

UNIVERZITA KARLOVA V PRAZE
FAKULTA TĚLESNÉ VÝCHOVY A SPORTU

**Kinematika cervikothorakálního regionu páteře v kontextu
celkového držení těla**

AUTOREFERÁT DISERTAČNÍ PRÁCE

Ivana Vláčilová

Vedoucí práce: Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD
Katedra anatomie a biomechaniky FTVS UK
Josef Martího 31, Praha 6

PRAHA 2014

Bibliografická identifikace

Název práce: Kinematika cervikothorakálního regionu páteře v kontextu celkového držení těla

Autor: Mgr. Ivana Vláčilová

Školící pracoviště: Katedra anatomie a biomechaniky, FTVS UK v Praze

Školitel: Doc. Ing. Monika Šorfová, PhD

Disertační práce byla vypracována v průběhu doktorského studia v letech 2010-2014

Oponenti disertační práce: PhDr. Eva Tlapáková, CSc

Doc. David Ravník, PhD

Termín veřejné obhajoby disertace:

Předseda komise pro obhajobu:

Doktorská disertační práce představuje původní rukopis, s jehož plným textem se lze seznámit v Ústřední tělovýchovné knihovně FTVS UK, José Martího 31, Praha 6.

Souhrn

Název práce: *Kinematika cervikothorakálního regionu páteře v kontextu celkového držení těla*

Problematika: Tato práce řeší kinematické změny cervikothorakálního přechodu páteře při specifickém pohybu pletence ramenního. Kinematické změny jsou hodnoceny ve vztahu k celkovému držení axiálního systému.

Cíl práce: Vyvinout objektivní model hodnocení celkového držení trupu a kvantifikace segmentálního spinálního pohybu v úrovni cervikothorakálního přechodu páteře. Pomocí 3D kinematické analýzy pohybu objektivizovat vliv specifického pohybu pletence pažního - zevní rotace a addukce paže - na celkové držení axiálního systému. Ověřit možnosti využití testovaného pohybu paže pro diagnostiku kvality držení těla či jako terapeutického prvku u osob s předsunutým držením hlavy.

Metodika: V teoretické části práce jsou shrnuty aktuální poznatky o problematice vadného držení těla a je definováno tzv. optimální držení těla. Následně v experimentální části je na podkladě zvolených definovaných parametrů popsáno měření pomocí 3D kinematické analýzy testovaného pohybu pletence ramenního a jeho odezvy na axiální systém.

Výsledky: Výsledky 3D kinematické analýzy pohybu ukazují, že zevně rotační a addukční pohyb pletence ramenního vede k napřímení cervikothorakálního úseku páteře, pokud je segment hrudníku a pánev nastaven horizontálně. Testovaný pohyb je vhodným provokačním manévrem, kterým lze odhalit i patologickou odezvu axiálního systému.

Závěr: Podařilo se vyvinout model pro hodnocení držení těla a zároveň byla popsána kinematika cervikothorakálního úseku páteře. Relaxovaný postoj se testovaným pohybem mění na aktivní mechanismus vzpřímeného držení těla, čehož lze diagnosticky i terapeuticky využít pro korekci vadného držení těla, především předsunu hlavy a ramen. 3D kinematická analýza je účinným nástrojem pro bližší popis změny postury a s tím spojeného segmentálního pohybu páteře.

Klíčová slova: kinematická analýza, elektromyografie, postura, páteř, hrudník, pánev

Summary

Title: *Kinematic of cervical thoracic spine in the context of whole body posture*

Problematics: This work describes the kinematics of upper thoracic spine during specific movement of the shoulder girdle. The kinematic changes are evaluated with the relationship of the whole body posture.

Aim: To develop the objective evaluation of the posture and the amount of the segmental spinal movement of cervical thoracic spine. To describe the relationship between the specific movement of arm – adduction and external humeral rotation - and the posture using 3D kinematic analysis. To objectify this tested movement as a diagnostic tool or a therapy for forward head posture.

Methods: The theoretical part of this work summarizes the current knowledge of poor posture and there is defined the upright posture. The experimental part describes the measurement of the movement of shoulder girdle and its response to the axial system using 3D kinematic analysis.

Result: The results of kinematic 3D motion analysis show that the external humeral rotation with adduction of the shoulder leads to the upright posture if there is the horizontal position of the thorax and pelvis. The posture was divided due to the physiological or pathological response with this simple movement.

Conclusion: A new model for evaluation of the posture was developed. The kinematics of the cervical thoracic spine was described. The tested movement changes poor posture into upright posture which can be diagnostically and therapeutically used to correct poor posture, forward head posture and protracted shoulder. The kinematic analysis is an effective tool for determining the posture and amount of segmental spinal movement.

Key words: kinematic analysis, electromyography, posture, spine, thorax, pelvis

1 ÚVOD

Práce se zabývá klidovým a napřímeným držením osového orgánu ve vztahu k funkci horní končetiny. Konkrétně práce reaguje na souhrn aktuálních studií, která uvádějí nárůst vadného držení těla a to nejen u dětí ale i dospělé populace (Šeráková, 2006; Kratěnová, a další, 2007). Často postiženou oblastí je cervikothorakální přechod páteře, kde dochází k předsunutému držení hlavy a ramen (Cheshomi, a další, 2011).

Problémem současných studií je jak kvantifikovat vzpřímené držení těla. Proto cílem disertační práce je objektivně vyhodnotit posturální změny a kinematiku cervikothorakálního přechodu páteře. Předpokládám, že je možné vytvořit model pro vyhodnocení posturálních změn pomocí kinematické analýzy a že změna cervikothorakálního přechodu je ukazatelem změny držení těla vyprovokované zevní rotací a addukcí paže.

Disertační práce je koncipována jako teoreticko-experimentální studie a zabývá se kvantifikací posturálních změn při zevní rotaci a addukci paže. K objektivizaci napřimení osového orgánu byla zvolena optoelektronická neinvazivní metoda kinematické analýzy – Qualisys. Výsledky experimentálního měření jsou porovnány s aktuálním stavem vědění o dané problematice - tedy s výsledky jiných studií a klinickou praxí.

Práce prezentuje výsledky objektivního hodnocení kvality a kvantity posturálních změn s využitím kinematické analýzy. Na základě interpretace výsledků jsou formulovány závěry a doporučení včetně praktického přínosu pro klinickou praxi.

2 CÍLE, HYPOTÉZY A METODIKA DISERTAČNÍ PRÁCE

2.1 Hlavní cíl

Vyvinout objektivní model hodnocení celkového držení trupu a kvantifikace segmentálního spinálního pohybu v úrovni cervikothorakálního přechodu páteře.

Prokázat, že zevní rotace a addukce paže vede ke kinematickým změnám ve smyslu posteriorního translačního pohybu cervikothorakálního přechodu páteře a tím k jeho napřimení.

Ověřit, zda sledování změny postavení cervikothorakálního přechodu je vhodným ukazatelem změny držení těla provokované zevní rotací a addukcí paže.

2.1.1 Dílčí cíl

Prokázat, že testovaný pohyb zevní rotace a addukce paže vede ke kinematickým změnám i dalších segmentů těla a to: pánve, hrudníku a lopatky.

Ověřit možnosti využití testovaného pohybu paže pro diagnostiku kvality držení těla či jako terapeutického prvku u osob s předsunutým držením hlavy.

2.2 Hypotézy práce

Předsunuté držení hlavy se rozvíjí spolu s protrakcí pletence ramenního, jak je popisováno u horního zkříženého syndromu (Morris, a další, 2006). Tedy předpokládám, že postavení cervikothorakálního regionu páteře je závislé na poloze dílčích segmentů trupu. Předpokládám, že na změnu postavení dané oblasti má vliv i změna polohy nejen pletence ramenního ale i pánevního. Tento komplexní pohled v sobě skrývá mnoho otázek, přičemž volím tyto následující hypotézy:

Hypotéza č. 1

Předpokládám, že zevní rotace a addukce paže vede k napřímení páteře - trupu jako celku.

Hypotéza č. 2

Předpokládám, že zevní rotace a addukce paže vede k napřímení cervikothorakálního regionu páteře.

Hypotéza č. 3

Předpokládám, že při napřímení cervikothorakálního regionu páteře dojde ke změně postavení segmentu pánve.

Hypotéza č. 4

Předpokládám, že při napřímení cervikothorakálního regionu páteře dojde ke změně postavení segmentu hrudníku.

Očekávám, že řešením výše uvedených hypotéz zjistím, zda testovaný pohyb je vhodným diagnostickým či terapeutickým prvkem k nápravě vadného držení těla. Přínos práce spatřuji nejen v popisu kinematiky cervikothorakálního úseku páteře, ale i hrudníku a pánve, která může poukázat na nutnost řešení problematiky krční páteře v kontextu celkového držení těla, a to nejen v oblasti výzkumné, ale především na poli klinické praxe.

2.3 Metodika práce

Jde o teoreticko-experimentální práci, která se ve své první části opírá o literární zpracování problematiky, ve své druhé části o experimentální studii. Rešerše detailně podává informace o současném stavu problematiky vadného držení těla. Cílem teoretické části práce je poukázat na propojenost, komplexnost cervikothorakálního přechodu páteře s oblastmi ostatními. Součástí plného znění disertační práce je i přehled zobrazovacích metod a diagnostiky páteře. Cílem experimentální části práce je popsat kinematiku cervikothorakálního regionu páteře a tvorbu modelu vzpřímeného držení těla. Data získaná ze systému Qualisys jsou zpracována v tabulkovém procesoru Microsoft Excel, kde jsou vytvořeny i grafy. Předpokládám, že výsledky objasní vliv testovaného pohybu na axiální systém a zároveň určí, za jakých podmínek jej lze využít v klinické praxi. Předpokládám, že výsledky budou využity v oblasti biomechaniky, medicíny i pedagogiky.

2.3.1 Hlavní problematika

Experimentální část práce je zaměřena na ověření položených hypotéz, které jsou sestaveny na podkladě výzkumné otázky, zda pomocí zevní rotace a addukce paže lze vyvolat kinematické změny cervikothorakálního regionu páteře, ve smyslu jejího napřimení. Tento testovací pohyb považuji za provokační manévr, neboť vycházím z předpokladu, že pohyb horní končetiny vyžaduje komplexní souhru svalů nejen pletence ramenního, ale i trupu, jež vyvolá kýžený efekt napřimení. Předpokládám, že spolu s posteriorním translačním pohybem cervikothorakálního regionu páteře dojde ke kinematickým změnám dalších segmentů - lopatky, hrudníku a pánve, neboť změní-li se postavení jednoho segmentu těla, mění se postavení segmentů dalších. Jako fyzioterapeut pokládám za významné problematiku krční páteře řešit globálně v kontextu celého držení těla, neboť bez této souvislosti nelze poskytnout efektivní přístup k možné nápravě.

Práce reaguje na studie, jež uvádí nárůst vadného držení těla, a to především v oblasti cervikothorakálního přechodu páteře. Chabé držení negativně ovlivňuje nejen zátěž meziobratlových plotének (Uetake, a další, 1998), svalovou aktivitu i rozsah pohybu v jednotlivých úsecích páteře (Cheshomi, a další, 2011), ale i anatomický tvar vnitřních orgánů (Lafon, a další, 2010). Proto považuji za důležité, aby byl testovaný jedinec schopen napřimení. Svaly pletence ramenního mají úzký vztah k zádovým svalům. Oslabení m.latissimus dorsi, dolních a středních vláken m.trapezius a hlubokých flexorů krku působí zkrácení horních vláken m.trapezius, m.levator scapulae a mm.pectorales, vzniká držení, jež

se v klinické praxi označuje jako horní zkřížený syndrom (Morris, a další, 2006). To mě vedlo k předpokladu, že pomocí zevní rotace a addukce paže lze vyvolat kinematické změny cervikothorakálního regionu páteře, ve smyslu jejího napřímění.

Vzájemná provázanost pohybu páteře a končetin je založena na kvalitní stabilizaci trupu, bez níž by nebyl možný optimální pohyb horních končetin ani napřímění trupu (Kolář, a další, 2005). Testovaný pohyb by mohl odhalit tedy i posturální abnormality a určit podmínky vedoucí k napřímění trupu. Svaly stabilizující trup jsou děleny do dvou skupin: 1) s přímým spojením s bederní páteří, jež zajišťují segmentální stabilizaci trupu (m.multifidus, m.transversus abdominis a m.obliquus internus abdominis); 2) bez přímého spojení s bederní páteří, jež kontrolují větší pohyby trupu (m.rectus abdominis, m.obliquus externus abdominis, m.erector spinae v hrudním úseku páteře) (O'Sullivan, a další, 2002).

Problémem současných studií je jak kvantifikovat vzpřímené držení těla. Proto cílem této studie je objektivně vyhodnotit posturální změny a kinematiku cervikothorakálního přechodu páteře. Předpokládám, že je možné vytvořit model pro vyhodnocení posturálních změn pomocí kinematické analýzy a že změna cervikothorakálního regionu páteře je ukazatelem změny držení těla vyprovokované zevní rotací a addukcí paže.

2.3.2 Výběr a testovaný soubor osob

Pro tuto práci, sledování kinematicky cervikothorakálního regionu páteře v rovině sagitální, jsem zvolila výběr mladých jedinců z řad studentů FTVS UK, a to proto, že si plně uvědomuji, že sama kinematika páteře může být ovlivněna degenerativními změnami obratlů, jež vznikají v průběhu života. Vstupním kritériem bylo předsunuté držení hlavy a žádné strukturální změny páteře, pánve a ramen. Výběr jedinců byl proveden mou osobou - fyzioterapeutem s klinickou praxí 7 let. Studie se účastnilo 25 jedinců: 17 žen a 8 mužů (24.5 ± 2.8 let). Skupina byla považována z antropometrického hlediska za homogenní: výška (173.8 ± 8.1 cm), váha (66.4 ± 11.5 kg) a BMI (21.8 ± 2.7 kg/m²). Všichni probandi podepsali informovaný souhlas a zároveň tato studie získala souhlas etické komise FTVS UK.

