassani et al., 2019, s. 526–535). Je vhodná i pro kontrolní vyšetření (Tabard-Fougere et al., 2017, s. 98–105).

U neinvazivních systémů pro diagnostiku skoliózy je dobré zmínit, že dnes existuje řada mobilních aplikací. Tažením mobilního telefonu podél páteře pak lze zjistit velikost úhlu rotace trupu. Metoda je velmi jednoduchá na provedení, ale její spolehlivost a výpovědní hodnota příliš vysoká není kvůli možnému špatnému úchopu nebo přiložení mobilního telefonu (Franko, Bray a Newton, 2012, s. 72–75).

Závěr

Mezi stojem a posturou je velmi úzký vztah. Postura je součástí stoje, a protože to není klidová pozice, ani stoj nemůže být pasivní. Pro stoj jsou typické neustálé fyziologické drobné výchyly. Na nich lze pozorovat, jak organismus vyhodnocuje informace z vnějšího a vnitřního prostředí a snaží se udržet stabilitu. Jedná se zejména o reakci na působení vnitřních a zevních sil, zpracování aferentace z proprioreceptorů, kožních receptorů, vestibulárního a zrakového aparátu. Stabilita stoje se kromě kvality získaných vjemů odvíjí i od velikosti opěrné báze, hmotnosti a výšky těla, únavy, druhu a pravidelnosti prováděné sportovní aktivity.

Jak by měl vypadat ideální stoj, nelze přesně stanovit. Za optimální držení těla by se dalo považovat takové nastavení částí těla, kdy jsou klouby ve středním postavení. Pozornost je vhodné věnovat například postavení nohou, protože od toho se celé nastavení těla odvíjí. Například noha s nízkou podélnou klenbou a valgózním postavením paty způsobí decentraci v kyčelních kloubech. A právě v otázce postavení nohou se názory rozcházejí. Obecně je lepší, aby nebyly nohy ve vzájemném kontaktu, ale mírně od sebe. To zajistí dostatečně širokou základnu a širší základna zajistí lepší stabilitu.

Předpokladem pro stoj bez přítomnosti patologií je vyrovnané napětí ligament, kloubních pouzder a svalů v každém skloubení. Rovnováha je zajišťována vyváženou aktivitou segmentových a sektorových stabilizátorů. V případě zajištění stabilizace páteře mluvíme o svalech souhrnně označovaných jako takzvaný hluboký stabilizační systém. Kromě podílení se na rovnoměrném rozložení tlaků v kloubech trupu je jeho aktivita nutná pro udržení napřímené páteře, což je jedním z hlavních atributů správného stoje. Mezi svaly stabilizující páteř v užším pojetí patří v horizontále uložená bránice a svaly pánevního dna, ve vertikální rovině m. transversus abdominis a mm. multifidi. Patologie HSS se odráží na držení těla a lze je zaznamenat při vyšetření stoje aspekci. Při tomto způsobu vyšetření je pozornost dále zaměřena na zakřivení páteře, které souvisí s nastavením pánve. Páneve se fyziologicky nachází v lehké anteverzi. Čím je anteverze větší, tím je větší i bederní lordóza. Velikost lordózy se odvíjí i od velikosti hrudní kyfózy. Zakřivení páteře zároveň ovlivňuje pozici těžiště a tím opět posturální stabilitu.

K vyšetření stoje lze využít sofistikovaných metod. V České republice se hojně využívá posturografického vyšetření, které je založeno na monitorování pohybu Centre of Pressure. Existují dva druhy posturografického vyšetření, a to statické a dynamické. Podle nalezených studií se názory na časovou náročnost provedení liší. Jisté však je, že výhodou je neinvazivnost přístupu, nevýhodou je nemožnost diagnostikování etiologie poruchy rovnováhy. Velmi levnou

variantou obdobného vyšetření posturální stability by mohlo být zařízení DeskBalance. Nevýhodou u tohoto systému je, že prakticky neexistují studie, které by objektivně hodnotily jeho validitu. V rámci diagnostiky deformit páteře se čím dál víc rozšiřují metody povrchové topografie, jako jsou například Moiré topografie a rasterstereografie. Jejich přínos zásadně spočívá v neinvazivnosti. Snahou je nahradit těmito vyšetřovacími přístupy rentgenologická vyšetření a tím snížit zdravotní riziko, které je s nimi spojeno. Negativem jsou neexistující jednotné metodické postupy pro analýzu a interpretaci výsledků, tudíž jsou metody zatíženy značnou subjektivitou. Prozatím se metody povrchové topografie jeví jako vhodná doplňková vyšetření, protože pomocí nich nelze přesně určit stupeň onemocnění, a tedy stanovit správný terapeutický postup.

Referenční seznam

AMENDT, L. E., AUSE-ELIAS, K. L., EYBERS, J. L., WADSWORTH, C. T., NIELSEN, D. H., WEINSTEIN, S. L. 1990. Validity and reliability testing of the Scoliometer®. *Physical therapy* [online]. 70(2), 108–117, [cit. 2020-06-15]. ISSN 1538-6724. Dostupné z: doi 10.1093/ptj/70.2.108.

ANDREATO, L. V., DE OLIVEIRA, D. V., FOLLMER, B., BERTOLINI, S. M. M. G. 2020. The influence of age and overweight or obesity on foot sensitivity and postural control: A systematic review. *Australasian Journal on Ageing* [online]. in press, [cit. 2020-04-17]. ISSN 1440-6381. Dostupné z: doi 10.1111/ajag.12782.

ARANEDA, J. E. SOLORZA, E. M. 2013. Plantar cutaneous sensibility and dynamic balance in healthy elderly of the community: relational study. *Fisioterapia e Pesquisa* [online]. 20(4), 310–315, [cit. 2020-04-18]. Dostupné z: <https://pdfs.semanticscholar.org/a75c/d3dfa830be3f9255d4c622d312b13a6e9b02.pdf>.

BALESTRUCCI, P., DAPRATI, E., LACQUANITI, F., MAFFEI, V. 2017. Effects of visual motion consistent or inconsistent with gravity on postural sway. *Experimental Brain Research* [online]. 235(7), 1–12, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi 10.1007/s00221-017-4942-3.

BARREY, C., JUND, J., PERRIN, G., ROUSSOULY, P. 2007. Spinopelvic alignment of patients with degenerative spondylolisthesis. *Neurosurgery* [online]. 61(5), 981–986, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1524-4040. Dostupné z: doi 10.1227/01.neu.0000303194.02921.30.

BARTOŇOVÁ, M., MERHAUT, B. 1971. *Jóga: od staré Indie k dnešku*. Praha: Avicenum.

BASSANI, T., STUCOVITZ, E., GALBUSERA, F., BRAYDA-BRUNO, M. 2019. Is rasterstereography a valid noninvasive method for the screening of juvenile and adolescent idiopathic scoliosis?. *European spine journal* [online]. 28(3), 526–535, [cit. 2020-05-30]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-018-05876-0.

BEEN, E., PESSAH, H., BEEN, L., TAWIL, A., PELEG, S. 2007. New method for predicting the lumbar lordosis angle in skeletal material. *Anatomical record* [online]. 290(12), 1568–1573, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1932-8494. Dostupné z: doi 10.1002/ar.20607.

BEEN, E., BARASH, A., MAROM, A., KRAMER, P. A. 2010. Vertebral bodies or discs: which contributes more to human-like lumbar lordosis?. *Clinical orthopaedics and related*

research [online]. 468(7), 1822–1829, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1528-1132. Dostupné z: doi 10.1007/s11999-009-1153-7.

