

Univerzita Karlova v Praze

Přírodovědecká fakulta

Katedra antropologie a genetiky člověka



Vliv tréninku na tělesný rozvoj mladých hokejistů

Diplomová práce

Mgr. Milada Kopencová

Praha 2013

Vedoucí diplomové práce: Doc. RNDr. Pavel Bláha, CSc.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem tuto diplomovou práci vypracovala samostatně s pomocí uvedené literatury a informací, na něž odkazuji.

V Praze dne 16.8.2013

Milada Kopencová

Poděkování

Ráda bych poděkovala svému školiteli Doc. RNDr. Pavel Bláhovi, CSc. za trpělivost a odborné vedení. Poděkování za laskavý přístup a pomoc patří rovněž RNDr. Jakubu Krejčímu, Ph.D.

ABSTRAKT

Cílem diplomové práce je zhodnocení vlivu tréninkové zátěže na rozvoj vybraných somatických charakteristik naměřených standardní antropometrickou technikou a dotykovým systémem DTP 3 u mladých hráčů ledního hokeje na základě porovnání rozdílových hodnot zjištěných u stejně staré populace dětí bez pravidelné tréninkové zátěže. Výzkumný soubor tvoří 52 hráčů HC Plzeň 1929 rozdělených do šesti skupin v rámci jednotlivých věkových kategorií. Hodnoceny jsou základní somatometrické znaky, tedy tělesná výška a váha a vybrané výškové, šířkové a obvodové charakteristiky. Dále pak laterální deviace páteře, změny hloubkových a úhlových parametrů páteřní křivky a změny laterálních, výškových a rotačních parametrů obou acromionů a spina iliaca posteriori superior. Statisticky jsou data vyhodnocena pomocí normalizačního indexu. Rozdíly průměrných hodnot analyzovaných parametrů u jednotlivých věkových kategorií neprokazují, až na výjimky u tělesné hmotnosti a hloubky krční a bederní lordózy, vliv herní zátěže na somatický rozvoj mladých hokejistů. Zjištěné asymetrie a odchylky od normy u hodnocených entit, dokumentované diagnostickým systémem DTP 3, lze tedy pravděpodobně přičíst na úkor nadměrné posturální zátěži spojené s herní činností.

Klíčová slova: páteř, diagnostika tvaru páteře, systém DTP-3, somatometrie.

ABSTRACT

The aim of this thesis is to evaluate the effect of training load for the development of selected somatic characteristics measured by antropometry standard technique using DTP 3 system for young ice hockey players by comparing the differential values observed for the same age population of children without regular training load. The research group consists of 52 players HC Plzeň 1929 divided into six groups within each age group. Evaluated are basic somatometric characters, body height and weight and selected height, width and circuit characteristics. Furthermore, the lateral deviation of the spine, changes in depth and angle parameters spinal curves and changes of lateral, vertical and rotational parameters both of the acromion and posterior superior iliac spine. Data are statistically evaluated using the normalization index. Differences of mean values of the analyzed parameters in different age categories do not show up on exceptions in body weight and depth of cervical and lumbar lordosis, the impact of gaming burden on somatic development of young hockey players. Observed asymmetry and standard deviations of the rated entities, documented by diagnostic DTP 3 system, can be probably attributed to the detriment of excessive postural stress associated with game activities.

Keywords: spine, spinal shape diagnostics, system DTP 3, somatometry.