2.3.3 Kinematická analýza a pokyny k měření

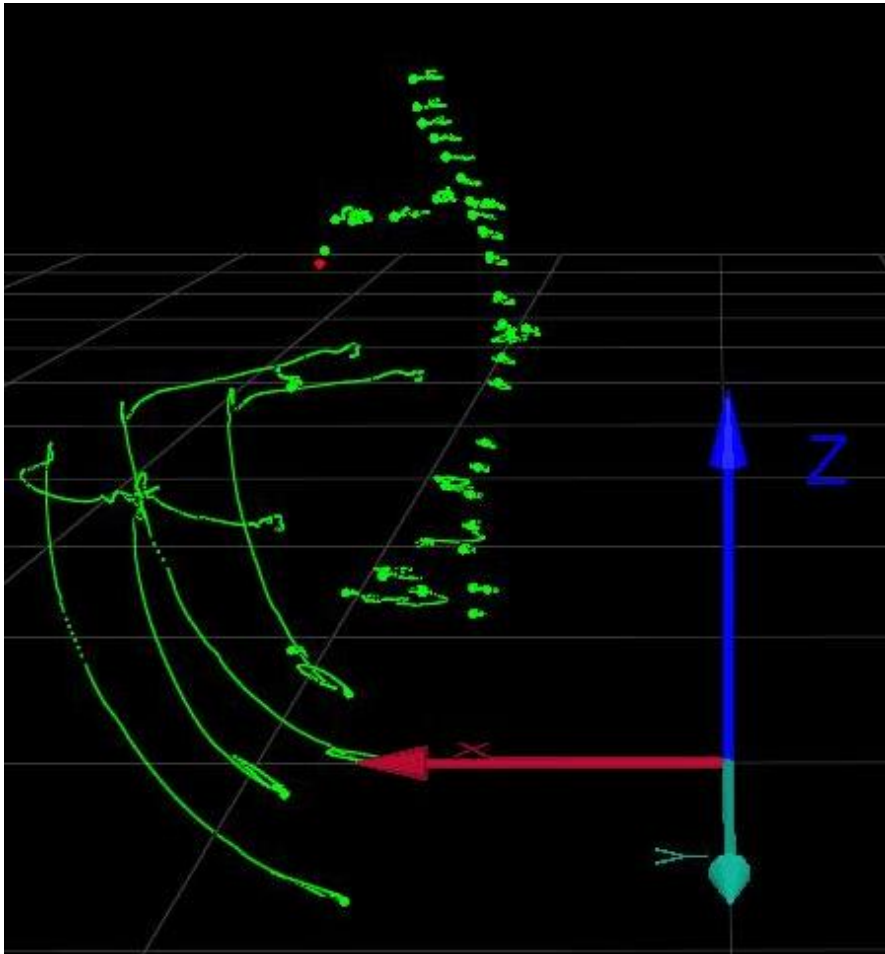
K měření rovinné kinematické analýzy pohybu byl použit optoelektrický systém Qualisys, jehož výrobce udává vysokou přesnost měření – 0.1° pro určení orientace a 0.6 mm pro určení polohy segmentu (AB Qualisys, 2010). Šest kamer Oqus, se snímkovací frekvencí 200 Hz, bylo sestaveno do kruhu v zatemněných prostorách laboratoře biomechaniky extrémních

zátěží FTVS UK. Objem prostoru, v němž probíhalo měření, byl před začátkem měření kalibrován. Použitá kalibrace využívá kalibračních kontrolních bodů, které jsou umístěny v prostoru na pevném rámu. Vlastní kalibrace byla provedena pohybem tyče se dvěma markery na koncích nad rámem v prostoru budoucího pohybu sledovaného objektu (tzv. wand calibration). V našem případě byl použit Wand kit 750 mm medium s kontrolní délkou kalibrační tyče 501.5 mm.

Markery o velikosti 12 mm byly umístěny na těchto anatomických strukturách: C2, C4, C6, C7, TH1-12, L1, L3, L5, SIPS, SIAS, olecranon, processus styloideus radii, ramus spina scapulae, acromion a angulus inferior scapulae a processus xiphoideus (XP). Pro eliminaci možných chyb označení kostěných segmentů prováděla vždy jedna a tatáž osoba. Většinu obratlových trnů můžeme palpovat. Orientačním bodem je trn vertebra prominens C7. Pro jeho ozřejmění byl proveden záklon, při němž C6 je prvním trnem, který neuniká dopředu pod hmatajícím prstem, odtud byly odpočítávány trny v obou směrech. Trn obratlového těla L5 byl ozřejměn při předklonu, je posledním pohyblivým trnem (Kolář, 2009). Každý marker byl daný 3 souřadnicemi (x, y, z). Osa Z směřovala vzhůru, osa X vpřed ve směru předloktí a osa Y přes střed těla. Počátkem souřadnicového systému byla SIPS a rovina sagitální byla daná osou Z, X. Na podlahu laboratoře bylo přesně vyznačeno křížem místo určující sagitální rovinu, kde se jedinci postavili. Nejprve zaujali relaxovaný klidný stoj, poté provedli zevní rotaci a addukci paže s následujícími instrukcemi: „Vydechni, ohni lokty a drž je stále u těla, veď paže zevně a v krajní poloze vydrž 3 sekundy“. Nikdo neměl s daným pohybem předchozí zkušenost, pohyb nebyl nikým učen a nikdo nevěděl účel prováděného pohybu. Testovaný pohyb provedli dvakrát. Pro určení přesnosti měření opakoval jeden proband testovaný pohyb desetkrát.

2.3.4 Zpracování získaných dat

Data získaná v softwaru Qualisys Track Manager (Obr. 1) byla transportována do programu Microsoft Excel. Neboť stoj je děj dynamický, byla data prvních třech sekund klidového relaxovaného stoje zprůměrována, stejně tak byla zprůměrována data tří sekund v momentě, kdy byl dokončen zevně rotační pohyb paže. Hodnoty byly seřazeny do tabulky (Příloha 1) a následně byly sestaveny grafy s počátkem souřadnicového systému SIPS. Pro objektivní hodnocení těchto posturálních změn a popis kinematiky cervikothorakálního úseku páteře byl vytvořen model, jenž bude popsán níže. Model je rozdělen do několika částí tak, aby zohlednil kvalitu i kvantitu posturálních indikátorů.



Obr. 1: Vizualizace testovaného pohybu v softwaru Qualisys Track Manager

2.3.4.1 První část modelu

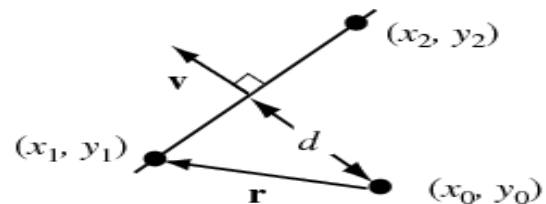
První část modelu zahrnovala **určení sklonu (gradientu) páteře**, přičemž trup byl považován za pevné těleso. Ideální tvar páteře byl popsán Harrisonem, který potvrdil, že pokud je pro krční, hrudní a bederní páteř Delmas index 0.95, pak osa trupu prochází segmenty C1-TH1-TH12-S1 (Harrison, a další, 2005). Stejnými segmenty prochází i olovnice používaná v klinické praxi, což bylo diskutováno v teoretické části této disertační práce. V rovině sagitální považují polohu segmentu S1 na stejné úrovni jako SIPS. Tedy v této studii osa trupu procházela segmenty TH1-SIPS. Sklon trupu byl počítán jako směrnice lineární regresní přímky TH1-SIPS (rovnice 1). Směrnice regresní přímky je počítána jako vertikální vzdálenost dělená horizontální vzdáleností mezi dvěma body na přímce. Směrnice přímky je tangens úhlu, který svírá daná přímka s osou Z (Smith, 1998). Abychom věděli, jak kvalitní bylo napřímění, byla počítána vzdálenost TH12 od přímky TH1-SIPS. Vzdálenost bodu TH12 od přímky TH1-SIPS (rovnice 2) je rovna vzdálenosti bodu TH12 od paty kolmice vedené z bodu TH12 k přímce TH1-SIPS.

$$b = \frac{\sum(x - \bar{x})(y - \bar{y})}{\sum(x - \bar{x})^2}$$

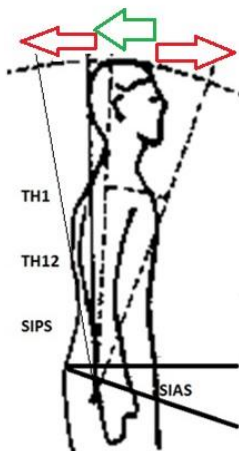
Rovnice 1: Směrnice lineární regresní přímky

$$d = |\hat{\mathbf{v}} \cdot \mathbf{r}| = \frac{|(x_2 - x_1)(y_1 - y_0) - (x_1 - x_0)(y_2 - y_1)|}{\sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}}$$

Rovnice 2: Vzdálenost bodu od přímky



Změna sklonu trupu (ΔG) byla určena jako rozdíl mezi sklonem trupu v konečné (G_f) a počáteční (G_i) pozici. **Fyziologickou odpovědí** bylo dosažení napřímění páteře (Obr. 2), jež bylo definováno změnou sklonu trupu z počáteční polohy směrem do vertikály. Tato změna nabývala negativních hodnot. **Patologickou odpovědí** bylo provedení záklonu, kdy trup byl v počáteční poloze skloněn za vertikálu a daným pohybem došlo ještě k většímu záklonu trupu, změna sklonu trupu kvantitativně nabývá negativních hodnot, ale kvalitativně se nejedná o napřímění páteře. Další patologickou odpovědí bylo předsunutí trupu, tedy trup byl v počáteční poloze skloněn vpřed a došlo ještě více k posunu trupu vpřed, změna sklonu trupu nabývala kladných hodnot. Pro jednoduchou orientaci v následujících tabulkách 1-7 ponechávám totožné barevné rozlišení, jež je použito i u obrázku 2.



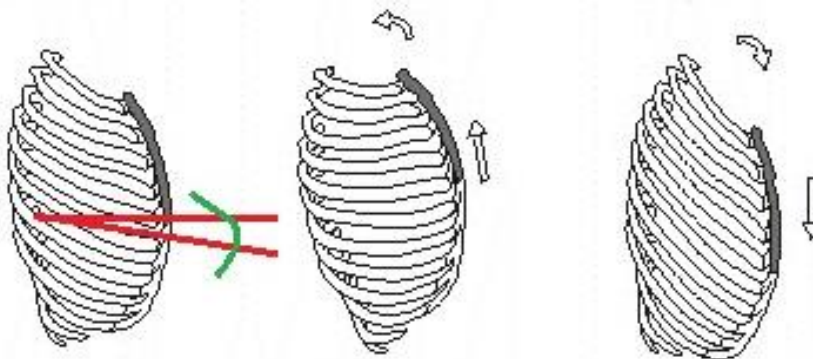
Obr. 2: Určení napřímění páteře; zelená šipka značí fyziologickou odezvu (sklon osy trupu směřuje do vertikály) a červené šiky odezvu patologickou (sklon trupu směřuje do záklonu či předklonu), osa trupu TH1-SIPS; sklon pánve SIPS-SIAS

2.3.4.2 Druhá část modelu

Druhá část modelu popisuje **určení sklonu pánve a hrudníku** v rovině sagitální s využitím trigonometrie.

Sklon pánve (Obr. 2) byl počítán jako úhel mezi horizontálou v úrovni SIPS a přímkou jdoucí segmenty SIPS a SIAS, dle obecné rovnice: $\text{tg } \alpha = (y_2 - y_1) / (x_2 - x_1)$. Změna sklonu pánve (Δ Pánev) byla určena jako rozdíl mezi sklonem pánve v konečné (Pánev_f) a počáteční (Pánev_i) pozici (Tab. 2).

Optimální držení hrudníku je popisováno tak, že jeho předozadní osa mezi úponem bránice pars sternalis a zadním kostofrenickým úhlem v úrovni TH9 je nastavena téměř horizontálně (Frank, a další, 2013). Sklon hrudníku (Obr. 3) byl tedy počítán jako úhel mezi horizontálou v úrovni TH9 a přímkou jdoucí segmenty TH9 a XP. Byl-li hrudník tažen nad horizontálu TH9, hodnoty nabývaly kladných čísel. Změna sklonu hrudníku (Δ Hrudník) byla určena jako rozdíl mezi sklonem hrudníku v konečné (Hrudník_f) a počáteční (Hrudník_i) pozici (Tab. 3).



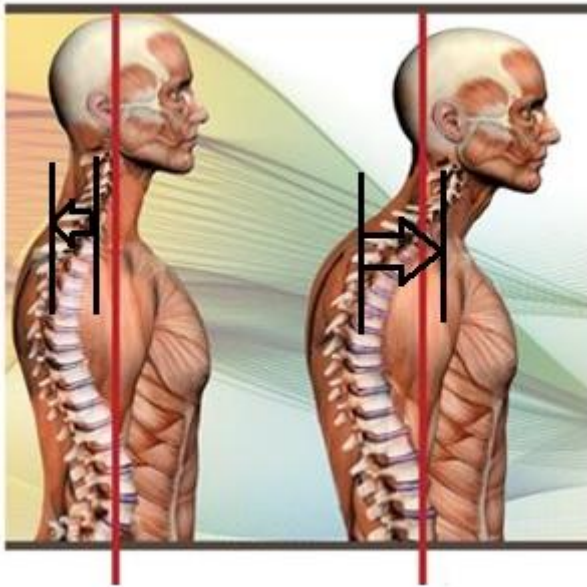
Obr. 3: Poloha hrudníku – vlevo určení sklonu hrudníku; elevace hrudníku; vpravo deprese hrudníku (Kolář, a další, 2005; dodatečně upraveno)

2.3.4.3 Třetí část modelu

Třetí část modelu popisuje **kinematiku cervikothorakálního úseku páteře**, zároveň zavádím nový pojem a určení tzv. nulového kinematického segmentu.

Antero-posteriorní rozměr cervikothorakálního úseku páteře v relaxovaném stoji (CTH_i) byl vypočten jako rozdíl polohy C4 - TH7 (odečtení x souřadnice C4 a TH7), stejně tak byl antero-posteriorní rozměr cervikothorakálního úseku páteře (CTH_f) vypočten v konečné poloze. Změna antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře (Δ CTH) ve smyslu jeho napřímění byla vyhodnocena jako rozdíl vzdálenosti C4 - TH7 v počáteční a konečné poloze (Obr. 4; Tab. 4).

Posteriorní translační posun obratlů cervikothorakálního úseku páteře je určen rozdílem poloh jednotlivých obratlů C2 – TH7 v počáteční a konečné poloze (Tab. 5). **Nulový kinematický segment** je segment, který po odečtení počáteční a konečné polohy obratle C2 až L5 ukázal nulový posun obratle (Tab. 4).



Obr. 4: Změna antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře (Netter, 2010; dodatečně upraveno)

2.3.4.4 Doplnující výpočty

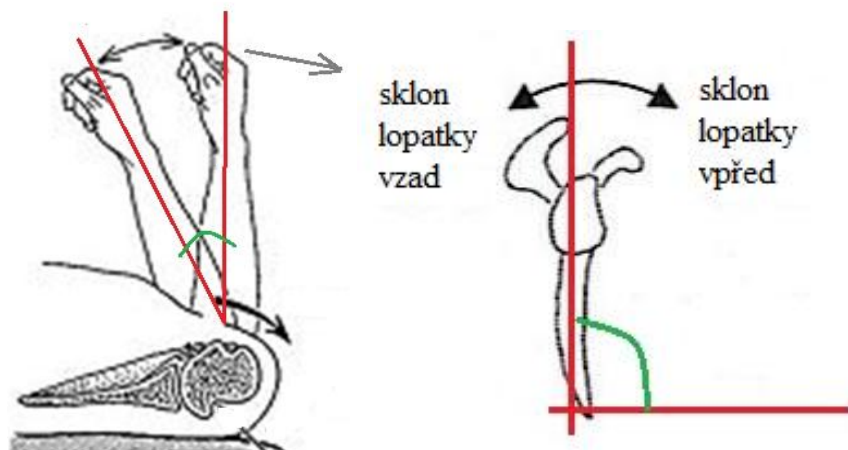
S využitím trigonometrie byly také stanoveny tyto doplňující údaje:

Rozsah zevní rotace paže byl vypočten z polohy bodů olecranon a processus styloideus radii v počáteční a konečné poloze.