BERRYMAN, F., PYNSENT, P., FAIRBANK, J., DISNEY, S. 2008. A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *European spine journal* [online]. 17(5), 663–672, [cit. 2020-05-30]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-007-0581-x.

BETSCH, M., WILD, M., JUNGBLUTH, P., THELEN, S., HAKIMI, M., WINDOLF, J., HORSTMANN, T., RAPP, W. 2010. The rasterstereographic-dynamic analysis of posture in adolescents using a modified Matthiass test. *European spine Journal* [online]. 19(10), 1735–1739, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-010-1450-6.

BEUTER, A., HERNÁNDEZ, R., RIGAL, R., MODOLO, J., BLANCHET, P. J. 2008. Postural sway and effect of levodopa in early Parkinson's disease. The Canadian journal of neurological sciences. *Le journal canadien des sciences neurologiques* [online]. 35(1), 65–68, [cit. 2020-04-18]. ISSN 2057-0155. Dostupné z: 10.1017/s0317167100007575.

BJÖRKLUND, M., CRENSHAW, A., DJUPSJÖBACKA, M., JOHANSSON, H. 2000. Position sense acuity is diminished following repetitive low-intensity work to fatigue in a simulated occupational setting. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 81(5), 361–367, [cit. 2020-04-26]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi 10.1007/s004210050055.

BOGDÁN, C. 2018. *The Moiré Method and its Application in Scoliosis*. In: HÁBER, I. E., BOGDÁN, C., SZŐKE, A. Proceedings of the 4th International Interdisciplinary 3D Conference. University of Pécs, Hungary. ISBN: 978-963-429-267-8.

BORDONI, B. 2017. Network of breathing. Multifunctional role of the diaphragm: a review. *Advances in Respiratory Medicine* [online]. 85(5), 290–291, [cit. 2020-02-20]. ISSN 2451-4934. Dostupné z: doi 10.5603/ARM.2017.0047.

BORDONI, B., ZANIER, E. 2013. Anatomic connections of the diaphragm: influence of respiration on the body system. *Journal of Multidisciplinary Healthcare* [online]. (6), 281–291, [cit. 2020-03-10]. ISSN 1178-2390. Dostupné z: doi 10.2147/JMDH.S45443.

BOULAY, C., TARDIEU, C., HECQUET, J., BENAÏM, C., MOUILLESEAUX, B., MARTY, C., PRAT-PRADAL, D., LEGAYE, J., DUVAL-BEAUPÈRE, G., PÉLISSIER, J. 2006. Sagittal alignment of spine and pelvis regulated by pelvic incidence: standard values and prediction of lordosis. *European spine journal* [online]. 15(4), 415–422, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-005-0984-5.

BOYLE, K. L., OLINICK, J., LEWIS, C. 2010. The value of blowing up a balloon. *North American Journal of Sports Physical Therapy* [online]. 5(3), 179–188, [cit. 2020-03-18]. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2971640/>.

BRAUER, S. G., BURNS, Y., GALLEY, P. 2000. A prospective study of laboratory and clinical measures of postural stability to predict community-dwelling fallers. *The Journals of Gerontology* [online]. 55(8), M469–M476, [cit. 2020-04-17]. ISSN 1079-5006. Dostupné z: doi 10.1093/gerona/55.8.m469.

BRENNAN, R. 2014. *Správné držení těla: jak se zbavit bolesti páteře, napětí a stresu*. V Praze: Slovart. ISBN 978-80-7391-852-1.

Cambridge Dictionary. 2020. Posture, meaning in the Cambridge English Dictionary [online]. [cit. 2020-03-05]. Dostupné z: <https://dictionary.cambridge.org/dictionary/english/posture>.

CARINI, F., MAZZOLA, M., FICI, C., PALMERI, S., MESSINA, M., DAMIANI, P., TOMASELLO, G. 2017. Posture and posturology, anatomical and physiological profiles: overview and current state of art. *Acta bio-medica: Atenei Parmensis* [online]. 88(1), 11–16, [cit. 2020-04-18]. ISSN 2531-6745. Dostupné z: doi 10.23750/abm.v88i1.5309.

CLÉMENT, J. L., GEOFFRAY, A., YAGOUBI, F., CHAU, E., SOLLA, F., OBOROCIANU, I., RAMPAL, V. 2013. Relationship between thoracic hypokyphosis, lumbar lordosis and sagittal pelvic parameters in adolescent idiopathic scoliosis. *European spine journal* [online]. 22(11), 2414–2420, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: 10.1007/s00586-013-2852-z.

COLOMBO, T., MANGONE, M., BERNETTI, A., PAOLONI, M., SANTILLI, V., PALAGI L. 2019. Supervised and unsupervised learning to classify scoliosis and healthy subjects based on non-invasive rasterstereography analysis. *DIAG Technical Reports* [online]. 1–33, [cit. 2020-05-29]. ISSN 2281-4299. Dostupné z: <http://users.diag.uniroma1.it/~biblioteca/sites/default/files/documents/2019-08.pdf>.

COOPER, N., CANT, I., WHITE, M. D., MEYER, G. F. 2018. Perceptual assessment of environmental stability modulates postural sway. *Plos One* [online]. 13(11), 1–21, [cit. 2020-04-16]. Dostupné z: doi 10.1371/journal.pone.0206218.

CURYLO, L. J., EDWARDS, C., DEWALD, R. W. 2002. Radiographic markers in spondyloptosis: implications for spondylolisthesis progression. *Spine (Phila Pa 1976)*

[online]. 27(18), 2021–2025, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1528-1159. Dostupné z: 10.1097/00007632-200209150-00010.

ČAKRT, O., FUNDA, T., ČERNÝ, R., KOLÁŘ, P., MUŽÍK, J., JEŘÁBEK, J. 2012. Diagnosticky specifické nálezy při posturografickém vyšetření – dvě kazuistiky. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 75/108(1), 88–91, [cit. 2020-05-26]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2012-1-10/diagnosticky-specificke-nalez-y-pri-posturografickem-vysetreni-dve-kazuistiky-37195>.

ČERNÁ, L. 2009. Posturální kontrola, schopnost udržení rovnováhy a motorický vývoj dětí. In: KRESTA, J. a PETRŮ, D. *Pohyb je život 2009: sborník konference pořádané dne 11. února 2009*. Ústí nad Labem: Univerzita J. E. Purkyně v Ústí nad Labem. ISBN 978-80-7414-122-5.

ČIHÁK, R. 2006. *Anatomie 1* (2. vyd.). Praha: Grada. ISBN 90-7169-970-5.

DAVIDSON, B. S., MADIGAN, M. L., NUSSBAUM, M. A. 2004. Effects of lumbar extensor fatigue and fatigue rate on postural sway. *European Journal of Applied Physiology*. [online]. 93(1-2), 183–189, [cit. 2020-04-26]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi 10.1007/s00421-004-1195-1.

DE MELLO M. C., DE SÁ FERREIRA, A., RAMIRO FELICIO, L. 2017. Postural Control During Different Unipodal Positions in Professional Ballet Dancers. *Journal of Dance Medicine & Science* [online]. 21(4), 151–155, [cit. 2020-03-14]. ISSN 1089-313X. Dostupné z: doi 10.12678/1089-313X.21.4.151.

DIEBO, B. G., VARGHESE, J. J., LAFAGE, R., SCHWAB, F. J., LAFAGE, V. 2015. Sagittal alignment of the spine: What do you need to know?. *Clinical neurology and neurosurgery* [online]. 139, 295–301, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1872-6968. Dostupné z: doi 10.1016/j.clineuro.2015.10.024.