OBSAH

1	ÚVOD	9
2	CHARAKTERISTIKA OBDOBÍ STARŠÍHO ŠKOLNÍHO VĚKU	11
2.1	Pohybová výkonnost v období staršího školního věku	11
2.2	Motorická docilita v období staršího školního věku	11
2.3	Psychický rozvoj v období staršího školního věku	12
2.4	Tělesný rozvoj v období staršího školního věku	12
	2.4.1 Vliv zátěže na tělesný rozvoj	13
	2.4.2 Charakteristika hokeje a jeho vliv na tělesný rozvoj	14
3	POSTURÁLNÍ FUNKCE PÁTEŘE	15
3.1	Neuromuskulární podstata vzpřímeného stoje	16
3.2	Vzpřímené držení těla	16
	3.2.1 Vadné držení těla	17
	3.2.2 Deformity páteře	19
	3.2.2.1 Skolióza	19
	3.2.2.2 Hyperkyfózy a hyperlordózy	20
3.3	Anatomie páteře	21
	3.3.1 Axiální motorika	21
	3.3.1.1 Skelet	22
	3.3.1.2 Meziobratlové ploténky	22
	3.3.1.3 Vazivová tkáň	22
	3.3.1.4 Svalová tkáň	22
	3.3.2 Zakřivení páteře	22
4	METODY HODNOCENÍ ZMĚN PÁTEŘE	23
4.1	Somatoskopické metody	23
4.2	Radiodiagnostické metody	24
	4.2.1 Rentgenografie	24
	4.2.2 Výpočetní tomografie - CT	25
	4.2.3 Magnetická rezonance	25
4.3	Optické metody	26

4.3.1	Moiré Tomografie	26
4.3.2	Systém Quantec.....	27
4.4	Dotykové metody.....	27
4.4.1	Posturometr-S.....	27
4.4.2	Systém SpinalMouse.....	27
4.4.3	Ortelius 800.....	28
4.5	Systém DTP 3	28
4.5.1	Technický popis součástí diagnostického systému DTP 3	30
4.5.2	Analýza záznamu měření	31
4.5.2.1	Hodnocení sledovaných bodů vzhledem ke třem osám.....	31
4.5.2.2	Metodika hodnocení statiky páteře pomocí základních posturálních vzorů..	32
4.5.2.3	Metodika hodnocení statiky páteře pomocí základních skoliotických vzorů	34
4.5.2.4	Metodika hodnocení polohy acromionů	35
4.5.2.5	Metodika hodnocení polohy zadních horních spin	35
4.5.2.6	Hodnocení tíže skoliotické křivky	36
4.6	Somatometrie	36
5	CÍL PRÁCE	38
6	METODIKA VÝZKUMU	39
6.1	Hodnocení dat	40
6.2	Somatometrické měření	41
6.2.1	Sledované charakteristiky a jejich popis	42
7	VÝSLEDKY	43
7.1	Tělesná hmotnost	43
7.2	Výškové rozměry.....	44
7.3	Šířkové rozměry	47
7.4	Obvodové rozměry.....	49
7.5	Měření diagnostickým systémem DTP 3	51
7.5.1	Hodnocení tíže skoliotické křivky	52
7.5.2	Hodnocení pomocí význačných bodů	54
7.5.3	Vyhodnocení tvaru páteře pomocí úhlových parametrů	54
7.5.4	Vyhodnocení tvaru páteře pomocí hloubkových parametrů	57

7.5.5	Vyhodnocení statiky páteře pomocí komp. indexu a posturálních typů	59
7.5.6	Změny polohy acromionů vůči osám x, y, z	61
7.5.7	Změny polohy zadních horních spin vůči osám x, y, z	63
7.5.8	Vyhodnocení statiky páteře pomocí posturálních skoliotických vzorů	65
8	DISKUZE	67
8.1	Diskuze výsledků.....	67
8.2	Obecná diskuze	69
9	ZÁVĚR	72
10	SEZNAM LITERATURY	73
11	SEZNAM OBRÁZKŮ	80
12	SEZNAM TABULEK	81
13	SEZNAM PŘÍLOH	81

1 Úvod

Lední hokej je hra bezesporu krásná, o čemž svědčí minimálně její popularita. Jedná se však o úzce specializovaný sport, který kromě výrazně jednostranného zatěžování klade velké nároky na vysokou výkonnost dětí, a to už v žákovských kategoriích. Tato cesta brzké a úzké specializace zpravidla brání dalšímu optimálnímu rozvoji funkčních i morfologických vlastností organismu jako celku.