Změna sklonu lopatky v rovině sagitální, ve smyslu náklonu lopatky směrem vzad, byla vypočtena z poloh bodů acromion a angulus inferior scapulae v počáteční a konečné poloze (Obr. 5).

Tyto výpočty byly provedeny dle obecné rovnice: $\text{tg } \alpha = (y_2 - y_1) / (x_2 - x_1)$.

Vzhledem k tomu, že při prováděném pohybu paže dochází v případě hlavice humeru a dolního úhlu lopatky již k zřejmému posunu kostěného segmentu pod kůží, jsou tyto výsledky (Tab. 6) zatíženy velkou chybou měření, považují je pouze za orientační a slouží jen k dokreslení celé situace kinematiky testovaného pohybu.



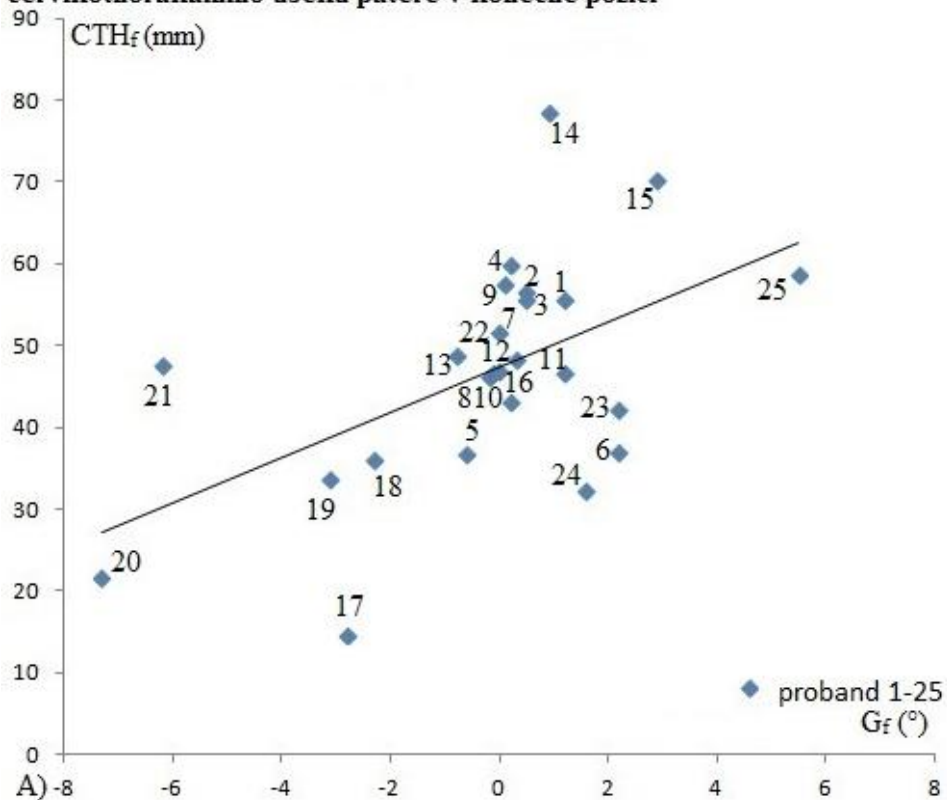
Obr. 5: Doplnující výpočty segmentu paže a lopatky; A) zevní rotace paže, B) sklon lopatky v rovině sagitální (Ebaugh, a další, 2005; dodatečně upraveno)

2.3.5 Statistika

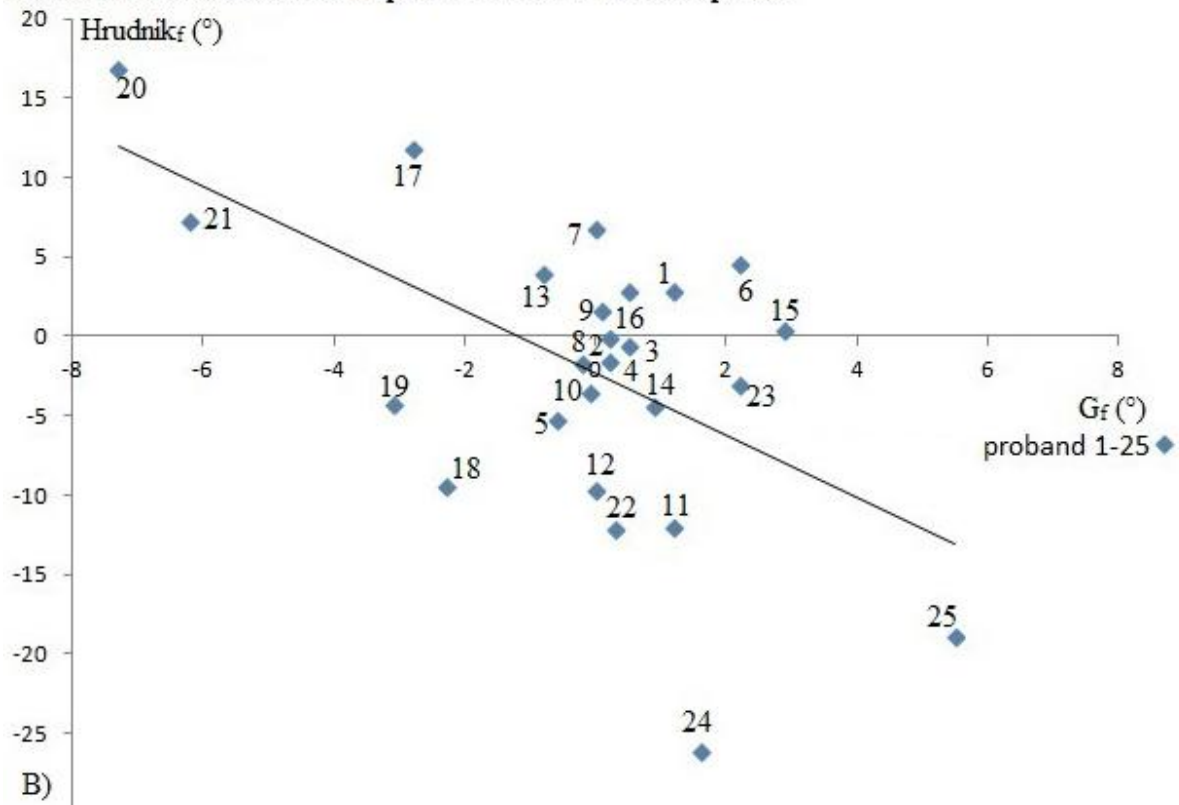
Základní statistické zpracování dat bylo provedeno v programu Microsoft Excel. Získaná data ve skupině probandů s fyziologickou odezvou ($n = 16$) byla testována pro normální distribuci (Kolmogorov-Smirnov test), proto pro testování statistických hypotéz mohl být využit Studentův párový T-test (Zvárová, 1997). Statisticky významné změny, porovnání příslušných hodnot v počáteční a konečné pozici, byly ověřovány T-testem pro: 1) změnu sklonu trupu, 2) změnu antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře, 3) změnu sklonu pánve, 4) změnu polohy hrudníku, 5) změnu sklonu lopatky (Tab. 1 - 6). Získaná data v jednotlivých podskupinách probandů se zakloněným ($n = 5$) a předsunutým ($n = 4$) držení těla nebyla vzhledem k nízkému počtu jedinců statisticky vyhodnocena. Skupiny s fyziologickou a patologickou odezvou však bylo nutno porovnat, proto pro další statistické hodnocení byla patologická skupina uvažována jako celek ($n = 9$), tedy nebyla dále členěna na dvě podskupiny. V rámci ozřejmění statisticky významných rozdílů mezi skupinou s fyziologickou a patologickou odezvou (Tab. 7) byl proveden nepárový Studentův T-test pro shodné rozptyly (ověřeno F-testem) pro: 1) změnu antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře, 2) změnu polohy hrudníku, 3) sklon pánve v počáteční poloze, 4) sklon pánve v konečné poloze, 5) nulový kinematický segment. Aby mohlo být počítáno s nulovým kinematickým segmentem ve statistice, bylo jednotlivým segmentům přiděleno pořadové číslo.

Korelace s využitím výpočtu Pearsonova korelačního koeficientu (Obr. 6), byla zjišťována u všech testovaných probandů ($n = 25$) mezi dosaženým sklonem trupu na konci testovaného pohybu a: 1) antero-posteriorním rozměrem cervikothorakálního úseku páteře v konečné pozici, 2) polohou hrudníku v konečné pozici, 3) polohou pánve v konečné pozici. Pro celkový počet testovaných probandů ($n = 25$) je na hladině významnosti $p = 0.01$ tabulková hodnota $r = 0.505$ (Zvárová, 1997).

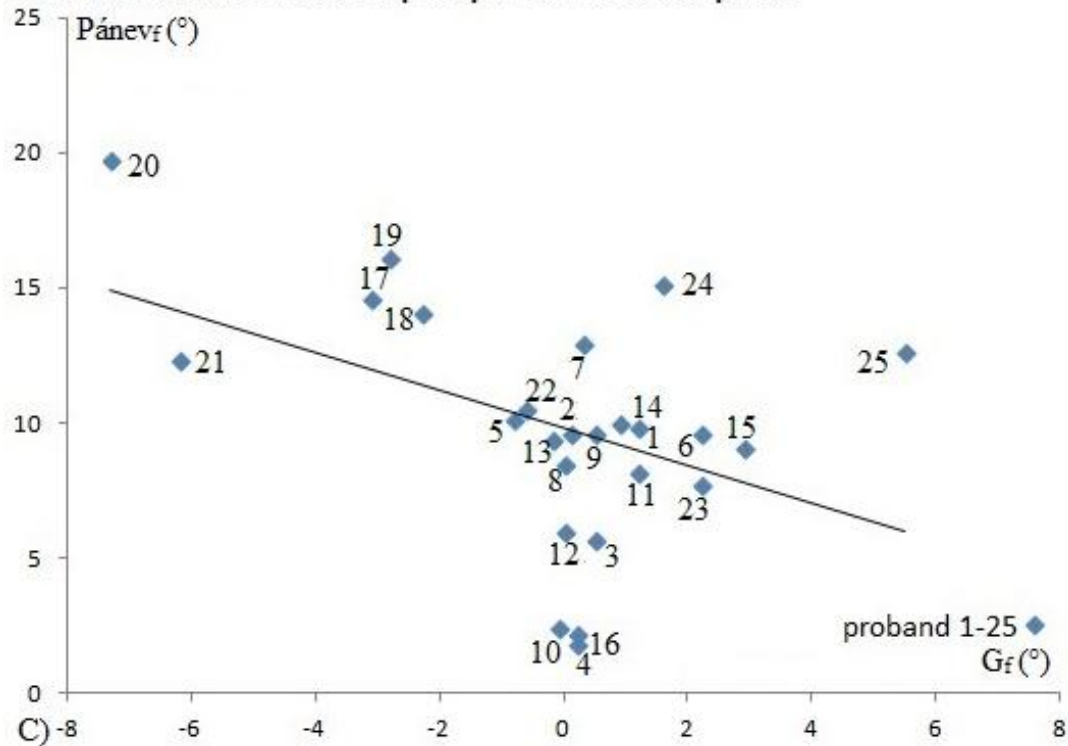
Korelace 1: Vztah sklonu trupu a antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře v konečné pozici



Korelace 2: Vztah sklonu trupu a hrudníku v konečné pozici



Korelace 3: Vztah sklonu trupu a pánve v konečné pozici



Obr. 6: Korelace mezi sklonem trupu v konečné pozici (G_f) a **A**) antero-posteriorním rozměrem cervikothorakálního úseku páteře (CTH_f), **B**) sklonem hrudníku v konečné pozici ($Hrudnik_f$), **C**) sklonem pánve v konečné pozici ($Pánevf$), 1-25 pořadí probandů

3 VÝSLEDKY EXPERIMENTU

Disertační práce je koncipována jako teoreticko-experimentální studie, v níž byl stanoven cíl, a to prokázat, že pomocí zevně rotačního pohybu paží lze vyvolat napřímení horní části trupu a že právě změna postavení cervikothorakálního přechodu je vhodným ukazatelem změny držení těla provokované testovaným pohybem paží. Za tímto účelem byly stanoveny čtyři základní hypotézy (viz 2.2).

Na základě stanovené a popsané metodiky práce byl proveden experiment. Pro objektivní vyhodnocení kinematických dat **byl vytvořen model**, který zohledňuje nejen kvalitu, ale i kvantitu posturálních indikátorů. Na dalších stránkách nyní uvádím výsledky (Tab. 1-7) s dílčími závěry a grafické znázornění výsledků testovaného pohybu (Obr. 7).

Tab. 1: Určení sklonu páteře / trupu

	Fyziologická odezva	Patologická odezva	
Držení trupu	Napřímené	Zakloněné	Předsunutě
proband (n)	1.-16. (16)	17.-21. (5)	22.-25. (4)
G_i [°] Průměr ± SD	2.1 ± 1.4	-2.4 ± 1.1	1.7 ± 1.6
G_f [°]	0.5 ± 0.4	-4.3 ± 2	2.5 ± 1.9
ΔG [°]	-1.5 ± 0.8	-1.9 ± 1	0.6 ± 0.3
TH12-přímka [mm]	6.9 ± 5.3	15.7 ± 11.1	5.7 ± 3.1
hladina významnosti T-testu	0.01	Statisticky nehodnoceno	Statisticky nehodnoceno

Legenda: G_i sklon trupu v počáteční poloze, G_f sklon trupu v konečné poloze, ΔG změna sklonu trupu, TH12-přímka vzdálenost bodu TH12 od přímky TH1-SIPS, n počet probandů, [°] stupeň, [mm] milimetr, SD směrodatná odchylka

Závěr: Na základě použití T-testu nulovou hypotézu zamítáme, rozdíl je potvrzen. Ukázalo se, že změna sklonu trupu u napřímených probandů z 2.1° na 0.5° je na hladině významnosti $p = 0.01$ statisticky signifikantní.