DRERUP, B. 2014. Rasterstereographic measurement of scoliotic deformity. *Scoliosis* [online]. 9(1), 1-14, [cit. 2020-05-29]. ISSN 1748–7161. Dostupné z: doi 10.1186/s13013-014-0022-7.

DRŠATA, J., VALIŠ, M., LÁNSKÝ, M., VOKURKA, J. 2008. Přínos statické počítačové posturografie ke skriningovému vyšetření kvantifikace posturální rovnováhy. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 71/104(4), 422–428, [cit. 2020-05-26]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.csnn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2008->

4/prinos-staticke-pocitacove-posturografie-ke-skriningovemu-vysetreni-kvantifikace-posturalni-rovnovahy-49636.

EBENBICHLER, G. R., ODDSSON, L. I., KOLLMITZER, J. ERIM, Z. 2001. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Medicine and Science in Sports and Exercise* [online]. 33(11), 1889–1898, [cit. 2020-05-02]. ISSN 0195-9131. Dostupné z: doi 10.1097/00005768-200111000-00014.

ECKMANN, T., STODDART, D. 2015. The Power of Posture: a program to encourage optimal posture. *Journal of Active Aging* [online]. 14(4), 54–68, [cit. 2020-03-19]. Dostupné z: <https://ourbgcc.com/wp-content/uploads/2015/08/Power-of-Posture.pdf>

EUSEBI, L. H., RATNAKUMARAN, R., YUAN, Y., SOLAYMANI-DODARAN, M., BAZZOLI, F., FORD, A. C. 2018. Global prevalence of, and risk factors for, gastro-oesophageal reflux symptoms: a meta-analysis. *Gut* [online]. 67(3), 430–440, [cit. 2020-05-12]. ISSN 0017-5749. Dostupné z: doi 10.1136/gutjnl-2016-313589.

FELDENKRAIS, M. 1996. *Feldenkraisova metoda: pohybem k sebeuvědomění*. Praha: Pragma. ISBN 80-7205-058-3.

FILHO, J. N., BATISTA, L. A., GURGEL, J. L., PORTO, F. 2017. Shadow Moiré technique for postural assessment: qualitative assessment protocol by intra- and inter-rater evaluation. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 29(2), 356–360, [cit. 2020-05-27]. ISSN 2187-5626. Dostupné z: doi 10.1589/jpts.29.356.

FONG, D. Y. T., LEE, CH. F., CHEUNG, K. M. CH., CHENG, J. CH. Y., NG, B. K. W., LAM, T. P., MAK, K. H., YIP, P. S. F. LUK, K. D. K. 2010. A Meta-Analysis of the Clinical Effectiveness of School Scoliosis Screening. *Spine* [online]. 35(10), 1061–1071, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi 10.1097/BRS.0b013e3181bcc835.

FRANK, C., KOBEŠOVÁ, A., KOLÁŘ, P. 2013. Dynamic neuromuscular stabilization & sports rehabilitation. *International journal of sports physical therapy* [online]. 8(1), 62–73, [cit. 2020-05-01]. ISSN 2159-2896. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3578435/>.

FRANKO, O., BRAY, CH., NEWTON, P. O. 2012. Validation of a Scoliometer Smartphone App to Assess Scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopedics* [online]. 32(8), e72–e75, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0271-6798. Dostupné z: doi 10.1097/BPO.0b013e31826bb109.

FURIAN, T. C., RAPP, W., ECKERT, S., WILD, M., BETSCH, M. 2013. Spinal posture and pelvic position in three hundred forty-five elementary school children: a rasterstereographic pilot study. *Orthopedic reviews* [online]. 5(1), 29–33, [cit. 2020-05-29]. ISSN 2035-8237. Dostupné z: doi 10.4081/or.2013.e7.

GHAMKHAR, L., KAHLAEE, A., H. 2019. The effect of trunk muscle fatigue on postural control of upright stance: A systematic review. *Gait & Posture* [online]. 72, 167–174, [cit. 2020-04-26]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2019.06.010.

GLASSAUER, S. 1995. Linear Acceleration Perception: Frequency Dependence of the Hilltop Illusion. *Acta Otolaryngol Suppl* [online]. (520), 37–40, [cit. 2020-03-18]. Dostupné z: doi 10.3109/00016489509125184.

GOLOMER, E., CRÉMIEUX, J., DUPUI, P., ISABLEU, B., OHLMANN, T. 1999. Visual contribution to self-induced body sway frequencies and visual perception of male professional dancers. *Neuroscience Letters* [online]. 267(3), 189–192, [cit. 2020-03-14]. ISSN 0304-3940. Dostupné z: doi 10.1016/s0304-3940(99)00356-0.

GRIBBLE, P. A., ROBINSON, R. H. 2009. Alterations in knee kinematics and dynamic stability associated with chronic ankle instability. *Journal of athletic training* [online]. 44(4), 350–355, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1062-6050. Dostupné z: 10.4085/1062-6050-44.4.350.

GROSS, J. M., FETTO, J., SUPNICK, E. R. 2005. *Vyšetření pohybového aparátu*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-720-8.

GUIDETTI, L., BONAVOLONTÀ, V., TITO, A., REIS, V. M., GALLOTTA, M. C., BALDARI, C. 2013. Intra- and interday reliability of spine rasterstereography. *BioMed Research International* [online]. 1–5, [cit. 2020-05-28]. ISSN 2314-6141. Dostupné z: doi 10.1155/2013/745480.

GÚTH, A. 2000. *Výchovná rehabilitace aneb Jak vyučovat školu páteře: odborná publikace určená pro odbornou a laickou veřejnost*. 1. vyd., Praha: X-Egem. ISBN 8071990396.

HÁLKOVÁ, J. 2009. *Zdravotní tělesná výchova: speciální učební texty*. 6. vyd. Praha: Česká asociace Sport pro všechny. ISBN 80-86586-15-4.

HERPIN, G., GAUCHARD, G. C., LION, A., COLLET, P., KELLER, D. PERRIN, P., P. 2010. Sensorimotor specificities in balance control of expert fencers and pistol shooters. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 20(1), 162–169, [cit. 2020-03-05]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2009.01.003.

HNÍZDIL, J., ŠAVLÍK, J., CHVÁLOVÁ, O. 2005. *Vadné držení těla dětí*. Praha: Triton. ISBN 80-7254-656-2.

HODGES, P. W., GANDEVIA, S. C. 2000. Changes in intra-abdominal pressure during postural and respiratory activation of the human diaphragm. *Journal of Applied Physiology* [online]. 89(3), 967–976, [cit. 2020-02-18]. Dostupné z: doi 10.1152/jappl.2000.89.3.967.

HODGES, P. W., SAPSFORD, R., PENGEL, L. H. 2007. Postural and respiratory functions of the pelvic floor muscles. *Neurourology and Urodynamics* [online]. 26(3), 362–371, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0733-2467. Dostupné z: doi 10.1002/nau.20232.

HORAK, F. B. 2006. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural control of balance to prevent falls?. *Age and Ageing* [online]. 35 Suppl, 2ii7–ii11, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0002-0729. Dostupné z: doi 10.1093/ageing/afl077.

HORAK, F. B., NASHNER, L. M. 1986. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of neurophysiology* [online]. 55(6), 1369–1381, [cit. 2020-04-13]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: doi 10.1152/jn.1986.55.6.1369.