Extrémní názor, podle něhož by výhradní tréninkovou náplní měla být pouze pohybová činnost zvoleného sportu, je stále poměrně aktuální. Je ale nutné si uvědomit, že nesprávným ovlivňováním výkonnosti během procesu tréninku, který neprobíhá podle zákonitostí fyzického i psychického vývoje, se vytváří prostor pro vznik různých rizikových faktorů. Ty pak postupně vyúsťují, zejména u hokejové mládeže, v obtíže vertebrogenní, které jsou spojené se změnou myofasciálních charakteristik a negativním rozvojem osového aparátu. Bez vhodného kompenzačního programu, který je v této kategorii velmi opomíjen, dochází k narušení pohybových stereotypů a k vytváření a zafixování programů patologických, které se jen velmi špatně odbourávají.

Ve své praxi fyzioterapeuta se setkávám již s dětmi sedmi osmiletými, které vykazují více či méně závažné funkční i morfologické změny osového aparátu. Komunikace s trenéry ve smyslu uzpůsobení tréninkových procesů je ovšem velmi obtížná. Bez konkrétních ukazatelů, díky kterým i trenérská veřejnost pochopí závažnost situace, zřejmě není šance uspět. Jednou z možností, jak daný problém více objektivizovat, je mimo jiné využití diagnostického systému DTP 3, který umožňuje objektivní hodnocení tvaru páteře, jež je cenné při sledování změn jak u konkrétního jedince, tak třeba u profesní skupiny. V rámci antropologického sledování lze ale systém využít globálněji. Umožní nám vytvářet normativy hodnotící tvar páteře a hodnotit polohu předem definovaných markerů nebo sledovat změny úhlových či hloubkových parametrů lordotických a kyfotických křivek páteře.

V odborné literatuře se poměrně velké množství autorů věnuje tělesnému rozvoji ve smyslu sledování změn např. tělesného složení, stanovují se somatotypy, hodnotí se dynamika růstu. Tělesný rozvoj je ale všestranný parametr, který lze vztáhnout na jakoukoliv komponentu či segment lidského těla. Důležitá je pouze harmonizace daného rozvoje. Velká zátěž, která je pro hokej typická, ale právě přispívá k narušení optimálního

rozvoje zejména posturálního aparátu s jasným dopadem na páteřní křivku. Proto jsem se rozhodla tyto změny dokumentovat na základě vyšetření výše zmíněným diagnostickým systémem DTP 3. Pro doplnění celkového obrazu pak pomocí vybraných somatometrických charakteristik zhodnotit případné změny v rámci rozvoje vybraných parametrů.

2 Charakteristika období staršího školního věku

Vymezení vývojového období staršího školního věku je snadné z hlediska vztahu ke školskému systému, obtížněji jej však můžeme stanovit z hlediska průběhu pubescentních změn ve smyslu jejich nástupu a dokončování. Velké změny v biopsychosociální sféře i jejich vysoká interindividuální variabilita jsou totiž primárně způsobeny rozdílností v nástupu intenzivnější produkce hormonů endokrinních žláz.

Do období staršího školního věku, pubescence, řadíme podle Rychteckého a Fialové (1998) jedince ve věkovém rozmezí (10) 11-14 (15) let. Podle Periče (2008) lze toto období ještě dále rozdělit na fázi prepuberty, tedy první pubertální fázi (11-13 let) a fázi vlastní puberty, tedy druhou pubertální fázi (13-15 let).

2.1 Pohybová výkonnost v období staršího školního věku

Hodnocení průběhu vývoje kondičních pohybových schopností u chlapců naznačují v aerobní vytrvalosti progresivní růst v celém období, obdobné trendy vývoje můžeme sledovat i u rychlostních schopností. V explozivní a dynamické síle vzrůstá u chlapců výkonnost v obou ukazatelích progresivně. Vzhledem k tomu, že dospívající organismus nemá ještě zcela dozrálý mechanismus uvolňování laktátové energie, doporučuje se využívat anaerobně laktátových zatížení spíše v omezené míře. Plně však lze využít schopnost pubescentů k rychlé adaptaci spotřeby kyslíku a tím předchozí zátěžové omezení kompenzovat.