Tab. 2: Určení sklonu pánve

	Fyziologická odezva	Patologická odezva	
Držení trupu	Napřimé	Zakloněné	Předsunutě
proband (n)	1.-16. (16)	17.-21. (5)	22.-25. (4)
Pánevi [°] Průměr ± SD	7.3 ± 2.3	13.8 ± 2.6	11 ± 2.6
Pánevf [°]	7.6 ± 2.9	15.4 ± 2.5	12.1 ± 2.7
Δ Pánevi [°]	- 0.4 ± 1.3	-1.5 ± 1.7	-1.1 ± 0.5
hladina významnosti T-testu	0.3	Statisticky nehodnoceno	Statisticky nehodnoceno

Legenda: Pánevi sklon pánve v počáteční poloze, Pánevf sklon pánve v konečné poloze, ΔPánevi změna sklonu pánve, [°] stupeň, SD směrodatná odchylka, n počet probandů

Závěr: *Nebyla prokázána statisticky signifikantní změna sklonu pánve u skupiny probandů s fyziologickou odezvou (hladina významnosti $p = 0.3$).*

Tab. 3: Určení sklonu hrudníku

	Fyziologická odezva	Patologická odezva	
Držení trupu	Napřimé	Zakloněné	Předsunutě
proband (n)	1.-16. (16)	17.-21. (5)	22.-25. (4)
Hrudník _i [°] Průměr ± SD	-4 ± 4.7	3.3 ± 10.5	-13.8 ± 7.5
Hrudník _f [°]	-0.9 ± 4.9	4.5 ± 9.8	-15 ± 8.5
Δ Hrudník [°]	3.1 ± 2	1.2 ± 0.8	-1.2 ± 1.7
hladina významnosti T-testu	0.01	Statisticky nehodnoceno	Statisticky nehodnoceno

Legenda: Hrudník_i sklon hrudníku v počáteční poloze, Hrudník_f sklon hrudníku v konečné poloze, ΔHrudník změna sklonu hrudníku, [°] stupeň, SD směrodatná odchylka, n počet probandů

Závěr: *Na základě použití T-testu nulovou hypotézu zamítáme, rozdíl je potvrzen. Ukázalo se, že změna sklonu hrudníku u napřimých probandů z -4° na -0.9° je na hladině významnosti $p = 0.01$ statisticky signifikantní.*

Tab. 4: Kinematika cervikothorakálního úseku páteře a určení nulového kinematického segmentu

Držení trupu	Fyziologická odezva	Patologická odezva	
	Napřímené	Zakloněné	Předsunuté
proband (n)	1.-16. (16)	17.-21. (5)	22.-25. (4)
CTH _i [mm] Průměr ± SD	68.9 ± 10.7	40.3 ± 8.6	53.8 ± 11.1
CTH _f [mm]	52.4 ± 10.7	30.7 ± 11.5	45.3 ± 9.6
Δ CTH [mm]	16.6 ± 4.9	9.6 ± 4.8	8.4 ± 3.8
hladina významnosti T-testu	0.01	Statisticky nehodnoceno	Statisticky nehodnoceno
Nulový kinematický segment	TH6	TH11 / TH12	SIPS

Legenda: CTH_i antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře v počáteční poloze, CTH_f antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře v konečné poloze, Δ CTH změna antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře, [mm] milimetr, n – počet probandů, SD – směrodatná odchylka

Závěr: Na základě použití T-testu nulovou hypotézu zamítáme, rozdíl je potvrzen. Ukázalo se, že změna antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře z 68.9 mm na 52.4 mm u napřímených probandů je na hladině významnosti $p = 0.01$ statisticky signifikantní.

Tab. 5: Kinematika cervikothorakálního úseku páteře; průměrné hodnoty posteriorního translačního pohybu páteře (probanda 1-16)

Segment	Posteriorní translační pohyb [mm]	SD
C2	11.7	3.7
C4	11.7	3.5
C6	10.8	3.8
C7	9.7	3.6
TH1	8.8	3.4
TH2	7.3	2.4
TH3	6.3	2.2
TH4	3.8	1.7
TH5	1.8	0.9
TH6	0.3	0.6
	nulový kinematický segment	

Legenda: [mm] milimetr, SD – směrodatná odchylka

Tab. 6: Zevní rotace paže a posteriorní sklon lopatky

	Fyziologická odezva	Patologická odezva	
Držení trupu	Napřímené	Zakloněné	Předsunutě
proband (n)	1.-16. (16)	17.-21. (5)	22.-25. (4)
ZR [°]	69.6 ± 25.6°	64.9 ± 13.5°	77.1 ± 18.3°
Lopatka _i [°]	52.3 ± 5.9	56.2 ± 3.3	55.7 ± 6.7
Lopatka _f [°]	58.9 ± 6.5	61.5 ± 4.6	63.3 ± 8.9
Δ Lopatka [°]	-6.7 ± 4.1°	-5.3 ± 2.4°	-7.5 ± 2.6°
hladina významnosti T-testu	0.01	Statisticky nehodnoceno	Statisticky nehodnoceno

Legenda: ZR zevní rotace paže, Lopatka_i sklon lopatky v počáteční poloze, Lopatka_f sklon lopatky v konečné poloze, Δ Lopatka změna sklonu lopatky, [°] stupeň

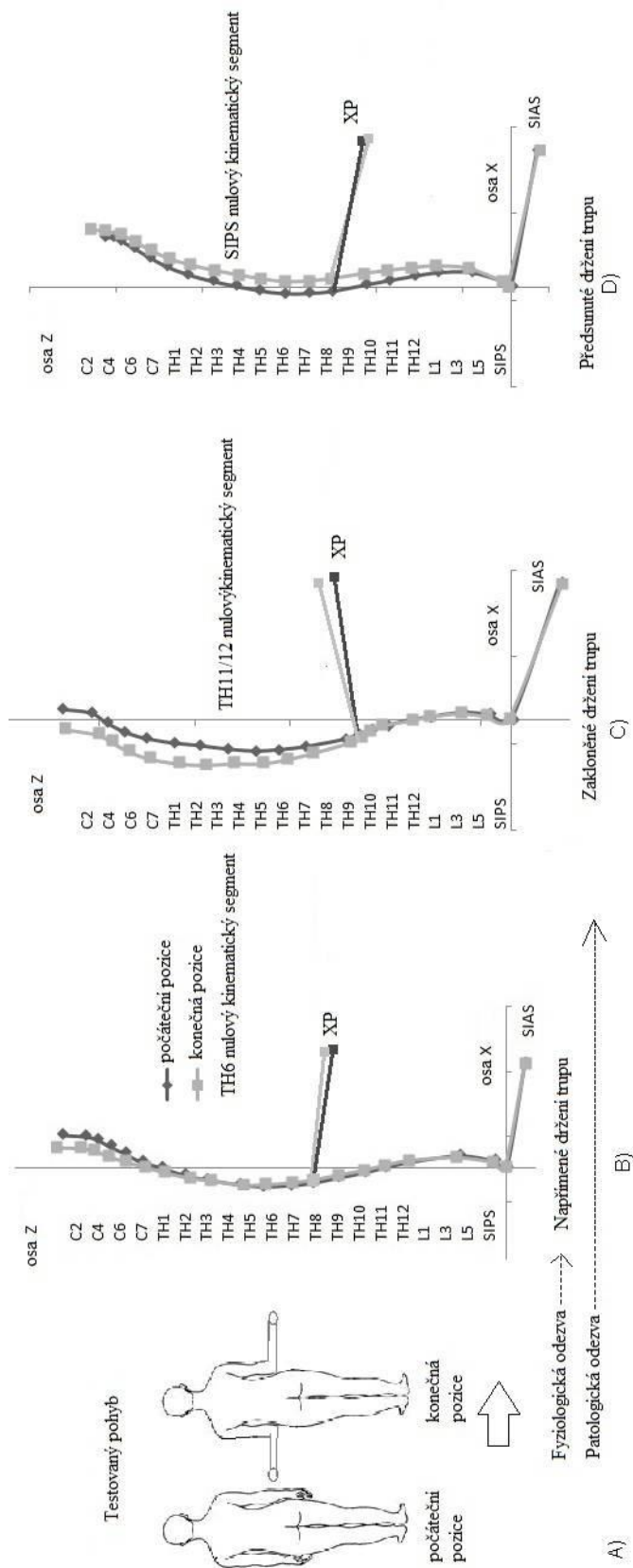
Závěr: Na základě použití T-testu nulovou hypotézu zamítáme, rozdíl je potvrzen. Ukázalo se, že změna sklonu lopatky v posteriorním směru v případě skupiny napřímených probandů z 52.3° na 58.9° je na hladině významnosti $p = 0.01$ statisticky signifikantní.

Tab. 7: Statistické porovnání skupin probandů s využitím nepárového T-testu

	Hladina významnosti T testu	Fyziologická odezva	Patologická odezva
n		16	9
Δ CTH [mm] Průměr ± SD	0.01	16.5 ± 4.9	9.1 ± 4.4
Pánev _i [°]	0.01	7.3 ± 2.3	12.5 ± 2.9
Pánev _f [°]	0.01	7.6 ± 2.9	13.9 ± 3
Δ Hrudník [°]	0.01	3.1 ± 2	0.1 ± 1.7
Nulový segment	0.01	TH6	TH12/L1

Legenda: n počet probandů, ΔG změna sklonu trupu, Δ CTH změna antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře, Δ Hrudník změna polohy hrudníku, Pánev_i sklon pánve v počáteční poloze, Pánev_f sklon pánve v konečné poloze, n počet probandů, [°] stupeň, [mm] milimetr, SD směrodatná odchylka

Závěr: Na hladině významnosti $p = 0.01$ byly zjištěny statisticky signifikantní rozdíly mezi skupinou s fyziologickou a patologickou odezvou u změny antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře, u změny polohy hrudníku, u sklonu pánve v počáteční i konečné poloze, u nulového kinematického segmentu.



Legenda: C2-7 krční obratel, TH1-12 hrudní obratel, TH1-12 bederní obratel, SIAS spina iliaca anterior superior, SIPS spina iliaca posterior superior, XP processus xiphoideus

Obr. 7: Grafické znázornění výsledků testovaného pohybu

Sledováním, jak se mění sklon trupu, došlo k rozřídění dvaceti pěti testovaných probandů do dvou kategorií: s fyziologickou a patologickou odezvou (Tab. 1). **Hypotéza č. 1, že zevní rotace a addukce paže vede k napřímení páteře - trupu jako celku, byla na hladině významnosti $p = 0.01$ u skupiny s fyziologickou odezvou potvrzena.** Testovaný pohyb zevní rotace a addukce paže vedl k napřímení páteře (trupu jako celku) u šestnácti probandů. Při napřímení páteře se měnil sklon trupu z počáteční polohy ($2.1 \pm 1.4^\circ$) směrem do vertikály ($0.5 \pm 0.4^\circ$). U pěti probandů došlo k záklonu trupu (z původních $-2.4 \pm 1.1^\circ$ na $-4.3 \pm 2^\circ$) a u zbývajících čtyř osob byl trup tažen vpřed (z původních $1.7 \pm 1.6^\circ$ na $2.5 \pm 1.9^\circ$). Jedinci s předsunutým a zakloněným držením trupu tvořili skupinu s patologickou odezvou. Průměr počáteční a konečné pozice každého typu posturálního držení trupu je zaznamenán na obrázku 7. Ukázalo se, že sledování, jak se mění sklon trupu, je citlivým ukazatelem posturálních změn.

Při napřímení trupu došlo k napřímení cervikothorakálního přechodu páteře, tedy ke zmenšení antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře z původních 68.9 ± 10.7 mm na 52.4 ± 10.7 mm. **Hypotéza č. 2, že zevní rotace a addukce paže vede k napřímení cervikothorakálního regionu páteře, byla na hladině významnosti $p = 0.01$ potvrzena.** Změna antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře (16.6 ± 4.9 mm) byla ve skupině s fyziologickou odezvou statisticky signifikantní. Kinematika cervikothorakálního úseku páteře u skupiny napřímených probandů je uvedena v tabulce 5. Kinematika cervikothorakálního úseku páteře byla získávána s přesností měření na 0.8 mm v relaxovaném stoji a 1.2 mm při napřímení trupu. Testovaným pohybem paží došlo k posteriornímu translačnímu pohybu cervikothorakálního úseku páteře, přičemž tyto kinematické změny končily v úrovni TH6. Ten byl pojmenován jako nulový kinematický segment. Ve skupině s patologickou odezvou byl nulový kinematický segment níže (TH11/12 a SIPS). Statisticky signifikantní rozdíly byly potvrzeny mezi skupinou probandů s fyziologickou a patologickou odezvou u změny antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře ($p = 0.01$) a u nulového kinematického segmentu ($p = 0.01$). Statisticky signifikantní korelace byla zjištěna mezi dosaženým sklonem trupu a antero-posteriorním rozměrem cervikothorakálního úseku páteře v konečné poloze (Pearson $r = 0.52$). Směřoval-li sklon trupu za vertikálu, bylo dosaženo menších změn antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře.

Hypotézu č. 3, že při napřímení cervikothorakálního regionu páteře dojde ke změně postavení segmentu pánve, se nepodařilo prokázat. Nebyla prokázána statisticky signifikantní změna sklonu pánve ve skupině probandů s fyziologickou odezvou. Avšak při porovnání sklonu pánve v počáteční poloze mezi skupinami s fyziologickou a patologickou

odezvou byl zjištěn statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0.01$). Byly zjištěny tyto tendence: Jedinci s neutrálním sklonem pánve (skupina s fyziologickou odezvou $7.3 \pm 2.3^\circ$) byli schopni se napřímít, při antevertzi pánve (skupina s patologickou odezvou $12.5 \pm 2.9^\circ$) nebylo dosaženo napřímění trupu - to bylo zřejmé především u podskupiny se zakloněným držením těla. Korelace mezi dosaženým sklonem trupu a polohou pánve v konečné pozici (Pearson $r = -0.45$) nebyla statisticky signifikantní.

Testovaným pohybem došlo ve skupině s fyziologickou odezvou ke změně sklonu hrudníku z deprese ($-4 \pm 4.7^\circ$) směrem do horizontály ($-0.9 \pm 4.9^\circ$). **Hypotéza č. 4, že při napřímění cervikothorakálního regionu páteře dojde ke změně postavení segmentu hrudníku, byla na hladině významnosti $p = 0.01$ potvrzena.** Statisticky signifikantní rozdíl ($p = 0.01$) byl zjištěn mezi skupinou probandů s fyziologickou a patologickou odezvou pro změnu sklonu hrudníku. Statisticky signifikantní korelace mezi sklonem trupu a polohou hrudníku v konečné pozici (Pearson $r = -0.56$) poukazuje na zjištěné tendence (Obr. 6): Byl-li hrudník tažen nad horizontálu, docházelo k záklonu trupu a nikoliv k jeho napřímění. To bylo patrné v podskupině zakloněných probandů, kde z původních $3.3 \pm 10.5^\circ$ byl hrudník tažen na $4.5 \pm 9.8^\circ$. Byl-li hrudník testovaným pohybem provokován k ještě větší depresi, docházelo k předsunutému držení trupu. V této druhé podskupině probandů s patologickou odezvou byl hrudník stlačen z původních $-13.8 \pm 7.5^\circ$ na $-15 \pm 8.5^\circ$.