HUGEL, F., CADOPI, M., KOHLER, F., PERRIN, P. 1999. Postural control of ballet dancers: a specific use of visual input for artistic purposes. *International Journal of Sports Medicine* [online]. 20(2), 86–92, [cit. 2020-03-06]. ISSN 0172-4622. Dostupné z: doi 10.1055/s-2007-971098.

CHANG, W. D., LIN, H. Y., LAI, P. T. 2015. Core strength training for patients with chronic low back pain. *Journal of physical therapy science* [online]. 27(3), 619–622, [cit. 2020-05-02]. ISSN 2187-5626. Dostupné z: <https://doi.org/10.1589/jpts.27.619>.

CHOI, R., WATANABE, K., FUJITA, N., OGURA, Y., MATSUMOTO, M., DEMURA, S., KOTANI, T., WADA, K., MIYAZAKI, M., SHIGEMATSU, H., AOKI, Y. 2018. Measurement of Vertebral Rotation from Moire Image for Screening of Adolescent Idiopathic Scoliosis. *The Institute of Image Electronics Engineers of Japan* [online]. 6(2), 56–64, [cit. 2020-05-27]. Dostupné z: https://www.jstage.jst.go.jp/article/tievciieej/6/2/6_56/_pdf.

CHOWANSKA, J., KOTWICKI, T., ROSADZINSKI, K., SLIWINSKI, Z. 2012. School screening for scoliosis: can surface topography replace examination with scoliometer?. *Scoliosis* [online]. 7(1), in press, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1748–7161. Dostupné z: doi 10.1186/1748-7161-7-9.

CHROMÝ, A., ŽALUD, L., KLÍMA, O. 2016. DeskBalance: Novel Gamified System for Diagnosis and Treatment of Postural Stability. *IFAC-PapersOnLine (ELSEVIER)* [online]. 49(25), 200–205, [cit. 2020-05-30]. ISSN 2405-8963. Dostupné z: doi 10.1016/j.ifacol.2016.12.034.

IHARA, H., TAKAYAMA, M., FUKUMOTO, T. 2008. Postural control capability of ACL-deficient knee after sudden tilting. *Gait & posture* [online]. 28(3), 478–482, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2008.03.009.

JANURA, M. 2003. *Úvod do biomechaniky pohybového systému člověka*. Olomouc: Univerzita Palackého. ISBN 80-244-0644-6.

JANURA, M. 2012. *Metody biomechanické analýzy pohybu*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3261-8.

JANURA, M., PROCHÁZKOVÁ, M., SVOBODA, Z., BIZOVSKÁ, L., JANDOVÁ, S., KONEČNÝ, P. 2019. Standing balance of professional ballet dancers and non-dancers under different conditions. *Plos One* [online]. 14(10), 1–12, [cit. 2020-03-14]. ISSN 1932-6203. Dostupné z: doi 10.1371/journal.pone.0224145.

JOHANSON, E., BRUMAGNE, S., JANSSENS, L., PIJNEBURG, M., CLAEYS, K., PÄÄSUKE, M. 2011. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *European Spine Journal* [online]. 20(12), 2152–2159, [cit. 2020-04-26]. ISSN 0940-6719. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-011-1825-3.

KALITOVÁ, P., ČAKRT, O., ČADA, Z., PROFANT, O., CHOVANEC, M., BETKA, J., JEŘÁBEK, J. 2013. Význam vestibulárního a posturografického vyšetření u pacientů s vestibulárním schwannomem. *Česká a slovenská neurologie a neurochirurgie* [online]. 76/109(4), 469–474, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1803-6597. Dostupné z: <https://www.csn.eu/casopisy/ceska-slovenska-neurologie/2013-4-4/vyznam-vestibularniho-a-posturografickeho-vysetreni-u-pacientu-s-vestibularnim-schwannomem-41173>.

KANDASAMY, G., BETTANY-SALTIKOV, J., VAN SCHAIK, P. 2020. Posture and Back Shape Measurement Tools: A Narrative Literature Review. *IntechOpen* [online]. in press, [cit. 2020-05-28]. Dostupné z: doi 10.5772/intechopen.91803.

KANNUS, P., PARKKARI, J., KOSKINEN, S., NIEMI, S., PALVANEN, M., JÄRVINEN, M., VUORI, I. 1999. Fall-induced injuries and deaths among older adults. *JAMA* [online]. 281(20), 1895–1899, [cit. 2020-05-28]. ISSN 0098-7484. Dostupné z: doi 10.1001/jama.281.20.1895.

KANNUS, P., PARKKARI, J., NIEMI, S., PALVANEN, M. 2005. Fall-induced deaths among elderly people. *American journal of public health* [online]. 95(3), 422–424, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1541-0048. Dostupné z: doi 10.2105/AJPH.2004.047779.

KAPANDJI, A. I. 1987. *The physiology of the joints: annotated diagrams of the mechanics of the human joints*. 5th edition. Edinburgh: Churchill Livingstone, Volume 2, Lower limb. ISBN 0-443-03618-7.

KARACHALIOS, T., SOFIANOS, J., ROIDIS, N., SAPKAS, G., KORRES, D., NIKOLOPOULOS, K. 1999. Ten-year follow-up evaluation of a school screening program for scoliosis. Is the forward-bending test an accurate diagnostic criterion for the screening of scoliosis?. *Spine (Phila Pa 1976)* [online]. 24(22), 2318–2324, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1528-1159. Dostupné z: doi 10.1097/00007632-199911150-00006.

KENDALL, F., P. c2005. *Muscles: testing and function with posture and pain*. 5th ed. Baltimore, MD: Lippincott Williams & Wilkins. ISBN 0-7817-4780-5.

KIBLER, W. B., PRESS, J., SCIASCIA, A. 2006. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sports Medicine* [online]. 36, 189–198, [cit. 2020-05-02]. ISSN 1179-2035. Dostupné z: doi 10.2165/00007256-200636030-00001.

KIERS, H., VAN DIEËN, J., DEKKERS, H., WITTINK, H., VANHEES, L. 2013. A Systematic Review of the Relationship between Physical Activities in Sports or Daily Life and Postural Sway in Upright Stance. *Sports Medicine* [online]. 43(11), 1171–1189, [cit. 2020-03-04]. ISSN 0112-1642. Dostupné z: doi 10.1007/s40279-013-0082-5.

KITABAYASHI, T., DEMURA, S., NODA, M., YAMADA, T. 2004. Gender differences in body-sway factors of center of foot pressure in a static upright posture and under the influence of alcohol intake. *Journal of Physiological Anthropology and Applied Human Science* [online]. 23(4), 111–118, [cit. 2020-04-17]. ISSN 1345-3475. Dostupné z: doi 10.2114/jpa.23.111.

KOCJAN, J., MARIUSZ, A., GZIK-ZROSKA, B., CZYEWski, D., RYDEL, M. 2017. Network of breathing. Multifunctional role of the diaphragm: a review. *Advances in Respiratory Medicine* [online]. 85(4), 224–232, [cit. 2020-02-20]. ISSN 2451-4934. Dostupné z: doi 10.5603/ARM.2017.0037.

KOLÁŘ, P. 2006. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 13(4), 155–170, [cit. 2020-05-01]. ISSN 1211-2658.

Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2006-4/vertebrogenni-obtize-a-stabilizacni-funkce-svalu-diagnostika-4889>.

KOLÁŘ, P. 2009. *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-657-1.