2.2 Motorická docilita v období staršího školního věku

Nerovnoměrné a rychlé růstové změny v průběhu pubescence, kdy dochází k zaostávání přírůstku svalové hmoty za růstem končetin, mohou vést k diskoordinačním projevům, a to zvláště u mládeže s nedostatečným pohybovým režimem. Pubescenti s omezenými pohybovými zkušenostmi se nestačí rychle adaptovat na aktuální proporční změny. Mohou mít proto jisté problémy s regulací svalového úsilí i kinestetickým vnímáním polohových změn, což se může projevit zhoršením provedení dříve osvojených dovedností. Ke konci pubescence se ale tyto diskoordinační projevy omezují. Jinou

příčinou diskoordinace a tím i snížené docility v osvojování nových pohybových dovedností jsou výkyvy aktivační úrovně způsobené emoční labilitou pubescentů vzhledem k nárokům pohybového úkolu. (Rychtecký, 1998)

2.3 Psychický rozvoj v období staršího školního věku

Období pubescence patří mezi klíčová období v rozvoji psychiky. Hormonální aktivita ovlivňuje emotivní vztahy a projevy pubescentů k sobě samotným, k druhému pohlaví, či ke svému okolí. Může působit pozitivně i negativně na jejich chování v učební, pracovní i sportovní činnosti. Zvyšuje se rychlost učení a snižuje počet potřebných opakování. Pubescence naznačuje i proces pozdějšího osamostatňování.

Příznivý, formativní vliv na pubescenty má tělesná výchova a sportovní aktivity. Výsledky výzkumů podle Rychteckého (1998) dokumentují, že u sportujících pubescentů nacházíme méně studijních problémů i menší procento výskytu společensky nežádoucího chování. Silný potenciál sportu spočívá i v socializačním a integračním působení na mládež.

2.4 Tělesný rozvoj v období staršího školního věku

Tělesný rozvoj lze podle Vobra (2003) definovat jako většinou záměrně a konkrétně navozený vývoj některé z funkčních či strukturálních vlastností organismu. Je ovlivněn vzájemným působením jednotlivých orgánových soustav, kdy je kupříkladu plný rozvoj muskulárního aparátu závislý na dostatečném vyvinutí aparátu skeletálního, který vlivem aktivní svalové činnosti dále sílí.

Mezi nejčastěji sledované ukazatele tělesného rozvoje patří růst výšky společně s růstem hmotnosti. V období pubescence lze ve vývoji tělesné výšky konstatovat progresivní růst. Na začátku období pubescence dosahují chlapci přibližně 55 procent své dospělé výšky, rychlost růstu do výšky vrcholí u chlapců kolem 14. roku (Vaughan, 1990). Průměrný hmotnostní přírůstek je zhruba 5-6 kg/rok. Nárůst hmotnosti má svůj vrchol přibližně za 6 měsíců po vrcholu nárůstu do výšky, přičemž u chlapců připadá hmotnostní nárůst na téměř čtyřnásobné zvětšení počtu svalových buněk (Rychtecký, 1998). Postupně dochází k pohlavním rozdílům v rozložení tukové tkáně, kdy chlapci hromadí tuk

především na trupu. Růstové změny se neprojevují rovnoměrně v celém organismu. Končetiny rostou rychleji než trup a růst do výšky je intenzivnější než do šířky. V tělesné výšce i hmotnosti jsou mezi jednotlivými žáky značné rozdíly. Finální hodnoty jednotlivých tělesných parametrů je ale do značné míry ovlivněny geneticky, určitou roli hrají i vlivy okolního prostředí. Poměrně malý vliv mají vnější podmínky na tělesnou výšku, která je zhruba z 85% determinována právě geneticky. Naopak hodnoty tělesného tuku jsou prostředím ovlivněny zhruba z 25 až 40% (Snustad a Simmons, 2006). Období zrychleného růstu přináší vyšší náchylnost ke vzniku některých poruch pohybového systému, je proto velmi důležité v tomto věku formovat návyk správného držení těla.