Nejvýznamnějším výsledkem experimentu je závěrečné tvrzení, jež bude mít především význam pro klinickou praxi: **Pokud byl hrudník a pánev nastaven horizontálně** (konkrétní číselné hodnoty jsou uvedeny v Tab. 2, 3), **zevně rotačním pohybem paží byl trup tažen směrem do vertikály a došlo k napřímění cervikothorakálního úseku páteře, přičemž TH6 byl nulovým kinematickým segmentem.**

Pro dokončení celkové představy vlivu testovaného zevně rotačního pohybu paže na postavení pletence ramenního uvádím i výsledky kinematiky paže a lopatky. Během testovaného pohybu došlo k posteriornímu sklonu lopatky u všech probandů (konkrétní číselné údaje změny sklonu lopatky jsou v tabulce 6). Statisticky signifikantní rozdíl mezi danými skupinami probandů nebyl prokázán u zevní rotace paže ani u změny sklonu lopatky.

U napříměných probandů byl průměrný rozsah zevní rotace paže $69.6 \pm 25.6^\circ$, lopatka v rovině sagitální byla ve výchozí pozici průměrně nakloněna $52.3 \pm 5.9^\circ$ vpřed a zevní rotace s addukcí paže vedla k posteriornímu sklonu lopatky průměrně na $58.9 \pm 6.5^\circ$. Průměrná změna sklonu lopatky ($-6.7 \pm 4.1^\circ$) byla statisticky signifikantní ($p = 0.01$). I přesto, že zde uvádím absolutní hodnoty zevní rotace a sklonu lopatky v rovině sagitální, nutno

podotknout, že tyto výsledky jsou zatíženy velkou chybou měření, neboť zvolená metodika pro vyhodnocení těchto údajů není plně optimální.

4 DISKUSE

Aktuální studie (Grleget-Morris, a další, 1992; Uetake, a další, 1998; Kolisko, a další, 2002; Peñas, a další, 2006; Šeráková, 2006; Berglund, a další, 2008; Ting Yip, a další, 2008; Kratěnová, a další, 2007; Lau, a další, 2010; Romei, a další, 2010) zabývající se problematikou držení trupu jsou důkazem toho, že právě cervikothorakální úsek páteře je často postiženou oblastí, a to nejen u dospělých, ale i dětské populace. Dominuje předsunutě držení hlavy a protrakce pletenců ramenních. Z praxe je zřejmé, že terapie vedená jen v místě cervikothorakálního přechodu páteře je neefektivní, proto jsem se zaměřila na tuto problematiku, avšak z komplexního pohledu na celkové držení trupu.

Hlava reaguje na změnu držení těla. **Předsun hlavy je společným znakem pro různé typy vadného držení těla.** To bylo potvrzeno i v této studii! Všichni účastníci výzkumu splňovali vstupní kritérium předsunutého držení hlavy, ve výchozí pozici u většiny probandů osa trupu směřovala před vertikálu, ale vyskytli se i někteří držící trup v záklonu. Vzpřímené držení těla není jen otázkou páteře, ale vliv mají i další části jako hlava, horní i dolní končetiny a jestliže se změní poloha jednoho segmentu, pro zachování rovnováhy dojde ke změně celé postury (Morris, a další, 2006). Carlson toto potvrzuje svou studií, v níž popsal významnou závislost krční, hrudní, bederní páteře a pánve (Carlson, 2003). Biomechanické modely také pracují se všemi částmi trupu, jež se mohou navzájem ovlivňovat (Vette, a další, 2012).

Vyšetření stoje neodhalí posturální patologii. Klasické hodnocení stoje je mnohými autory (Ahern, a další, 1988; Kolisko, a další, 2002; Vařeka, 2002; Kolář, a další, 2012) zpochybňováno. Systém vzpřímeného držení těla má velké substituční a kompenzační možnosti. Avšak oslabení jedné funkce se nemusí objevit ihned, ale až při vyšší zátěži, kdy dojde k dekompenzaci (Vařeka, 2002a). To také nastalo v případě mého experimentu, proto testovaný zevně rotační pohyb paží považuji za vhodný provokační manévr. Tento jednoduchý pohybový test rozdělil probandy do dvou skupin s fyziologickou a patologickou odezvou, přičemž skupina s patologickou odezvou byla ještě dále rozčleněna na další dvě podskupiny – probandy se zakloněným a s předsunutým držením trupu. Toto diagnostické rozčlenění držení trupu jistě lépe umožní cílit a nastolit vhodnou fyzioterapii. **Proto v klinické praxi by mělo být statické vyšetření stoje zaměněno za dynamické testování schopnosti kontroly sagitální stabilizace páteře.** Zevní rotace a addukce paže může být jednoduchým

diagnostickým testem, který je dostatečně sensitivní a odhalí již prvotní známky selhávání posturálních funkcí. Odhalí, že testovaný jedinec už není sám schopen dosáhnout optimálního napřímění trupu. V takovém případě by měla být započata fyzioterapie. Testovaný pohyb je tedy důležitý i z hlediska nastolení prevence, jež je v dnešní době tak významná.

V relaxovaném volném stoji je naše tělo předkláněno gravitací. Tělo se tímto vyrovnává prostřednictvím pasivních mechanismů, jež jsou pro něj méně ekonomicky náročné (Bordstad, 2012). Těmito mechanismy jsou vazy a fasciální řetězce táhnoucí se od hlavy až k os sacrum (Richter, a další, 2009). Gravitací jsou stlačována přední těla obratlů, proto zde působí meziobratlové ploténky. Aby nebyly poškozeny, aktivují se extensoři páteře, kteří vyrovnávají flekční momenty gravitace (Panjabi, a další, 2001). Jde především o hluboké autochtonní svaly, jež jsou nazývány jako dynamická ligamenta (Véle, 1995). Posturální změny mohou být malé, stejně tak i změny kloubní, ale výrazně se projeví změny aktivity svalů (Kendall, 2010). Stejně popisuje Smíšek, v jehož konceptu se také vyskytuje prvek zevně rotačního pohybu paže. Při relaxovaném stoji tělo využívá pasivní stabilizace páteře, břišní svaly jsou uvolněny, zatímco extensoři páteře se aktivují. Během zevní rotace a addukce paže dochází k navození svalové rovnováhy a reciproční inhibice. **Zvýší se aktivita celého svalového řetězce m.latissimus dorsi, mm.obliqui externus i internus abdominis a m.gluteus maximus (Smíšek, a další, 2011). Horní vlákna m.trapezius se uvolní a hluboké flexoři krku se aktivují, to vede k napřímění cervikothorakálního přechodu páteře (Falla, a další, 2007; Smíšek, a další, 2011). Hlava je držena optimální koaktivací mezi extensory a hlubokými flexory krku. Při předsunutí hlavy stoupá aktivita extensorů krční páteře (Correa, a další, 2007), zatímco při napřímění osového orgánu jejich aktivita klesá a roste aktivita extensorů v hrudním úseku (Caneiro, a další, 2010) - výsledkem je relaxace m.multifidus (O'Sullivan, a další, 2002). Z uvedeného vyplývá, že svalová síla není rozhodující, ale významné je celkové zapojení svalů do posturální funkce. Toho je důkazem i studie DiVety (1990), jenž chtěl prokázat vztah mezi polohou lopatky a svalovou silou produkovanou dvojicí m.trapezius a pectoralis minor, opomněl však hodnotit i funkci posturálních svalů a nedospěl tak ke kýženému úspěchu.**

Sklon trupu charakterizuje typ postury. Dle Pearsalla (1992) mají ženy tendenci k záklonu v oblasti bederní páteře, tedy sklon trupu míří vzad. Postura s hyperextenzí bederní páteře, anteverzí pánve, elevací hrudníku, oslabením břišních svalů a s kompenzačním mechanismem hypertonu paravertebrálních svalů je v klinické praxi označována **syndromem otevřených nůžek** (Kolář, 2014). Tento typ posturálního držení těla byl zjištěn i u některých žen účastnících se této studie, nebyly schopny vytvořit optimální napřímění páteře (Obr. 7).

Vzdálenost TH12 od osy trupu TH1-SIPS byla u této skupiny probandů 15.7 ± 11.1 mm. Pearsall uvádí tuto vzdálenost 23.9 mm u žen a 11.3 mm u mužů. Muži dle Pearsalla mají sklon k předklonu těla s hrudní hyperkyfózou (Pearsall, a další, 1992). Tuto posturu nutno odlišit od **předsunutého držení trupu**, jež Lewit (2003) charakterizuje následovně: osa trupu míří vpřed, pánev se nachází před os naviculare, pletenec ramenní je předsunut před pánví a hlava před rameny. Předsunuté držení těla je dáno hypertonelem svalů zad i krku a v břišních svalech lze palpat trigger pointy (Liebenson, 2007). I zde poukazují opět na to, že nově sestavený model, jenž je výsledkem této disertační práce, vhodně rozliší mezi těmito posturálními abnormalitami. Většina probandů se sklonem osy těla vpřed se optimálně napřímila, ale někteří jedinci ještě více posunuli trup vpřed (Obr. 7).

Důležitým přínosem nového modelu je, že bere v potaz kvalitu i kvantitu posturálních indikátorů. Tato studie ukázala, že **kontrola kvality držení těla je důležitější než množství provedeného segmentálního spinálního pohybu**. Dosažený antero-posteriorní rozměr cervikothorakálního úseku páteře koreloval se sklonem trupu v konečné pozici. Proto sledování jen kinematické změny cervikothorakálního přechodu páteře při napřímění trupu pokládám za nedostatečnou. Naši pozornosti v klinické praxi by neměla uniknout také poloha hrudníku a pánve. U optimálně napříměných probandů změna antero-posteriorního rozměru cervikothorakálního úseku páteře byla 16.6 ± 4.9 mm (Tab. 4). Tato změna se může zdát malá, ale testovaní jedinci neudávali bolesti krční páteře. Dosažené hodnoty odpovídají výsledkům i jiných studií: Harisson udal anteriorní translační posun hlavy $15 \text{ mm} \pm 10 \text{ mm}$ u zdravých jedinců (Harrison, 2001). Posterioerní pohyb hlavy (vztažen k C7) z relaxovaného sedu nebo stoje byl zaznamenán 10 mm do vzpřímeného sedu a 28 mm do vzpřímeného stoje (Caneiro, a další, 2010). Předsun hlavy souvisí s bolestí krční páteře. Vzdálenost (C2 od osy těla) 21.3 mm byla měřena u jedinců s i bez potíží s krční páteří, zatímco vzdálenost 40 mm byla popsána jen u jedinců s bolestmi krční páteře (Jeb McAviney, a další, 2005). Vzpřímené držení hlavy vede k nižší zátěži páteře (Bonney, a další, 2002) a snížení bolesti krční páteře (Lau, a další, 2010).

Disertační práce nově zavádí pojem nulového kinematického segmentu. Posterioerní translační pohyb cervikothorakálního úseku páteře končil v oblasti vrcholu hrudní kyfózy, segment **TH6**. Tato oblast je významná z pohledu mechaniky i morfologie. Souvisí s distribucí tuhosti axiálního systému (Otáhal, a další, 1996). Začátek m.latissimus dorsi je popisován nejčastěji v úrovni TH6 (Bogduk, a další, 1998), zde je i počátek břišních svalů tvořících tah směrem dolů a úpon prsních svalů s tahem vzhůru (Tichý, a další, 1988). Harrison ukázal změnu držení těla v sagitální rovině pomocí radiografie, při napřímění páteře

nedošlo ke změnám polohy obratle TH5 (Harrison, a další, 2005). Dle Brüggera je v klinické praxi používán test TH5 pružení k ozřejmění vzpřímeného držení těla, optimální thorakolumbární lordóza sahá od os sacrum po TH5 (Valihrach, 2003). Janda popsal dysfunkci TH4/5 a TH5/6 u horního zkříženého syndromu (Janda, 1984). Jedinci, kteří se z předklonu optimálně napřímili, měli nulový kinematický segment TH6. Předpokladem je efektivní stabilizace trupu. U jedinců s hyperextenzí bederní páteře (jež se ještě více zaklonili) a u jedinců s předsunutým držením těla (jež se ještě více předklonili) byl nulový segment stanoven níže - **TH11/12** a **SIPS**. Předpokladem je nedostatečná koaktivace svalů trupu, proto takovíto jedinci by měli při nácviku napřímění páteře spolupracovat s fyzioterapeutem. Nově zavedený nulový kinematický segment by mohl být považován za vhodný indikátor držení těla, jenž lze použít v dalších výzkumech i v klinické praxi. Z uvedeného vyplývá, že další elektromyografické a kinematické studie by měly být provedeny na jedincích s různým typem vadného držení těla, což by mohlo přinést nové poznatky o stabilizaci trupu.

Předností této studie je, že nově vzniklý model zohledňuje celý trup, nikoliv jen problematický cervikothorakální úsek páteře! Stejně tak komplexně by mělo být pohlíženo na lidské tělo v klinické praxi, na což poukazují i zjištěné korelace mezi dosaženým sklonem trupu a polohou hrudníku, pánve. Segment pánve a hrudníku je významný pro cervikothorakální úsek páteře. Poloha pánve je daná rovnováhou mezi paravertebrálními a břišními svaly, svaly pánevního dna, bránicí, flexory kyčelního kloubu a ischiokrurálními svaly. Neutrální poloha pánve v sagitální rovině nabývá hodnoty do 10° (Berthonnaud, a další, 2011). Větší sklon pánve vede ke zvýšené bederní lordóze, oslabení břišních svalů, dolních vláken m.trapezius a m.latissimus dorsi, což vede k hornímu zkříženým syndromu a předsunutému držení hlavy (Morris, a další, 2006). U jedinců s anteverzí pánve nedošlo k optimálnímu napřímění cervikothorakálního úseku páteře. Segment hrudníku má být optimálně nastaven do horizontály. Pokud byl hrudník stlačen do deprese, nebo pokud byl tažen nad horizontálu, nebylo dosaženo optimálního napřímění cervikothorakálního úseku páteře. Kolář popisuje kraniální polohu přední části bránice u osob s insuficiencí stabilizační funkce trupu. Nedostatečná posturální aktivita bránice je nahrazena přílišnou aktivitou paravertebrálních svalů v oblasti bederní páteře, jež vede k bederní hyperlordóze a anteverzí pánve (Kolář, a další, 2012). Vzniklou situaci nazýváme již zmiňovaným syndromem otevřených nůžek. V neposlední řadě se vracím k předsunutému držení trupu, u něhož je uváděn hypertonus (trigger pointy) břišních svalů (Liebenson, 2007), čímž bude hrudník jistě stlačen do deprese. **Zevně rotační a addukční pohyb pletence ramenního vede k napřímění cervikothorakálního úseku páteře, pokud je segment hrudníku a pánve**

nastaven horizontálně. Výsledky této disertační práce by měly přispět ke zlepšení fyzioterapeutické péče o osoby nejen s bolestí krční páteře.