KOLÁŘ, P., LEWIT, K. 2005. Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi* [online]. 5, 270–275, [cit. 2020-05-01]. ISSN 1213-1814. Dostupné z: https://www.neurologiepropraxi.cz/artkey/neu-200505-0010_Vyznam_hlubokeho_stabilizacniho_systemu_v_ramci_vertebrogegnich_obtizi.php.

KOLÁŘ, P., NEUWIRTH, J., ŠANDA, J., SUCHÁNEK, V., SVATÁ, Z., VOLEJNÍK, J., PIVEC, M. 2009. Analysis of Diaphragm Movement during Tidal Breathing and during its Activation while Breath Holding Using MRI Synchronized with Spirometry. *Physiological Research* [online]. 58(3), 383–392, [cit. 2020-02-22]. ISSN 1802-9973. Dostupné z: https://www.rehabps.cz/data/58_383.pdf.

KOLÁŘOVÁ, B. 2012. *Přístrojové vyšetřovací metody k hodnocení pohybu v klinické praxi*. Olomouc: EZ Centrum. ISBN 978-80-260-1645-8.

KORAKAKIS, V., O'SULLIVAN, K., O'SULLIVAN, P. B., EVAGELINO, V., SOTIRALIS, Y., SIDERIS, A., SAKELLARIOU, K., KARANASIOS, S., GIAKAS, G. 2019. Physiotherapist perceptions of optimal sitting and standing posture. *Musculoskeletal science & practice* [online]. 39, 24–31, [cit. 2020-04-18]. ISSN 2468-7812. Dostupné z: doi 10.1016/j.msksp.2018.11.004.

KOROVESSIS, P., DIMAS, A., ILIOPOULOS, P., LAMBIRIS, E. 2002. Correlative analysis of lateral vertebral radiographic variables and medical outcomes study short-form health survey: a comparative study in asymptomatic volunteers versus patients with low back pain. *Journal of spinal disorders & techniques* [online]. 15(5), 384–390, [cit. 2020-05-29]. ISSN 1539-2465. Dostupné z: doi 10.1097/00024720-200210000-00007.

KROTT, N. L., WILD, M., BETSCH, M. 2020. Meta-analysis of the validity and reliability of rasterstereographic measurements of spinal posture. *European spine Journal* [online]. in press, [cit. 2020-05-29]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-020-06402-x.

KWOK, G., YIP, J., YICK, K. L., CHEUNG, M., TSE, CH. NG, S., LUXIMON, A. 2017. Postural Screening for Adolescent Idiopathic Scoliosis with Infrared Thermography. *Scientific*

Reports [online]. 7(1), 1–8, [cit. 2020-05-27]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi 10.1038/s41598-017-14556-w.

LAFOND, D., CORRIVEAU, H., PRINCE, F. 2004. Postural control mechanisms during quiet standing in patients with diabetic sensory neuropathy. *Diabetes care* [online]. 27(1), 173–178, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1935-5568. Dostupné z: 10.2337/diacare.27.1.173.

LANDO, Y., BOISELLE, P. M., SHADE, D., FURUKAWA, S., KUZMA, A. M., TRAVALINE, J. M., CRINER, G. J. 1999. Effect of lung volume reduction surgery on diaphragm length in severe chronic obstructive pulmonary disease. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine* [online]. 159(3), 796–805, [cit. 2020-03-12]. ISSN 1073-449X. Dostupné z: doi 10.1164/ajrccm.159.3.9804055.

LARSON, D. J., BROWN, S. H. M. 2018. The effects of trunk extensor and abdominal muscle fatigue on postural control and trunk proprioception in young, healthy individuals. *Human Movement Science* [online]. 57(3), 13–20, [cit. 2020-04-26]. Dostupné z: doi 10.1016/j.humov.2017.10.019.

LAURENCE, B. D., MICHEL, L. 2017. The Fall in Older Adults: Physical and Cognitive Problems. *Current aging science* [online]. 10(3), 185–200, [cit. 2020-05-12]. ISSN 1874-6128 10.2174/1874609809666160630124552.

LE HUEC, J. C., AUNOBLE, S., PHILIPPE, L., NICOLAS, P. 2011. Pelvic parameters: origin and significance. *European spine journal* [online]. 20(5), 564–571, [cit. 2020-05-16]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-011-1940-1.

LEDERMAN, E. 2008. Mýty o stabilizačním systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 15(2), 63–73, [cit. 2020-05-01]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2008-2/myty-o-stabilizacnim-systemu-759>.

LIN, D., NUSSBAUM, M. A., SEOL, H., SINGH, N. B., MADIGAN, M. L., WOJCIK, L. A. 2009. Acute effects of localized muscle fatigue on postural control and patterns of recovery during upright stance: influence of fatigue location and age. *European Journal of Applied Physiology* [online]. 106(3), 425–434, [cit. 2020-04-26]. ISSN 1439-6319. Dostupné z: doi 10.1007/s00421-009-1026-5.

LION, A., GAUCHARD, G. C., DEVITERNE, D., PERRIN, P. P. 2009. Differentiated influence of off-road and on-road cycling practice on balance control and the related-

neurosensory organization. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 19(4), 623–630, [cit. 2020-03-06]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2008.03.008.

LIU, X. C., THOMETZ, J. G., TASSONE, J. C., PAULSEN, L. C., LYON, R. M. 2013. Historical review and experience with the use of surface topographic systems in children with idiopathic scoliosis. *OA Musculoskeletal Medicine* [online]. 1(1), 1–8, [cit. 2020-05-26]. ISSN 2052-9287. Dostupné z: 10.13172/2052-9287-1-1-606.

MAASWINKEL, E., GRIFFIOEN, M., PEREZ, R. S., VAN DIEËN, J. H. 2016. Methods for assessment of trunk stabilization, a systematic review. *Journal of electromyography and kinesiology* [online]. 26, 18–35, [cit. 2020-05-01]. ISSN 1050-6411. Dostupné z: doi 10.1016/j.jelekin.2015.12.010.

MACHADO, Á. S., DA SILVA, C. B., DA ROCHA, E. S., CARPES, F. P. 2017. Effects of plantar foot sensitivity manipulation on postural control of young adult and elderly. *Revista brasileira de reumatologia* [online]. 57(1), 30–36. [cit. 2020-04-18]. ISSN 0022-3077. Dostupné z: doi 10.1016/j.rbre.2016.03.007.

MANCINI, M., HORAK, F. B. 2010. The relevance of clinical balance assessment tools to differentiate balance deficits. *European journal of physical and rehabilitation medicine* [online]. 46(2), 239–248, [cit. 2020-05-26]. ISSN 1973-9075. Dostupné z: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20485226/>.

MANDÁT, D. 2012. *Optické bezkontaktní topografické metody*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-3075-1.

MASANI, K., VETTE, A. H. 2016. Unveiling visuomotor control of bipedal stance, step by step. *The Journal of physiology* [online]. 594(19), 5365–5366, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1469-7793. Dostupné z: doi 10.1113/JP272597.

MASSION J. 1994. Postural control system. *Current opinion in neurobiology* [online]. 4(6), 877–887, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0959-4388. Dostupné z: 10.1016/0959-4388(94)90137-6.

MATSUDA, S., DEMURA, S., UCHIYAMA, M. 2008. Centre of pressure sway characteristics during static one-legged stance of athletes from different sports. *Journal of Sports Sciences* [online]. 26(7), 775–779, [cit. 2020-03-05]. ISSN 0264-0414. Dostupné z: doi 10.1080/02640410701824099.