Význam podílu somatických parametrů na sportovním výkonu potvrzuje zařazení sledování těchto parametrů do funkční diagnostiky sportovců (Kutáč, 2012). Hodnoty somatických komponent sportovců se ovšem většinou odlišují od hodnot běžné populace. Rozdíly mezi hodnotami sportovců a běžné populace se zvyšují s rostoucím věkem sportovců nebo délkou jejich sportovní přípravy. Proto při diagnostice sportující mládeže by měl být kladen důraz především na zdravý vývoj sledovaného jedince a hodnoty sledovaných parametrů by měly být v souladu s jeho vývojovým obdobím (normovými hodnotami referenčního souboru).

2.4.1 Vliv zátěže na tělesný rozvoj

Podmínkou správného rozvoje organismu je přiměřená tělesná zátěž, přičemž důležitým faktorem při její aplikaci je stupeň vývoje, ve kterém se organismus právě nachází. Veškeré aktivity proto musí být tomuto vývoji podřízeny (Riegerová, 2006). Je nutné si také uvědomit, že značně specializovaná a brzká sportovní zátěž neodpovídá potřebám dospívajícího organismu. Pokud tedy není řádně kompenzována, je pro organismus značně nevýhodná. Nadměrná či nevhodně zvolená fyzická aktivita má pak největší dopad na kosterně svalový aparát, ovlivňuje více méně ale i ostatní soustavy, především dýchací a oběhovou, kdy se zvětšuje objem plic a srdce a rozšiřuje se hrudník (Dovalil, 2009).

Pozitivní dopad tělesné zátěže v tomto věkovém období vnímáme zejména v podpoře mineralizace kostí a podpoře jejich apozičního růstu. Do jaké míry má vliv na celkovou tělesnou výšku, ale není jasné. Podle Sukopa (1997) může nadměrná fyzická

zátěž vést k předčasnému uzavření epifyzárních štěrbin dlouhých kostí, což může v konečném efektu vést ke zmenšení tělesné výšky vzhledem k jejímu genetickému potenciálu. Naopak pravidelná submaximální zátěž stimuluje růst kostí do délky, čímž potencionální tělesnou výšku zvyšuje. Vlivem zátěže dochází také k ovlivnění tělesné hmotnosti, kdy se podle Riegerové (2006) zvyšuje objem tukuprosté hmoty, označované zkratkou FFM (Fat Free Mass), zejména její svalové složky, na úkor tukové tkáně. Jak dále uvádí např. Seliger a Choutka (1982), pravidelně se opakující tělesná zátěž se projeví v postupných morfologických změnách vedoucích zejména ke svalové hypertrofii, díky kterým se mění nejvíce obvodové proporce, a to v rámci preference určitých svalových skupin u konkrétních sportovních disciplín.

2.4.2 Charakteristika hokeje a jeho vliv na tělesný rozvoj

Lední hokej je jedna z nejnáročnějších sportovních her. Tato náročnost je dána nutností dokonalého ovládnání specifické lokomoce, nutností dokonalé manipulace kotouče prostřednictvím hokejové hole, značnou pestrostí a rychlostí hry, velkou intenzitou pohybové činnosti a stálým zatížením v podobě hokejové výstroje. Všechny tyto faktory, zejména pak u mládežnických kategorií, zatěžují proces tréninku a zároveň s sebou přináší i nepříznivé vlivy v podobě nadměrného zatížení muskulo-skeletálního aparátu. (Vobr, 2003)

Praktická činnost hráče vyžaduje specifické postavení a držení těla s tzv. nízkým postojem, kdy jsou dolní končetiny flektovány v hlezenním, kolenním i kyčelním kloubu. Trup hráče je v anteflekčním držení v kombinaci se sníženým držením ramene na straně dolního úchopu hokejky rukou. Hlava je v mírné extenzi.