5 ZÁVĚR

Cíl práce byl zcela naplněn - byl vytvořen model pro vyhodnocení posturálních změn pomocí kinematické analýzy a byla popsána kinematika cervikothorakálního úseku páteře. Relaxovaný postoj se testováním pohybem mění na aktivní mechanismus vzpřímeného držení trupu, čehož lze v klinické praxi diagnosticky i terapeuticky využít pro korekci vadného držení těla především předsunu hlavy a ramen. Sledování jen změny postavení cervikothorakálního přechodu jako jediného vhodného ukazatele změny držení těla provokované zevní rotací a addukcí paže je nedostatečné, musí být zachován komplexní pohled, tedy je nutné sledovat i postavení pánve, hrudníku a celkového sklonu trupu.

Při řešení zkoumané problematiky se ukázalo, že **zevní rotace a addukce paže vede k napřímení cervikothorakálního úseku páteře, je-li pánev v neutrální poloze a hrudník nastaven do horizontály. Nulovým kinematickým segmentem je úroveň TH6.**

Význam disertační práce spatřuji především v praktickém přínosu pro klinickou praxi, jenž byl diskutován výše. Práce poskytuje čtenáři objektivní hodnocení kvality a kvantity držení trupu, zároveň její výsledky mohou přispět k zlepšení léčby pacientů s bolestí nejen krční páteře. Kinematická analýza je účinným nástrojem pro bližší popis změny postury a s tím spojeného segmentálního pohybu páteře. Spolu s elektromyografií by mohla v dalších studiích přispět k novým poznatkům o stabilizaci trupu.

6 PŘÍLOHA

Proband	Δ CTH [mm]	CTH _i	CTH _f	G _i [°]	G _f	Δ G	TH12-přímka	nulový segment	pánev _i [°]	pánev _f	Δ pánev _i	ZR [°]	Lopatka [°]	Lopatka, Δ	Lopatka hruďník [°]	hruďník	Δ hruďník	
1	21,4	77,1	55,7	3	1,2	-1,8	0,3	TH5/6	7,5	8,2	-0,7	82,3	51,6	57,4	-5,8	2,3	2,9	5,2
2	12,7	70,3	57,6	3,5	0,1	-3,4	16,3	TH10	8,4	9,6	-1,2	100,9	63,7	73,7	-10	2,8	1,7	4,5
3	10,7	67,3	56,6	2,3	0,5	-1,8	11,6	TH8/9	3,8	5,7	-1,9	57,9	49,6	52,6	-3	-4,8	-0,5	4,3
4	18	77,8	59,8	1,7	0,2	-1,5	6,2	TH4/5	5,1	1,8	3,3	101,2	46,1	60,9	-14,8	-2,1	-1,5	0,6
5	20,4	57,2	36,8	0,5	-0,6	-1,1	3,1	TH3/4	9,6	10,5	-0,9	111,4	66,5	72,2	-5,7	-6,4	-5,2	1,2
6	19,7	56,6	36,9	3,1	2,2	-0,9	8,9	TH6	7,9	9,6	-1,7	55,4	55,2	60,8	-5,6	3	4,6	1,6
7	12,6	64,2	51,6	0,4	0	-0,4	12,3	TH7	6,6	8,5	-1,9	63,3	49,7	61,1	-11,4	5,5	6,9	1,4
8	19,6	65,7	46,1	1,4	-0,2	-1,6	2	TH5	8,7	9,4	-0,7	39,8	45,9	47,5	-1,6	-4,7	-1,6	3,1
9	9,6	65,2	55,6	1,5	0,5	-1	1	TH5/6	10,5	9,6	0,9	64,2	49,9	57,2	-7,3	2,3	2,9	5,2
10	15,6	62,3	46,7	0,6	-0,1	-0,7	5,7	TH8	3,7	2,4	1,3	82,8	50,9	52	-1,1	-3,2	-3,4	-0,2
11	15,4	62,1	46,7	3,4	1,2	-2,2	7,6	TH7/8	9,5	9,8	-0,3	49,6	54,3	57,4	3,1	-13,4	-11,9	1,5
12	8,4	55,3	46,9	0,3	0	-0,3	3,7	TH1/2	4,8	6	-1,2	95,7	57,7	63,1	-5,4	-10,9	-9,6	1,3
13	19,5	68,3	48,8	0,4	-0,8	-1,2	6,1	TH4/5	9,6	10,1	-0,5	92,3	53,7	59,9	-6,2	1,2	4	2,8
14	18,9	97,3	78,4	3,3	0,9	-2,4	19,2	TH6/7	9,5	10	-0,5	51	46	57,5	-11,5	-10,2	-4,3	5,9
15	14,9	85,1	70,2	5,5	2,9	-2,6	4,4	TH7/8	8,3	9,1	-0,8	48,8	51,2	52,8	-1,6	-5	0,5	5,5
16	27,8	71	43,2	1,8	0,2	-1,6	2,4	TH3/4	3,4	2,2	1,2	16,8	45,2	57,7	-12,5	-5,7	0	5,7
17	9,9	24,6	14,7	-2	-2,8	-0,8	36,3	TH8/9	11,8	16,1	-4,3	75,6	54,6	56,9	-2,3	11,2	11,9	0,7
18	8	44	36	1,2	-2,3	-1,1	1,3	TH8/9	13,2	14,1	-0,9	49,8	59,3	63,5	-4,2	-12,1	-9,3	2,8
19	10,5	44,2	33,7	1,4	-3,1	-1,7	14,2	TH12	15,5	14,6	0,9	47,1	52,3	56	-3,7	5,1	-4,2	0,9
20	17,5	39,1	21,6	3,4	-7,3	-3,9	11,2	TH12	17,9	19,7	-1,8	62	54	62,8	-8,8	16,5	17	0,5
21	2,4	50	47,6	-4	-6,2	-2,2	22,2	TH11/12	10,7	12,3	1,6	85,2	61,1	68,6	-7,5	6	7,3	1,3
22	12,4	60,8	48,4	0,1	0,3	0,2	9,1	SIPS	11,9	12,9	-1	70,1	53,7	62,3	-8,6	-9,2	-12,1	-2,9
23	11,8	54	42,2	1,3	2,2	0,9	4,6	SIPS	7,1	7,7	-0,6	107,2	61,3	72,1	-10,8	-4,2	-3	1,2
24	3,4	35,6	32,2	1,2	1,6	0,4	2,5	TH12/L1	14,4	15,1	-0,7	57,7	62,4	69,7	-7,3	-23,4	-26,1	-2,7
25	6,1	64,8	58,7	4,5	5,5	1	10	SIPS	10,7	12,6	1,9	73,5	45,7	49,1	3,4	-18,3	-18,8	-0,5

Legenda: G sklon trupu, i počáteční poloha, f konečná poloha, ϵ konečná poloha, Δ změna, ZR zevní rotace paže, TH12-přímka vzdálenost bodu TH12 od přímky TH1-SIPS, CTH antero-posteriorní rozměr cervikothorakálního úseku páteře, [°] stupeň, [mm] milimetr

7 SEZNAM LITERATURY

1. **AB, Qualisys. 2010.** Qualisys Track Manager Manual, version 2.1. *www.qualisys.se*. [Online] 2010.
2. **Ahern, DK., a další. 1988.** Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*. 1988, Sv. 34, stránky 153-160.
3. **Aiello, L. a Collard, M. 2001.** Our Newest Oldest Ancestor? *Nature*. 2001, 410, stránky 526 – 527.
4. **Allard, P., Stokes, I. A. F., Bianchi, J. P. 1995.** *Three dimensional analysis of human motion. Human Kinetics*. Champaign: 1995. ISBN 0-87322-323-2.
5. **Altobelli, G. 2005.** Scapulothoracic and glenohumeral muscle architecture in middle-aged individuals. *Meeting of the orthopaedic research society*. Poster No.1619, 2005.
6. **Aruin, AS. a Latash, M. L. 1995.** Directional specificity of postural muscles in feed-forward postural reactions during fast voluntary arm movements. *Exp Brain Res*. 1995, 103, stránky 323-332.
7. **Atasoy, E. 2000.** Scapulothoracic stabilization for winging of the scapula using strips of autogenous fascia lata. *Journal of bone and joint surgery*. 2000, Sv. 82-B, 6, stránky 813-817.
8. **Awad, M. a Allah, A. 2012.** Relationship between Thoracic Kyphosis and Trunk Length in Adolescence Females. *Journal of American Science*. 2012, 8, stránky 580-583.
9. **Bassett, K., Lingman, S. a Ellis, R. 2010.** The use and treatment efficacy of kinaesthetic taping for musculoskeletal conditions: A systematic review. *New Zealand Journal of Physiotherapy*. 2010.
10. **Berglund, K. M., Perrson, B. H. a Denison, E. 2008.** Prevalence of pain and dysfunction in the cervical and thoracic spine in persons with and without lateral elbow pain. *Manual Therapy*. 2008, 13, stránky 295-299.
11. **Berthonnaud, E., a další. 2011.** Spino-pelvic postural changes between the standing and sitting human position: Proposal of a method for its systematic analysis. *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2011, Sv. 35, stránky 451-459.
12. **Bjerkefors, A., a další. 2010.** Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manual Therapy*. 2010, Sv. 15, stránky 502-507.
13. **Bogduk, N., Johnson, G. a Spalding, D. 1998.** The morphology and biomechanics of latissimus dorsi. *Clinical Biomechanics*. 1998, 13, stránky 377-385.
14. **Bonney, RA. a Corlett, N. 2002.** Head posture and loading of the cervical spine. *Applied Ergonomics*. 2002, 33, stránky 415-417.
15. **Bordstad, J. 2012.** Resting Position Variables at the Shoulder: Evidence to Support a Posture-Impairment Association. *Physical Therapy*. 2012, 86, stránky 549-556.
16. **Briggs, A., a další. 2007.** Thoracic Kyphosis Affects Spinal Loads and Trunk Muscle Force. *Physical Therapy*. 2007, 5, stránky 595-606.
17. **Brown, JM., a další. 2007.** Muscles within muscles: Coordination of 19 muscle segments within three shoulder muscles during isometric motor tasks. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*. 2007, Sv. 17, stránky 57-73.
18. **Brunnstorm, MA. 1980.** *Clinical kinesiology*. 3rd ed. Philadelphia : F.A.Davis Company, 1980. stránky 392. ISBN 0-8036-1301-6.
19. **Bryan, R. 2003.** A quantitative analysis of the relationship between scapular orientation and shoulder strength. *Journal of Biomechanics*. 2003.

20. **Bullock-Saxton, J. 1988.** Normal and abnormal postures in the sagittal plane and their relationship to low back pain. *Physiotherapy practice*. 1988, 4, stránky 94-104.
21. **Caneiro, J. P., a další. 2010.** The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. *Manual Therapy*. 2010, 15, stránky 54-60.
22. **Cappello, A. 1997.** Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science*. 1997, Sv. 16, 2-3, stránky 259-274.
23. **Carlson, J. M. 2003.** Clinical Biomechanics of Orthotic Treatment of Thoracic Hyperkyphosis. *Journal of Prosthetics and Orthotics*. 2003, 15, stránky 31-35.
24. **Chalupová, M. 2004.** Biomechanický model lopatky pro predilekci svalové dysbalance. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, Sv. 4, stránky 114-115.
25. **Cheshomi, S., Rajabi, R. a Alizadeh, MH. 2011.** The relationship Between Thoracic Kyphosis Curvature, Scapular Position and Posterior Shoulder Girdle Muscles Endurance. *Applied Sciences Journal*. 2011, 14, stránky 1072-1076.
26. **Chudáček, Z. 1995.** *Radiodiagnostika*. Brno : Institut pro další vzdělávání pracovníků ve zdravotnictví, 1995. ISBN 80-7013-114-4c.
27. **Cil, A. 2004.** The evolution of sagittal alignment of the spine during childhood. *Spine*. 2004, Sv. 30, 1, stránky 93-100.
28. **Čihák, R. 2001.** *Anatomie 1*. 2.vyd. Paha : Grada, 2001. stránky 479. ISBN 80-7169-970-5.
29. **Correa, E. a Berzin, F. 2007.** Efficacy of physical therapy on cervical muscle activity and on body posture in school-age mouth breathing children. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*. 2007, Sv. 7, stránky 1527-1535.
30. **Cram, R. J. 2010.** *Cram's introduction to surface electromyography*. Canada : Jones & Bartlett Learning, 2010. stránky 412. ISBN 9780763732745.
31. **Cutti, A. G. 2005.** Soft tissue artefact assessment in humeral axial rotation. *Gait and Posture*. 2005, Sv. 21, 3, stránky 341-349.
32. **Davis. 2002.** Least squares circle.[Online www.mathworks.com.] 2002.
33. **Dayanidhi, S. 2001.** Scapular kinematics in adults and children. *JOSPT*. 2001, Sv. 10, stránky 57-65.
34. **DiVeta, J., Walker, M. L. a Skibinski, B. 1990.** Relationship between performance of selected scapular muscles and scapular abduction in standing subjects. *Physical Therapy*. 1990, 8, stránky 470-476.
35. **Dolan, P. a Adams, M. A. 1993.** The relationship between EMG activity and extensor moment generation in the erector spinae muscles during bending and lifting activities. *Journal of Biomechanics*. 1993, Sv. 26, stránky 513-522.
36. **Doody, M. M., Lonstein, J. E., Stovall, M. Hacker, D. E., Luckyanov, N., Land, C. E. 2000.** Breast cancer mortality after diagnostic radiography. *Spine*. 2000, Sv. 25, 16, stránky 2052-2063.
37. **D'Ossualdo, F., Schierano, S., Iannis, M. 1997.** Validation of clinical measurement of kyphosis with a simple instrument, the Arcometer. *Spine*. 1997, Sv. 22, 4, stránky 408-413.
38. **Dunk, N. M., a další. 2004.** The reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2004, 27, stránky 91-96.
39. **Dylevský, I. 2009.** *Funkční anatomie*. Praha : Grada Publishing, a.s, 2009. stránky 532. ISBN 80-247-324-08.
40. **Ebaugh, D., McClure, P. a Karduna, A. 2006.** Effects of shoulder muscle fatigue caused by repetitive overhead activities on scapulothoracic and glenohumeral kinematics. *Journal of Elektromyography and Kinesiology*. 2006, 16, stránky 224-235.