MATSUDA, S., DEMURA, S., DEMURA, T. 2010. Examining Differences between Center of Pressure Sway in One-Legged and Two-Legged Stances for Soccer Players and

Typical Adults. *Perceptual and Motor Skills* [online]. 110(3), 751–760, [cit. 2020-03-05]. ISSN 0031-5125. Dostupné z: doi 10.2466/pms.110.3.751-760.

MAZAHERI, M., COENEN, P., PARNIANPOUR, M., KIERS, H., VAN DIEËN, J. H. 2013. Low back pain and postural sway during quiet standing with and without sensory manipulation: a systematic review. *Gait & posture* [online]. 37(1), 12–22, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: 10.1016/j.gaitpost.2012.06.013.

MOHOKUM, M., MENDOZA, S., WOLF, U., SITTER, H., JÜRGEN P. R., SKWARA, A. 2010. Reproducibility of Rasterstereography for Kyphotic and Lordotic Angles, Trunk Length, and Trunk Inclination: A Reliability Study. *Spine* [online]. 35(18), 1353–1358, [cit. 2020-05-28]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi 10.1097/BRS.0b013e3181cbc157.

MORGAN, D. M., KAUR, G., HSU, Y., FENNER, D. E., GUIRE, K., MILLER, J., ASHTON-MILLER, J. A., DELANCEY, J. O. 2005. Does vaginal closure force differ in the supine and standing positions?. *American Journal of Obstetrics and Gynecology* [online]. 192(5), 1722–1728, [cit. 2020-05-09]. ISSN: 0002-9378. Dostupné z: doi 10.1016/j.ajog.2004.11.050.

MORIN, J., SAMOZINO, P., EDOUARD, P., TOMAZIN, K. 2011. Effect of fatigue on force production and force application technique during repeated sprints. *Journal of Biomechanics* [online]. 44(15), 2719–2723, [cit. 2020-04-26]. ISSN 0021-9290. Dostupné z: doi 10.1016/j.jbiomech.2011.07.020.

NARDONE, A., GRASSO, M., SCHIEPPATI, M. 2006. Balance control in peripheral neuropathy: are patients equally unstable under static and dynamic conditions?. *Gait & Posture* [online]. 23(3), 364–373, [cit. 2020-05-26]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2005.04.002.

NEUMANN, P., GILL, V. 2002. Pelvic Floor and Abdominal Muscle Interaction: EMG Activity and Intra-abdominal Pressure. *International Urogynecology Journal* [online]. 13(2), 125–132, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0937-3462. Dostupné z: doi 10.1007/s001920200027.

OHLENDORF, D., ADJAMI, F., SCHARNWEBER, B., SCHULZE, J., ACKERMANN, H., OREMEK, G. M., KOPP, S., GRONEBERG, D. A. 2018a. Standard values of the upper body posture in male adults. *Advances in clinical and experimental medicine* [online]. 27(11), 1521–1528, [cit. 2020-05-16]. ISSN 1899-5276. Dostupné z: doi 10.17219/acem/70669.

OHLENDORF, D., FISCH, V., DOERRY, C., SCHAMBERGER, S., OREMEK, G., ACKERMANN, H., SCHULZE, J. 2018b. Standard reference values of the upper body posture

in healthy young female adults in Germany: an observational study. *BMJ open* [online]. 8(8), 1–7, [cit. 2020-05-16]. ISSN 2044-6055. Dostupné z: doi 10.1136/bmjopen-2018-022236.

OHLENDORF, D., GEREZ, A., PORSCHE, L., HOLZGREVE, F., MALTRY, L., ACKERMANN, H., GRONEBERG, D. A. 2020. Standard reference values of the upper body posture in healthy male adults aged between 41 and 50 years in Germany. *Scientific reports* [online]. 10(1), in press, [cit. 2020-03-30]. ISSN 2045-2322. Dostupné z: doi 10.1038/s41598-020-60813-w.

PALOSKI, W. H., WOOD, S. J., FEIVESON, A. H., BLACK, F. O., HWANG, E. Y., RESCHKE, M. F. 2006. Destabilization of Human Balance Control by Static and Dynamic Head Tilts. *Gait & Posture* [online]. 23(3), 315–323. [cit. 2020-03-30]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2005.04.009.

PARREIRA, R. B., GRECCO, L. A. C., OLIVEIRA, C. S. 2017. Postural control in blind individuals: A systematic review. *Gait & Posture* [online]. 57, 161–167, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2017.06.008.

PERIČ, T., SUCHÝ, J. 2010. *Identifikace sportovních talentů*. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-1881-4.

PETERS, R. M., MCKEOWN, M. D., CARPENTER, M. G., INGLIS, J. T. 2016. Losing touch: age-related changes in plantar skin sensitivity, lower limb cutaneous reflex strength, and postural stability in older adults. *Journal of Neurophysiology* [online]. 116(4), 1848–1858. [cit. 2020-04-18]. ISSN 2255-5021. Dostupné z: doi 10.1152/jn.00339.2016.

PIIRTOLA, M., ERA, P. 2006. Force platform measurements as predictors of falls among older people - a review. *Gerontology* [online]. 52(1), 1–16, [cit. 2020-05-26]. ISSN 1423-003. Dostupné z: doi 10.1159/000089820.

PLINE, K. M., MADIGAN, M. L., NUSSBAUM, M. A. 2006. Influence of fatigue time and level on increases in postural sway. *Ergonomics* [online]. 49(15), 1639–1648, [cit. 2020-04-26]. ISSN 0014-0139. Dostupné z: doi 10.1080/00140130600901678.

POPE, M., CHINN, L., MULLINEAUX, D., MCKEON, P. O., DREWES, L., HERTEL, J. 2011. Spatial postural control alterations with chronic ankle instability. *Gait & Posture* [online]. 34(2), 154–158, [cit. 2020-04-16]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2011.04.012.

PORTO, F., GURGEL, J. L., RUSSOMANO, T., FARINATTI, P. DE T. 2010. Moiré topography: characteristics and clinical application. *Gait & Posture* [online]. 32(3), 422–424, [cit. 2020-05-27]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: doi 10.1016/j.gaitpost.2010.06.017.

RIEGEROVÁ, J. PŘIDALOVÁ, M., ULBRICHOVÁ, M. 2006. *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu: (příručka funkční antropologie)*. (3. vyd.). Olomouc: Hanex. ISBN 8085783525.

RITZMANN, R., GOLLHOFER, A., FREYLER, K. 2017. Posture and Locomotion. In: HILBIG, R., GOLLHOFER, A., BOCK, O., MANZEY, D. *Sensory Motor and Behavioral Research in Space*. Cham: Springer, SpringerBriefs in Space Life Sciences [online]. 1–35, [cit. 2020-04-16]. ISBN 978-3-319-68200-6. Dostupné z: doi 10.1007/978-3-319-68201-3_1.

ROCCHI, L., CHIARI, L., HORAK, F. B. 2002. Effects of deep brain stimulation and levodopa on postural sway in Parkinson's disease. *Journal of neurology, neurosurgery, and psychiatry* [online]. 73(3), 267–274, [cit. 2020-05-26]. ISSN 1468-330X. Dostupné z: doi 10.1136/jnnp.73.3.267.

ROUSSOULY, P., PINHEIRO-FRANCO, J. L. 2011. Biomechanical analysis of the spino-pelvic organization and adaptation in pathology. *European spine journal* [online]. 20(5), 609–618, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-011-1928-x.

RUSSO, M., DECKERS, K., ELDABE, S., KIESEL, K., GILLIGAN, C., VIECELI, J., CROSBY, P. 2018. Muscle Control and Non-specific Chronic Low Back Pain. *Neuromodulation : Journal of the International Neuromodulation Society* [online]. 21(1), 1–9, [cit. 2020-05-06]. ISSN: 1094-7159. Dostupné z: doi 10.1111/ner.12738.