Při pevném zafixování nohy v hokejové brusli dochází k podstatnému omezení její fyziologické funkce. Snižuje se povrchové cití a dochází k omezení funkce příslušných svalů a kloubů periferie nohy, které v brusli nemohou dostatečně dobře pracovat. Na straně bérce dochází vlivem hokejového postoje ke zkracování svalů zadní povrchové skupiny. V oblasti stehen pak k nadměrnému přetěžování svalů ischiokrurálních. U pánve, která je fyziologicky v mírném anteverzním postavení, dochází vlivem výrazně namáhaných gluteálních svalů, vzpřimovačů páteře, a oproti tomu relativně slabším břišním svalům, k hyperlordóze bederní krajiny. Další významně namáhanou oblastí je oblast tříselné

krajiny a pánevního dna. Zde dochází k nerovnováze mezi hypertonickými svaly povrchových skupin a hypotonickými částmi hlubších svalových skupin. V oblasti zad dochází v důsledku předkloněného postoje a zkracování prsních svalů k výskytu zvýšené hrudní kyfózy a protrakci ramen. Porucha v oblasti ramenního pletence je navíc komplikována snížením ramene na straně ruky držící hokejku dole a tím dochází ke vzniku asymetrie ramen podle horizontální roviny. V oblasti krční páteře dochází ke zvýraznění krční lordózy a předsunu hlavy, které vznikají nutností mít v průběhu hry hlavu neustále zdviženou.

Modely zatěžování v rámci tréninku se podle situace proměnlivě realizují v celoročním tréninkovém cyklu. Jeho stavba podléhá potřebám rozvoje a formování a udržování výkonnosti. (Bukač, Dovalil, 1989)

Tréninková zátěž ledních hokejistů zahrnuje celkem 10 měsíců přípravy v roce. Tréninky probíhají asi 1,5 hodinu 4-5x týdně, přičemž v hlavním období, které začíná v září a končí v březnu, se odehrávají na ledě a téměř každý víkend se navíc přidávají soutěžní zápasy. Zátěž organismu v tomto období je spíše hlavně jednostranného charakteru. Od května do června probíhá příprava mimo ledovou plochu, jejímž hlavním cílem je všeobecný rozvoj funkční připravenosti organismu. Během srpna většinou probíhá intenzivní příprava formou soustředění, která mají za úkol maximálně zvýšit výkonnost organismu před nástupem hlavní sezony. (Bukač, 2005)

Tato někdy až extrémní posturální zátěž spolu s nerespektováním zákonitostí ontogeneze pak vedou k narušení posturální funkce páteře a změnám v rozvoji páteřní křivky.

3 Posturální funkce páteře

Posturální funkce zabezpečuje nastavování a udržování polohy jednotlivých segmentů lidského těla v gravitačním poli. Posturou (držením těla) rozumíme zaujetí a udržování klidové polohy (trupu, hlavy a končetin) v gravitačním poli. Posturální funkci hodnotíme jako dynamicky probíhající aktivní proces, který se mění jak krátkodobě (například v průběhu vyšetření tvaru páteře), tak dlouhodobě (v průběhu života člověka).

3.1 Neuromuskulární podstata vzpřímeného stoje

Udržování vzpřímeného stoje je proces vyžadující souhru svalů, které se na něm podílejí. Jejich koordinaci řídí centrální nervový systém, který zajišťuje stabilitu zaujaté polohy. V nouzi musí být možno vyvinout rychle i značnou sílu, aby nedošlo k porušení rovnováhy, k přetížení nebo k pádu.

Předpokladem řídicí činnosti jsou signály o tonusu a o pohybech všech svalů v konkrétním okamžiku, které zajišťují proprioreceptory (svalová vřeténka, Golgiho šlachová tělíčka). Velký význam mají signály o poloze hlavy v prostoru, které jsou zajištěny aferencí z vestibulárního aparátu a aferencí zrakovou. Řídicí činnost ovšem také ovlivňují exteroceptivní kožní signály a interoceptivní signály z vnitřních orgánů.