41. —. **2005.** Three-dimensional scapulothoracic motion during active and passive arm elevation. *Clinical Biomechanics*. 2005, 20, stránky 700-709.
42. **Engsberg, JR., a další. 2008.** Relationships Between Spinal Landmarks and Skin Surface Markers. *Journal of Applied Biomechanics*. 2008, 24, stránky 94-97.
43. **Falla, D., a další. 2007.** Recruitment of the deep cervical flexor muscles during a postural-correction exercise performed in sitting. *Manual Therapy*. 2007, 12, stránky 139-143.
44. **Fedorak, Ch. 2003.** Reliability of the visual assessment of cervical and lumbar lordosis. *Spine*. 2003, Sv. 28, 16, stránky 63-67.
45. **Frank, C., Kobesova, A. a Kolář, P. 2013.** Dynamic neuromuscular stabilization and sports rehabilitation. *The International Journal of Sports Physical Therapy*. 2013, Sv. 8, 1, stránky 62.
46. **Glousman, R. 1998.** Dynamic electromyography analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J. Bone Joint Surg. Amer.* 1998, Sv. 70, 2, stránky 220-226.
47. **Granata, K. P. a Orishimo, K. F. 2001.** Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*. 2001, 34, stránky 1117-1123.
48. **Grlegel-Morris, P., a další. 1992.** Incidence of Common Postural Abnormalities in the Cervical, Shoulder, and Thoracic Regions and Their Association with Pain in Two Age Groups of Healthy Subjects. *Physical Therapy*. 1992, 72, stránky 425-431.
49. **Gross, J. M., Fetto, J. a Supnick, E. R. 2005.** *Vyšetření pohybového aparátu*. 1. vyd. Praha : Triton, 2005. stránky 599. ISBN 8072547208.
50. **Harrison, D. E., Cailliet, R., Harrison, D. D., Janik, T. J., Holland, B. 2001.** Reliability of centroid, Cobb, and Harrison posterior tangent methods: Which to choose for analysis of thoracic kyphosis. *Spine*. 2001, Sv. 26, 11, stránky E227-E234.
51. **Harrison, D. E., a další. 2005.** Concurrent validity of flexicurve instrument. Measurements: Sagittal skin contour of the cervical spine compared with lateral cervical radiographic measurements. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2005, Sv. 8, stránky 597-603.
52. **Harrison, D., E. 2002.** Can the thoracic kyphosis be modeled with a simple geometric shape. *Journal of Spinal Disorders and techniques*. 2002, Sv. 15, 3, stránky 213-220.
53. **Harrison, D. D. 1979.** *Class Notes for a 3rd quarter Spinal Biomechanics course*. Sunnyvale : CA: Northern California College of Chiropractic., 1979.
54. **Harrison, D. D., Janik T. J., Troyanovich S. J., Harrison D. E., Colloca C. J. 1997.** Evaluations of the Assumptions Used to Derive an Ideal Normal Cervical Spine Model. *J Manipulative Physiol Ther.* 1997, Sv. 20, 4, stránky 246-256.
55. **Harrison, D. D. 2003.** Do alterations in vertebral and disc dimensions affect an elliptical model of the thoracic kyphosis. *Spine*. 2003, Sv. 28, 5, stránky 463-469.
56. **Hinman, M. R. 2004.** Comparison of thoracic kyphosis and postural stiffness in younger and older women. *Spine*. 2004, 4, stránky 413-417.
57. **Holubářová, J. a Pavlů, D. 2007.** *Proprioceptivní neuromuskulární facilitace*. 1. Praha : Karolinum, 2007.
58. **Hodges, P. W. a Richardson, C. A. 1997.** Relationship between limb movement speed and associated contraction of the trunk muscles. *Ergonomics*. 1997, 40, stránky 1220-1230.
59. **ISB, 2002.** ISB recommendation on definition of joint coordinate system of various joints for the reporting of human joint motion: Part I. ankle, hip, spine. *Journal of Biomechanics*. 2002, 35, stránky 543-548.
60. **Jalovcová, M. 2009.** *Hodnocení sagitálního zakřivení páteře*. Bohdaneč, Sborník Interdisciplinární pojetí kineziologie, 2009.

61. **James, D., Saxton, E. H., Miller, Q., Ahn, S., Gelabert, H., Carnes, A. 2003.** Scheuermann's disease as a model displaying the mechanism of velus obstruction in thoracic outlet syndrome and migraine patients: MRI and MRA. *Journal of the national medical association*. 2003, Sv. 4, 95, stránky 298-306.
62. **Janda, V. 1984.** *Základy kliniky funkčních (neparetických) hybných poruch*. Brno : IDVPZ, 1984. stránky 139.
63. **Janura, M. 2004.** Ramenní pletenec z pohledu klasické biomechaniky. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2004, 1, stránky 33-39.
64. **Janura, M., Stromšík, P., Novotný, P. 2000.** *Assessment of reliability of data by using 3D videography*. Olomouc : Palacký University, 2000. Biomechanics of man . stránky 185-188. ISBN 80-244-0193-2.
65. **Jaroš, M. a Lomíček, M. 1957.** Návrh na zjednodušené hodnocení postavy žáků všeobecně vzdělávacích škol. *Těl. Vých. Mlád.* 1957, Sv. 23.
66. **Jeb McAviney, J., a další. 2005.** Determination the relationship between cervical lordosis and neck complaints. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*. 2005, Sv. 3, 28, stránky 187-193.
67. **Jelen, K., Kušová, S. 2004.** Pregnant women: moiré contourgraph and it's semiautomatic and automatic evaluation. *Neuroendocrinol. Lett.* 2004, Sv. 25, 1/2, stránky 52-56.
68. **Jelínková, I. 2012.** *Kinematika cervikothorakálního přechodu a pletence ramenního*. Praha : UK, FTVS, 2012. Sborník konference Scientia Moves. ISBN 978-80-86317-84-7.
69. **Jelínková, I. a Šorfová, M. 2013.** Aktivita svalů trupu a krku při napřimení cervikothorakálního úseku páteře provokované zevní rotací paže. *Rehabilitační a fyzikální lékařství*. 2013, Sv. 20, 4, stránky 214-219.
70. **Jelínková, I., Válka, R. a Šorfová, M. 2013.** Active and passive therapy of the upright posture and its influence on the hemodynamics of the upper limbs. *Acta Universitatis Carolinae Kinanthropologica*. 2013, Sv. 2, 49, stránky 23-31.
71. **Jordan, B.D., Tsairis, P. a Warren, F.R. 1998.** *Sports Neurology*. 2nd ed. New York : Lippincott - Raven Publishers, 1998.
72. **Kapanji, IA. 1975.** *The physiology of joints*. London : Churchill Livingstone, 1975. Sv. I., stránky 463.
73. **Keibaetse, M. 1999.** Thoracic position effect on shoulder range of motion, strength and 3D scapular kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1999.
74. **Kendall, FP. 2010.** *Muscles: testing and function with posture and pain*. Philadelphia : Williams and Wilkins, 2010. stránky 482. ISBN 978-145-110-431-8.
75. **Kobrová, J. a Válka, R. 2012.** *Klinické využití kinezio tapu*. Praha : Grada, 2012. stránky 160. ISBN 978-80-247-4294-6.
76. **Kolář, P. 2001.** Význam posturální aktivity pro včasný záchyt pacientů s dětskou mozkovou obrnou. *Pediatric pro praxi*. 2001, Sv. 4.
77. —. **2006.** Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce svalů – diagnostika. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2006, Sv. 4.
78. —. **2009.** *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha : Galén, 2009. stránky 713. ISBN 978-80-7262-657-1.
79. —. **2014.** *Clinical Rehabilitation*. Praha : Kobesová, A., 2014. stránky 800. ISBN 80-905-438-12.
80. **Kolář, P. a Lewit, K. 2005.** Význam hlubokého stabilizačního systému v rámci vertebrogenních obtíží. *Neurologie pro praxi*. 2005, 5, stránky 258-262.

81. **Kolář, P., a další. 2012.** Postural function of the diaphragm in persons with and without chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012, Sv. 42, 4, stránky 352-62.
82. **Kolisko, P. a Jandová, D. 2002.** Integrační přístupy v hodnocení vlivu inadekvátní tělesné zátěže na změny tvaru a funkce páteře. *Efekty pohybového zatížení v edukačním prostředí tělesné výchovy a sportu.* 1.vydání. Olomouc : UP, 2002, stránky 189 – 197.
83. **Konrádová, V., Uhlík, J. a Vajner, L. 2000.** *Funkční histologie.* Jihočany : HaJ Jihočany, 2000. ISBN: 80-86022-80-3.
84. **Kračmar, B. a Vystrčilová, M. 2010.** Postura při sportovní lokomoci ve fylogenetických souvislostech. *Česká kinantropologie.* 2010, Sv. 14, 1, stránky 48-55.
85. **Kratěnová, J., a další. 2007.** Prevalence and Risk Factors of Poor Posture in School Children in the Czech Republic. *Journal of School Health.* 2007, Sv. 3, stránky 132-137.
86. **Krejčí, J., Salinger, J. 2007.** *System for diagnosing spinal shape in humans.* Olomouc : Palacký University, Faculty of Science, 2007. stránky 142.
87. **Kříž, V. 2010.** Statická a dynamická funkce jednotlivých úseků páteře. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 2010, 4, stránky 155-163.
88. **Lafon, Y., Smith, F. W. a Beillas, P. 2010.** Combination of a model-deformation method and positional MRI to qualify the effects of posture on the anatomical structures of the trunk. *Journal of Biomechanics.* 2010, Sv. 43, 7, stránky 1269-1278.
89. **Lánik, V. 1986.** *Léčebná tělesná výchova I.* Praha : Avicenum, 1986.
90. **Lau, K.T., a další. 2010.** Relation between sagittal postures of thoracic and cervical spine, presence of neck pain, neck pain severity and disability. *Manual Therapy.* 2010, 15, stránky 457-462.
91. **Leroux, M., a další. 2000.** A noninvasive antropometric technique for measuring kyphosis and lordosis. *Spine.* 2000, Sv. 25, 13, stránky 1689-1694.
92. **Lewit, K. 1998.** Zřetězení funkčních poruch ve světle koaktivačních svalových vzorů na základě vývojové kineziologie. *Rehabilitace a fyzikální lékařství.* 1998, 4, stránky 148-151.
93. —. **2003.** *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně.* Praha : Sdělovací technika s.r.o s ČLS JEP, 2003. str. 347. ISBN 80-86645-04-5.
94. **Liebenson, C. 2007.** *Rehabilitation of the Spine: A Practitioner's Manual.* 2. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2007. stránky 972. ISBN 0-7817-2997-1.
95. **Lovern, B. 2009.** Functional classification of the shoulder complex using three dimensional motion analysis technique. *Med Biol Eng Comput.* 2009, 47, stránky 565-572.
96. **Lovern, B., a další. 2009.** Dynamic tracking of the scapula using skin/mounted markers. *Journal Engineering in Medicine.* 2009, 223, stránky 823-830.
97. **Mannion, A.F. 2004.** A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine. *European Spine Journal.* 2004, 13, stránky 122-136.
98. **Marks, M. C., Stanford, C. F., Mahar, A. T., Newton, P. O. 2003.** Standing lateral radiographic positioning does not represent customary standing balance. *Spine.* 2003, Sv. 28, 11, stránky 1176-1182.
99. **Mayer, K. 1978.** Hodnocení držení těla mládeže metodou postojových standardu a výsledky její aplikace v telovýchovné praxi. *Acta. Chir. Orthop. Traumat. cech.* 1978, Sv. 45, 3, stránky 202-207.

100. **McClure, R., a další. 2001.** Direct 3-Dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal Shoulder Elbow Surgery*. 2001, 3, stránky 269-277.
101. **Moore, K. L. a Dalley, A. F. 2006.** *Clinically oriented anatomy*. 5th ed. Philadelphia : Lippincott Williams and Wilkins, 2006.
102. **Morais, N. a Pascoal, A. 2013.** Scapular positioning assessment: Is side-to-side comparison clinically acceptable? *Manual Therapy*. 2013, 18, stránky 46-53.
103. **Mörl, F. a Bradl, I. 2012.** Lumbar posture and muscular activity while sitting during office work. *Journal of Elektromography and Kinesiology*. 2012, Sv. 12, stránky 1-6.
104. **Morris, C. E., a další. 2006.** Vladimír Janda, MD, DSc; Tribute to a Master of Rehabilitation. *Spine*. 2006, Sv. 31, stránky 1060-1064.
105. **Ng, JKF., Kippers, V. a Richardson, C. A. 1998.** *Muscle fibre orientation of abdominal muscles and suggested surface EMG electrode positions*. 38, 1998, *Electromyography Clinical Neurophysiology*, stránky 51-58.
106. **Nekula, J., Chmelová, J. 2005.** *Vybrané kapitoly z konvenční radiologie*. Ostrava : Ostravská univerzita, 2005. ISBN 80-7368-057-2.
107. **Netter, F.H. 2010.** *Netterův anatomický atlas člověka*. 1.vyd. Brno : Computer Press, 2010. stránky 548. ISBN 978-80-251-2248-8.
108. **Newell, K. M., Cordos, D. M. 1993.** Issues in variability and motor control. *Variability and Motor Control*. 1993, Sv. IL: Human Kinetics, stránky 1-12.
109. **Nordin, M. 2001.** *Basic Biomechanics of The Musculoskeletal System*. 3.vyd. Maryland : Lippincott Williams And Wilkins, 2001. ISBN 9780683302479.
110. **Norkin, C.C. a White, D.J. 2003.** *Measurement of joint motion*. 3rd. Philadelphia : F.A.Davis Company, 2003.
111. **Nováková, H., Tichý, M. a Ťupa, F. 2001.** Problematika využití posturografie v kineziologii. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2001, 2, stránky 65-69.
112. **Novotný, J. 2000.** Modeling the stability of human glenohumeral joint during external rotation. *Journal of Biomechanics*. 2000, Sv. 33, stránky 345-354.
113. **O'Sullivan, P., a další. 2002.** The effect of different standing and sitting postures on trunk muscle activity in a pain-free population. *Spine*. 2002, Sv. 11, stránky 1238-1244.
114. **Otáhal, S. 2010.** *Spinal complexity and its biomechanical reflection*. Brno : Tribut, 2010. stránky 101-108. ISBN 978-80-7399-910-0.
115. **Otáhal, S. a Tichý, J. 1996.** Zřetězení svalových spazmů - spekt neurologický a biomechanický. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 1996, 4, stránky 174-178.
116. **Otáhal, S., Václavík, P. 1989.** Moire tomografie. *Lék. a Tech.* 1989, Sv. 20, 4, stránky 89-93.
117. **Panjabi, M. a White, A.A. 2001.** *Biomechanics in the musculoskeletal system*. USA : Churchill Livingstone, 2001. ISBN 0-443-0658-3.
118. **Panjabi, M. 1992.** The stabilizing system of the spine. Part 2. Neutral zone and instability hypothesis. *J.Spinal Disorders*. 1992, Sv. 5, stránky 390-367.
119. **— . 1992.** The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation and enhancement. *J.Spinal Disorders*. 1992, Sv. 5, stránky 383-389.
120. **Pavlu, D. 2002.** *Speciální fyzioterapeutické koncepty a metody I*. Brno : CERM, 2002. stránky 239.
121. **Pearsall, D. J. a Reid Pm, J. M. 1992.** Line of gravity relative to upright vertebral posture. *Clinical Biomechanics*. 1992, Sv. 7, stránky 80-86.
122. **Peñas, C. F., a další. 2006.** Trigger Points in the Suboccipital Muscles and Forward Head Posture in Tension-Type Headache. *Headache*. 2006, 46.