RYCHLÍKOVÁ, E. 2004. *Manuální medicína: průvodce diagnostikou a léčbou vertebrogenních poruch*. 3., rozš. vyd. Praha: MAXDORF. Jessenius. ISBN 80-7345-010-0.

RYCHLÍKOVÁ, E. 2016. *Tajemství zdravé páteře*. Praha: Stanislav Juhaňák - Triton. ISBN 978-80-7387-592-3.

SAPSFORD, R. 2004. Rehabilitation of pelvic floor muscles utilizing trunk stabilization. *Manual Therapy* [online]. 9(1), 3–12, [cit. 2020-05-09]. ISSN 1356-689X. Dostupné z: doi10.1016/s1356-689x(03)00131-0.

SCOPPA, F., GALLAMINI, M., BELLONI, G., MESSINA, G. 2017. Clinical stabilometry standardization: Feet position in the static stabilometric assessment of postural stability. *Acta Medica Mediterranea* [online]. 33, 707–713, [cit. 2020-05-26]. ISSN 2283-9720. Dostupné z: doi 10.19193/0393-6384_2017_4_105.

SCHOMACHER, J., FALLA, D. 2013. Function and structure of the deep cervical extensor muscles in patients with neck pain. *Manual Therapy* [online]. 18(5), 360–366, [cit. 2020-04-26]. ISSN 1532-2769. Dostupné z: doi 10.1016/j.math.2013.05.009.

SCHROEDER, J., REER, R., BRAUMANN, K. M. 2015. Video raster stereography back shape reconstruction: a reliability study for sagittal, frontal, and transversal plane parameters. *European Spine Journal* [online]. 24, 262–269, [cit. 2020-05-28]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-014-3664-5.

SPARREY, C. J., BAILEY, J. F., SAFAEE, M., CLARK, A. J., LAFAGE, V., SCHWAB, F., SMITH, J. S., AMES, C. P. 2014. Etiology of lumbar lordosis and its pathophysiology: a review of the evolution of lumbar lordosis, and the mechanics and biology of lumbar degeneration. *Neurosurgical focus* [online]. 36(5), 1–16, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1092-0684. Dostupné z: doi 10.3171/2014.1.FOCUS13551.

SUCHOMEL, T. 2006. Stabilita v pohybovém systému a hluboký stabilizační systém – podstata a klinická východiska. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 13(3), 112–124, [cit. 2020-05-01]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: <https://www.prolekare.cz/casopisy/rehabilitace-fyzikalni-lekarstvi/2006-3/stabilita-v-pohybovem-systemu-a-hluboky-stabilizacni-system-podstata-a-klinicka-vychodiska-4883>.

SZOPA, A., DOMAGALSKA-SZOPA, M. 2017. Correlation between respiratory function and spine and thorax deformity in children with mild scoliosis. *Medicine* [online]. 96(22), 1–5, [cit. 2020-05-27]. ISSN 1536-5964. Dostupné z: doi 10.1097/MD.00000000000007032.

ŠAFÁŘOVÁ, M., KOLÁŘ, P. 2011. Posturální stabilizace a sportovní zátěž. In: MÁČEK, M., RADVANSKÝ, J. *Fyziologie a klinické aspekty pohybové aktivity*. Praha: Galén. ISBN 978-80-7262-695-3.

TABARD-FOUGERE, A., BONNEFOY-MAZURE, A., HANQUINET, S., LASCOMBES, P., ARMAND, S., DAYER, R. 2017. Validity and Reliability of Spine Rasterstereography in Patients With Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine* [online]. 42(2), 98–105, [cit. 2020-05-28]. ISSN 0362-2436. Dostupné z: doi 10.1097/BRS.0000000000001679.

TAKADA, H. 2013. Stability of Systems to Control Upright Postures in Stabilometry. *Journal of Sports Medicine & Doping Studies* [online]. 4(1), 1–3, [cit. 2020-05-27]. ISSN 2161-0673. Dostupné z: doi 10.4172/2161-0673.1000e141.

TALASZ, H., KREMSER, C., KOFLER, M., KALCHSCHMID, E., LECHLEITNER, M., RUDISCH, A. 2011. Phase-locked parallel movement of diaphragm and pelvic floor during breathing and coughing – a dynamic MRI investigation in healthy females. *International Urogynecology Journal* [online]. 22(1), 61–68, [cit. 2020-05-09]. ISSN 0937-3462. Dostupné z: doi 10.1007/s00192-010-1240-z.

THOMETZ, J. G., LAMDAN, R., LIU, X. C., LYON, R. 2000. Relationship Between Quantec Measurement and Cobb Angle in Patients with Idiopathic Scoliosis. *Journal of Pediatric Orthopaedics* [online]. 20(4), 512–516, [cit. 2020-05-29]. ISSN 0271-6798. Dostupné z: <https://insights.ovid.com/pubmed?pmid=10912610>.

TOLEDO, D., R. BARELA, J. A. 2014. Age-related differences in postural control: effects of the complexity of visual manipulation and sensorimotor contribution to postural performance. *Experimental Brain Research* [online]. 232(2), 493–502, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0014-4819. Dostupné z: doi 10.1007/s00221-013-3756-1.

TROJAN, S. 2001. Fyziologie a léčebná rehabilitace motoriky člověka. (2., přeprac. a rozš. vyd.). Praha: Grada. ISBN 80-2470-031-x.

ÜNVER, B., AKBAŞ, E. 2018. Effects of plantar sensitivity on balance and mobility in community-dwelling older adults: A Turkish study. *Australasian Journal on Ageing* [online]. 37(4), 288–292, [cit. 2020-04-17]. ISSN 1440-6381. Dostupné z: doi 10.1111/ajag.12558.

VAŘEKA, I. 2002. Posturální stabilita. Část 1. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 9(4), 115–121, [cit. 2020-04-11]. ISSN 1211-2658. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087667_Posturalni_stabilita_Cast_1.

VAŘEKA, I., DVOŘÁK, R. 1999. Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství* [online]. 6(3), 84–85, [cit. 2020-04-18]. ISSN 1805-4552. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/280087459_Ontogeneze_lidske_motoriky_jako_schopnosti_ridit_polohu_teziste.

VAŘEKA, I., VAŘEKOVÁ, R. 2009. *Kineziologie nohy*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci. ISBN 978-80-244-2432-3.

VAZ, G., ROUSSOULY, P., BERTHONNAUD, E., DIMNET, J. 2002. Sagittal morphology and equilibrium of pelvis and spine. *European spine journal* [online]. 1(11), 80–87, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s005860000224.

VÉLE, F. 2006. *Kineziologie: přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro*

diagnostiku a terapii poruch pohybové soustavy (2. vyd.). Praha: Triton. ISBN 80-725-4837-9.

VÉLE, F. 2012. *Vyšetření hybných funkcí z pohledu neurofyzologie: příručka pro terapeuty pracující v neurorehabilitaci*. Praha: Triton. ISBN 978-80-7387-608-1.

VIALLE, R., LEVASSOR, N., RILLARDON, L., TEMPLIER, A., SKALLI, W., GUIGUI, P. 2005. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *The Journal of bone and joint surgery* [online]. 87(2), 260–267, [cit. 2020-05-16]. ISSN 0021-9355. Dostupné z: doi 10.2106/JBJS.D.02043.