3.2 Vzpřímené držení těla

Držením těla rozumíme vzájemnou polohu končetin, trupu a hlavy, kterou člověk zaujímá v daném postavení nebo při dané činnosti v určitém čase (Riegerová, Ulbrichová, 2006). Samotné držení těla pak musíme chápat vždy individuálně odlišně. Existují ovšem některé obecně platné ukazatele, díky kterým lze tzv. správné držení těla charakterizovat. Jak uvádí Bursová (2005) a další autoři (Rychlíková, 2002; Čermák, 1994) jedná se o postoj, při kterém jsou jednotlivé články těla v optimálním postavení vzhledem k udržení rovnováhy a minimálnímu zapojení posturálních svalů a při kterém je zachována fyziologická funkce jednotlivých orgánů a soustav těla.

Obecným kritériem správného držení těla je symetrie pravé a levé poloviny a správná fyziologická křivka páteře. Konkrétněji lze podobu správného držení přiblížit pomocí modelu ideálního držení těla. Při tomto postoji jsou nohy volně u sebe, kolena a kyčle v nenásilném extenčním postavení. Páteř je v plynulém dvojesovitém zakřivení, ramena jsou spuštěna volně dolů, lopatky jsou celou plochou přiloženy k dorzální straně hrudníku. Hlava je vzpřímená a brada svírá s osou těla pravý úhel.

Výše zmíněnými kritérii správného držení těla se v české literatuře zabývá např. Srdečný (1982), který vychází z metod Frejky či Jaroše a Lomíčka. V zahraniční literatuře pak popisuje optimální a chybné držení těla např. Kendall (Kendall et al., 1993). Jak popisuje Vařeka (2000), většina ostatních autorů zmiňuje spíše jen odchylky při vadném držení.

Při samotném hodnocení držení těla se obecně vychází buď ze subjektivního posuzování jednotlivých parametrů, kdy mluvíme o přímém hodnocení, které ovšem vyžaduje značnou zkušenost a cit. Oproti tomu nepřímé metody využívají údaje získané ze záznamů pořízených např. mechanickým či optickým způsobem, které umožňují snadné kontrolní měření s trvalou dokumentací.

Podle Krejčího (2007) je ovšem jakékoliv hodnocení hranice mezi správným a vadným držením těla značně nepřesné a její určení obtížné díky individuálním odchylkám, na kterých se podílí genetické faktory, ontogeneze, konstituční typ, věk, zdravotní a psychický stav, únava a jiné. Véle (1997) pak udává, že stanovení jednoho standardu pro správné držení těla je nemožné, protože pro každého je správné držení jiné.

Držení těla není trvalým rysem, přesto se však jedná o poměrně stálý stereotyp, který se jen těžko přebudovává. Toto je důležité mít na paměti zejména při jednostranných sportovních aktivitách, které bez adekvátních kompenzačních programů obvykle vedou k posturálním poruchám.

3.2.1 Vadné držení těla

V případě poruchy posturální funkce, kterou charakterizují odchylky od fyziologických parametrů držení těla, mluvíme o tzv. vadném držení těla. Podle Rychlíkové (2002) vzniká nejčastěji již v období dětského věku, je ale obtížné posoudit, kdy se ještě jedná o normu a kdy již hovoříme o změnách postury (u dětí jsou za fyziologické považovány např. změny ve smyslu anteverzního postavení pánve či zvýraznění bederní lordózy).

Vadné držení těla se zpočátku vyvíjí na podkladě funkčních změn, nejčastěji v rámci svalových dysbalancí, až později narůstáním změn strukturálních. Funkční posturální poruchy vznikají na základě centrální koordinační poruchy během posturálního vývoje, kdy dochází k abnormálnímu motorickému vývoji s fixací nefyziologicky prováděného pohybu a jeho následným přenosem do dospělosti. Významný faktor ovlivňující posturální funkce nacházíme ve způsobu, jakým jsou naše stereotypizované pohyby vypracovány, korigovány a posilovány. Na pohybu by se měly účastnit pouze svaly, které jej mechanicky nebo posturálně zajišťují, což vede k optimálnímu zatížení kloubů a vazivových struktur. Pokud se na pohybu podílí svaly, které s ním nemají žádnou mechanickou souvislost,

dochází k vytvoření pevných vazeb mezi zapojovanými svaly a jedinec aktivuje tyto svaly prakticky trvale. Dochází k poruchám pohybových stereotypů, provázených ztrátou funkční plasticity a elasticity měkkých tkání, svalů a kloubních struktur.