123. **Penha, P. J. 2008.** Qualitative postural analysis among boys and girl of 7 to 10 years of age. *Revista Brasileira de Fyzioterapia*. 2008, Sv. 12, 5, stránky 386-391.
124. **Petrovický, P. 2001.** *Anatomie s topografií a klinickými aplikacemi*. 1.vydání. Martin : Osveta, 2001. stránky 463. Sv. I. ISBN 80-8063-046-1.
125. **Picco, R. 2003.** A quantitative analysis of the relationship between scapular orientation and shoulder strength. *Journal of Biomechanics*. 2003, 3, stránky 513-523.
126. **Picco, R., Fischer, S. a Dickerson, C. 2010.** Quantifying scapula orientation and its influence on maximal, hand force capability and shoulder muscle activity. *Clinical Biomechanics*. 2010, 25, stránky 29-36.
127. **Podlaha, J. 2007.** Thoracic outlet syndrome – 24 years of experience. *Bratisl Lék listy*. 2007, Sv. 10-11, 108, stránky 429-432.
128. **Pratt, N.E. 1994.** Anatomy and biomechanics of shoulder. *Journal of hand therapy*. 1994, 7, stránky 65-76.
129. **Quek, J., a další. 2013.** Effects of thoracic kyphosis and forward head posture on cervical range of motion in older adults. *Manual Therapy*. 2013, 18, stránky 65-71.
130. **Richter, P. a Hebgen, E. 2009.** *Trigger points and muscle chains in osteopathy*. New York : Thieme, 2009. ISBN 978-3-13-145051-7.
131. **Romei, M., a další. 2010.** Effect of gender and posture on thoraco-abdominal kinematics during quiet breathing in healthy adults. *Respiratory Physiology and Neurobiology*. 2010, Sv. 172, stránky 184-191.
132. **Rychlíková, E. 2004.** *Manuální medicína*. Praha : Maxdorf, 2004. stránky 530. ISBN 80-7345-010-0.
133. **Ryšávková, A. 2004.** *Možnosti ovlivnění tvaru páteře silovým přenosem z horní končetiny*. Praha : UK / FTVS, Sborník Nové tváře ve vědě, 2004. [www.ftvs.cuni.cz/pds/sbornik_svk04.doc]. stránky 36.
134. **Seichrt, N. 1994.** The "Spinal Mouse" – a new Device to Measure the Spine's Shape and Mobility. *Physical Medicine and Rehabilitation*. 1994, 4, stránky 37-38.
135. **Seze, P. M. a Cayalets, J. R. 2008.** *Anatomical optimalization of skin electrode placement to record elektromyographic activity of erector spinae muscles*. 30, 2008, Surgery Radiology Anatomy, stránky 137-143.
136. **Šeráková, H. 2006.** Aktuální poznatky k problematice vadného držení těla. *2.konference Škola a Zdraví*. 2006, stránky 1-9.
137. **Silva, A. G., a další. 2009.** Head posture assessment for patients with neck pain: Is it useful? *International Journal of Therapy and Rehabilitation*. 2009, 16, stránky 43-53.
138. **Simons, DG. a Travell, JG. 1983.** Myofascial origins of low back pain. Principles of diagnosis and treatment. *Postgrad Med*. 1983, Sv. 73, 2, stránky 66-73.
139. **Sinělnikov, R. D. 1981.** *Atlas anatomie člověka*. 3.vyd. Praha : Avicenum, 1981. stránky 460. ISBN 08-064/I-70.
140. **Sliwa, W. 1993.** *Posturometr S jako urzadzenie diagnozujaco-pomiarowe*. Wroclaw : POSMED, 1993. Powstawanie wad postawy ciała, ich ocena i postepowanie korekcyjne. stránky 5-15.
141. **Smišek, R., Smišková, K. a Smišková, Z. 2011.** *Spirální stabilizace: léčba a prevence bolestí zad*. Praha : Smíšek, R., 2011. stránky 149. ISBN 978-80-904292-0-8.
142. **Smith, L. 1998.** *Linear Algebra*. místo neznámé : Springer, 1998. stránky 454. Sv. XII. 978-1-4612-1670-4.
143. **Soumar, L. 2011.** *Kinematická analýzy*. Ústí nad Labem : Univerzita J.E.Purkyně, 2011. stránky 52. ISBN 978-80-7414-399-1.

144. **Štěpán, V. 2009.** *Počítačová animace a anatomicky realistický model ramenního kloubu.* Katedra anatomie a biomechaniky, UK/FTVS. Praha : autor neznámý, 2009. autoreferát disertační práce.
145. **Suzuki, S., Yamamuro, T., Shikata, J., Shimizu, K., Iida, H. 1989.** Ultrasound measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *J. Bone Joint Surg.* 1989, Sv. 71, 2, stránky 252-255.
146. **Thelen, M. D., Dauber, J. A. a Stoneman, P. D. 2008.** The clinical efficacy of kinesio tape for shoulder pain: a randomized, double-blinded, clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2008, Sv. 7, 38, stránky 389–395.
147. **Tichý, J., Mojžíšová, L. a Horák, J. 1988.** Sternocostal joints, low back pain and lumbar discopathy. *Czechoslovak medicine.* 1988, Roč. 11, č. 4, S. 205-216. ISSN: 0139-9179. 1988, Sv. 11, 4, stránky 205-216.
148. **Ting Yip, Ch., Wing Chiu, T. T. a Poon, A. K. 2008.** The relationship between head posture and severity and disability of patients with neck pain. *Manual Therapy.* 2008, 13, stránky 148-154.
149. **Tobias, A. 2003.** The upright head in hominid evolution. *Locomotor system.* 2003, 16, stránky 43-53.
150. **Tsai, P. W. 2003.** *Effect of muscle fatigue on 3D scapular kinematics.* Archive of physical medicine and rehabilitation. 2003, Sv. 84, 7, stránky 1000-1005.
151. **Turvey, M. T. 1990.** Coordination. *American Psychologist.* 1990, 45(8), stránky 938-953.
152. **Tyalar, B. A, Ellis, E. a Haran, D. 1995.** The reability of measurement of postural alignment to assess muscle tone change. *Physiotherapy.* 1995, 8, stránky 485-490.
153. **Uetake, T., a další. 1998.** The vertebral curvature of sportsmen. *Journal of Sports Sciences.* 1998, Sv. 16, 7, stránky 621-628.
154. **Valenta, J., Konvičková, S. a Valerian, D. 1998.** *Biomechanika kosterního a hladkého svalstva člověka.* Praha : České vysoké učení technické. Strojní fakulta, 1998. stránky 156. ISBN 8001017346.
155. **Valihrač, J. 2003.** Bolesti při funkčních onemocněních pohybového aparátu dle konceptu Dr. Bruggera. *Neurologie pro praxi.* 2003, 4, stránky 197-199.
156. **Valouchová, P. a Lewit, K. 2007.** Povrchová elektromyografie přímých břišních a zádových svalů u aktivních jizev - palpační iluze. *Neurologia pre parx.* 2007, Sv. 2, stránky 116-119.
157. **Vařeka, I. a Dvořák, R. 2001.** Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitační a fyzikální lékařství.* 2001, Sv. 1, stránky 33-37.
158. **Vařeka, I. 2002a.** Posturální stabilita (1.část) terminologie a biomechanické principy. *Rehabilitační a fyzikální lékařství.* 2002, Sv. 4, 9, stránky 115-121.
159. —. **2002b.** Posturální stabilita (II. část) řízení, zajištění, vývoj, vyšetření. *Rehabilitační a fyzikální lékařství.* 2002, Sv. 4, stránky 122-129.
160. **Veeger, H. 2007.** Shoulder function: The perfect compromise between mobility and stability. *Journal of Biomechanics.* 2007, 40, stránky 2119-2129.
161. **Véle, F. 1997.** *Kineziologie pro klinickou praxi.* Praha : Grada, 1997.
162. **Véle, F. 1995.** *Kineziologie posturálního systému.* 1. Praha : Karolinum, 1995. stránky 83. ISBN 80-7184-100-5.
163. **Vette, A. H., a další. 2012.** A comprehensive three-dimensional dynamic model of the human head and trunk for estimating lumbar and cervical joint torques and forces from upper body kinematics. *Medical Engineering and Physics.* 2012, 34, stránky 640-649.

164. **Vyhnánek, L. a další. 1998.** *Radiodiagnostika - Kapitoly z klinické praxe.* Praha : Grada Publishing, 1998. ISBN 80-7169-240-9.
165. **Wang, C. H. 1999.** Stretching and stretching exercises: their effect on 3D scapular kinematics. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1999.
166. **Warner, J. P. 2011.** Non-invasive determination of coupled motion of the scapula and humerus - an in vitro validation. *Journal of Biomechanics.* 2011, Sv. 44, 7, stránky 408-412.
167. **Wendlová, K. 2004.** Zatížení páteře o hmotnost horních končetin ve stadiu hojení akutní fraktury obratle. *Rehabilitační a fyzikální lékařství.* 2004, 2, stránky 95-101.
168. **Widhe, T. 2001.** Spine: posture, mobility and pain. *European Spine Journal.* 2001, Sv. 10, stránky 118-123.
169. **Williams, S., a další. 2012.** Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med.* 2012, Sv. 2, 42, stránky 153-164.
170. **White, C. J. a Panjabi, M. M. 1990.** *Clinical biomechanics of the spine.* 2nd. Philadelphia : J.B.Lippincott, 1990.
171. **White, C. J., Norkin, C. 1998.** *Measurement of joint motion.* Philadelphia : F.A. Davis company, 1998.
172. **Williams, S., a další. 2012.** Kinesio taping in treatment and prevention of sports injuries: a meta-analysis of the evidence for its effectiveness. *Sports Med.* 2012, Sv. 2, 42, stránky 153-164.
173. **Winter, D. 2005.** *Biomechanics and motor control of human movement.* 3rd ed. Waterloo : Wiley John, 2005. stránky 325. ISBN 0-471-44989-X.
174. **Wu, G., a další. 2005.** ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion-Part II.:shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of Biomechanics.* 2005, 38, stránky 981-992.
175. **Wyk, L., a další. 2010.** A comparison craniocervical and cervicothoracic muscle strength in healthy individuals. *Journal of Applied Biomechanics.* 2010, 26, stránky 400-406.
176. **Zatočil, Z. 1997.** Resection of the first rib for the upper thoracic outlet syndrome – long term experience. *Rozhl Chir.* 1997, Sv. 5, 76, stránky 242-245.
177. **Zhang, X. 2011.** Can the effect of soft tissue artifact be eliminated in upper arm internal-external rotation? *Journal of applied biomechanics.* 2011, Sv. 27, 3, stránky 258-265.
178. **Zvárová, J. 1997.** *Základy statistiky pro biomedicínské obory.* Praha : Karolinum, 1997. stránky 243. 80-7184-549-3.

Seznam publikací

- Jelínková, I., Otáhal, S. (2011) *Biomechanical relations among shape and mobility of the shoulder complex*. Acta Universitatis Carolinae, Kinanthropologica. Vol.47, No 2. pp.148-158. ISSN 1212-1428
- Jelínková, I. (2012) *Kinematics of cervical-thoracic spine and shoulder girdle*. Acta Universitatis Carolinae, Kinanthropologica. Vol.48, No 2. pp.7-17. ISSN 1212-1428
- Jelínková, I., Hybner, M. (2012) *Kinematics of upper thoracic spine during simulated rope skipping*. Acta Universitatis Carolinae, Kinanthropologica. Vol.48, No 2. pp. 129-137. ISSN 1212-1428
- Jelínková, I., Šorfová, M. (2012) *Kinematic of upper thoracic spine and shoulder girdle*. Collection of Scientia movens. Prague: UK/ FTVS, pp. 173-177. ISBN 978-80-86317-92-2
- Jelen, K.; Šorfová, M.; Tlapáková, E.; Billich, R.; Jelínková, I. (2013) *Effect of hypokinesia in cervicothoracic region and shoulder girdle*, kapitola v knize *Biomechanical reflexion of human hypokinetic stress and its identifiers*. Karolinum Press. pp. 173-191. ISBN 978-80-24621-82-1
- Jelínková, I. (2012) *Kinematics of the cervical-thoracic spine and the shoulder girdle*. Collection of Abstracts, 14.th conference on Human Biomechanics, Třešť: The Czech Society of Biomechanics
- Jelínková, I.; Válka, R.; Šorfová, M. (2013) *Active and passive therapy of the upright posture and its influence on the hemodynamics of the upper limbs*. Acta Universitatis Carolinae, Kinanthropologica. Vol.49, No 2. pp. 23-31. ISSN 1212-1428
- Jelínková, I.; Šorfová, M. (2013) *Aktivita svalů trupu a krku při napřímění cerviko-thorakálního úseku páteře provokované zevní rotací paže*. Rehabilitační a fyzikální lékařství, ročník 20, č.4, stránky 215-220. ISSN 1211-2658.
- Jelínková, I.; Šorfová, M. (2013) *Sklon pánve a tvarová modulace cerviko-thorakálního přechodu páteře provokovaná zevní rotací paže*. Rehabilitační a fyzikální lékařství, ročník 20, č.4, stránky 211-214. ISSN 1211-2658.
- Jelínková, I.; Šorfová, M. (2014) *Kinematika lopatky, hrudníku a pánve při napřímění trupu*, Scientia Movens: Sborník příspěvků z mezinárodní vědecké konference, 1.vyd, Praha: UK, FTVS, stránky 141-145. ISBN 978-80-87647-14-1
- Jelínková, I. (2015) *Cerviko-thorakální přechod páteře a jeho tvarová modulace silovým působením dorzálním svalovým řetězcem*. Česká kinantropologie, ročník 19, č.3. ISSN 1211-9261.
- Jelínková, I.; Šorfová, M.; Wagner H.; Puta, C. (2015) *The evaluation of upright posture caused by simple movement test*. Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation. Vol. 28, pp. 568. Impact factor 1,041. Švýcarsko. ISSN 1053-8127.