VISSER, J. E., CARPENTER, M. G., VAN DER KOOIJ, H., BLOEM, B. R. 2008. The clinical utility of posturography. *Clinical Neurophysiology* [online]. 119(11), 2424–2436, [cit. 2020-05-26]. ISSN 1872-8952. Dostupné z: doi 10.1016/j.clinph.2008.07.220.

VOJTA, V., PETERS, A. 1995. *Vojtův princip: svalové souhry v reflexní lokomoci a motorická ontogeneze*. (1. vyd. čes.). Praha: Grada. ISBN 80-7169-004-x.

VUILLERME, N., ANZIANI, B., ROUGIER, P. 2007. Trunk extensor muscles fatigue affects undisturbed postural control in young healthy adults. *Clinical Biomechanics* [online]. 22(5), 489–494, [cit. 2020-04-26]. ISSN 0268-0033. Dostupné z: doi 10.1016/j.clinbiomech.2007.01.007.

WANKE-JELLINEK, L., HEESE, O., KRENAUER, A., WÜRTINGER, C., SIEPE, C. J., WIECHERT, K., MEHREN, C. 2019. Is there any use?. Validity of 4D rasterstereography compared to EOS 3D X-ray imaging in patients with degenerative disk disease. *European spine Journal* [online]. 28, 2162–2168, [cit. 2020-05-29]. ISSN 1432-0932. Dostupné z: doi 10.1007/s00586-019-06082-2.

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* [online]. 16(4), 697–702, [cit. 2020-05-28]. ISSN 2586-6591. Dostupné z: doi 10.14245/ns.1938426.213.

WHITCOME, K. K. 2012. Functional implications of variation in lumbar vertebral count among hominins. *Journal of human evolution* [online]. 62(4), 486–497, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1095-8606. Dostupné z: doi 10.1016/j.jhevol.2012.01.008.

WHITCOME, K. K., SHAPIRO, L. J., LIEBERMAN, D. E. 2007. Fetal load and the evolution of lumbar lordosis in bipedal hominins. *Nature* [online]. 450(7172), 1075–1078, [cit. 2020-05-17]. ISSN 1476-4687. Dostupné z: doi 10.1038/nature06342.

WILLARDSON, J. M. 2007. Core stability training for healthy athletes: A different paradigm for fitness professionals. *Strength and Conditioning Journal* [online]. 29(6), 42–49, [cit. 2020-05-01]. ISSN 1524-1602. Dostupné z: <https://search.proquest.com/docview/212526033?accountid=16730>.

WINTER, D. A. 1995. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture* [online]. 3(4), 193–214, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0966-6362. Dostupné z: <http://www.cs.cmu.edu/~hgeyer/Teaching/R16-899B/Papers/Winter95Gait&Posture.pdf>.

WINTER, D. A., PATLA, A. E., PRINCE, F., ISHAC, M., GIELO-PERCZAK, K. 1998. Stiffness Control of Balance in Quiet Standing. *Journal of Neurophysiology* [online]. 80(3), 1211–1221, [cit. 2020-05-03]. ISSN 1522-1598. Dostupné z: doi 10.1152/jn.1998.80.3.1211.

YAMAMOTO, M., ISHIKAWA, K., AOKI, M., MIZUTA, K., ITO, Y., ASAI, M., SHOJAKU, H., YAMANAKA, T., FUJIMOTO, CH., MUROFUSHI, T., YOSHIDA, T. 2018. Japanese standard for clinical stabilometry assessment: Current status and future directions. *Auris Nasus Larynx* [online]. 45(2), 201–206, [cit. 2020-05-26]. ISSN 0385-8146. Dostupné z: doi 10.1016/j.anl.2017.06.006.

YIN, L., WANG, L. 2020. Acute Effect of Kinesiology Taping on Postural Stability in Individuals With Unilateral Chronic Ankle Instability. *Frontiers in Physiology* [online]. 192, in press, [cit. 2020-04-17]. ISSN 1664-042X. Dostupné z: doi 10.3389/fphys.2020.00192.

YU, E., ABE, M., MASANI, K., KAWASHIMA, N., ETO, F., HAGA, N., NAKAZAWA, K. 2008. Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: comparison among the young, the elderly, and people with stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation* [online]. 89(6), 1133–1139, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0003-9993. Dostupné z: 10.1016/j.apmr.2007.10.047.

YÜMIN, E. T., ŞİMŞEK, T. T., SERTEL, M., ANKARALI, H. 2016. The effect of age and body mass index on plantar cutaneous sensation in healthy women. *Journal of Physical Therapy Science* [online]. 28(9), 2587–2595, [cit. 2020-04-18]. ISSN 0915-5287. Dostupné z: doi 10.1589/jpts.28.2587.

Seznam obrázků

Obrázek 1 Oporná báze těla, která je tvořena plochami chodidel a prostorem mezi nimi (Véle, 2012, s. 119)	10
Obrázek 2 Změny polohy těžiště v závislosti na změnách polohy těla (Janura, 2003, s. 15)	11
Obrázek 3 (A) před kašlem dochází k hlubokému rychlému nádechu, a tedy poklesu bránice, břicho se rozšíří a vyklene vpřed, (B) při kašli je břišní stěna silně vtažena dovnitř, tím je zvýšen IA tlak a PD musí odolávat, proto se musí silně kontrahovat, tím je taženo vzhůru a bránice stoupá vzhůru (Sapsford, 2004, s. 3–12).....	21
Obrázek 4 Správný stoj s body, kterými prochází olovnice (Rychlíková, 2004, s. 47) ...	28
Obrázek 5 Rozdíl mezi počtem konkávních obratlů bederní páteře u mužů (vlevo) a žen (vpravo) (Whitcome, Shapiro a Lieberman, 2007, s. 1075–1078).....	31
Obrázek 6 Regionální anatomické parametry ovlivňující funkci páteře (Sparrey et al. 2014, s. 1–16)	33
Obrázek 7 Nižší hodnoty PI jsou spojeny s menší bederní lordózou a naopak (Barrey et al., 2007, s. 981–986)	34
Obrázek 8 Linie promítnuté na plochu zad a jejich převedení na systém bodů (Drerup, 2014, s. 1–14)	40

Seznam tabulek

Tabulka 1 Přehled lokálních a globálních stabilizátorů (Chang, Lin a Lai, 2015, s. 619–622, Suchomel, 2006, s. 112–124, Willardson, 2007, s. 42–49).....	19
---	----

Seznam zkratek

ADL	Activities of Daily Living
AT	Adamsův test
AV	anteverze
CU	Cobbův úhel
DK	dolní končetina
DKK	dolní končetiny
CNS	centrální nervový systém
COP	Centre of Pressure
HKK	horní končetiny
HSS	hluboký stabilizační systém
IA	intraabdominální
KYK	kyčelní kloub
KOK	kolenní kloub
LBP	low back pain
LL	bederní lordóza
MF	m. multifidus
MT	Moiré tepografie
OB	opěrná báze
OEA	m. obliquus externus abdominis
OIA	m. obliquus internus abdominis
PD	pánevní dno
PF	posturální funkce
PI	pánevní incidence
PK	posturální kontrola
PSG	posturografie
PSt	posturální stabilita
PSz	pos stabilizace
PT	sklon pánve

PV	posturální výchylky
RA	m. rectus abdominis
RAK	ramenní kloub
RSG	rasterstereografie
RTG	rentgenový
RV	retroverze
SI	sakroiliakální
SP	statická posturografie
SS	sklon sakra
TA	m. transversus abdominis
ThK	hrudní kyfóza