K významným příčinám změn svalového tonu a tím i fixaci chybného posturálního chování patří jednostranná, špatně prováděná pohybová zátěž, nejčastěji způsobená profesně. Typická je u sportovců, kteří jsou jednostranně zatěžováni nebo jsou v tréninku špatně metodicky vedeni (Kolář, 2009).

Mezi základní posturální poruchy vedoucí k vadnému držení těla patří chabé držení, plochá záda, zvětšená hrudní kyfóza, zvětšená bederní lordóza a skoliotické držení (Riegerová, Ulbrichová, 2006). Toto dělení, či vymezení, je vzhledem k rozdílnému počtu i definicím těchto kategorií u různých autorů spíše orientační (Čermák, 1994).

Chabé držení je častou posturální vadou způsobenou celkově nižším svalovým tonem. Patrné jsou změny fyziologických zakřivení, dále předsunuté držení hlavy, či retroverze pánve. Tato porucha se zhoršuje s větším statickým zatížením či vlivem únavy.

Plochá záda, pro která je typické oploštění fyziologických zakřivení páteře se sníženou odolností vůči větší statické i dynamické zátěži, s tendencí ke skoliotickému držení. (Čermák, 1994)

Zvětšená hrudní kyfóza (kulatá záda) vzniká při poruše statiky horní části trupu s charakteristickým předsunutým držením hlavy, hyperlordózou krční páteře, přetížením cervikokraniálního a cervikotorakálního přechodu. Mezilopatkové svalstvo je oslabené, lopatky odstávají, ramena jsou v protrakci.

Zvětšená bederní lordóza, kterou doprovází anteverze pánve, hlava je v neutrální pozici, fyziologická křivka hrudní i krční páteře je zachovaná. Dochází ovšem ke změně statických a dynamických poměrů v oblasti pánve a LS segmentu. (Kendall et al., 1993; Norris, 2000)

Jako kombinace zvětšené hrudní kyfózy a bederní lordózy vzniká kyfolordotické držení připomínající držení chabé, ale lišící se tím, že křivka při aktivní snaze o napřímení zůstává nefyziologicky prohnutá.

Skoliotické držení je funkční vychýlení páteře ve frontální rovině, to znamená beze změn tvaru a postavení obratlů. Příčina může být v zešikmení pánve při nestejně délce dolních končetin, v jednostranném přetěžování páteře, v asymetrii paravertebrálních valů atd. (Čermák, 1994)

3.2.2 Deformity páteře

Deformity páteře lze popsat jako odchylky od fyziologického tvaru páteře ve třech rovinách – frontální (skoliózy), sagitální (lordózy a kyfózy) a transverzální (rotace). Deformita se může projevit pouze v jedné rovině, zpravidla se ale projevuje ve více rovinách, je proto dobré ji chápat trojdimenzionálně. (Panjabi, 2003)

Deformity lze vyjádřit čtyřmi údaji – orientací, lokalizací, tíží a etiologií. Orientací deformity ve frontální rovině je myšleno zakřivení pravostranné nebo levostranné, v rovině sagitální hyperkyfóza, hyperlordóza, popř. jejich kominace (lordoskolióza, kyfoskolióza). Pro lokalizaci je důležité umístění vrcholového obratle hlavní křivky. Tíže křivky je pak vyjádřena v úhlových stupních podle Cobba. (Dungl, 2005)

3.2.2.1 Skolióza

Repko (2012) definuje skoliózu jako patologické zakřivení páteře v rovině frontální, které je větší než 10° a je většinou spojené s rotací obratlových těl a pravidelně doprovázené porušením fyziologického zakřivení v rovině sagitální, nejčastěji jako hrudní hyper či hyposkolióza.

Skoliózy můžeme rozlišit podle vztahu křivky k případné přítomnosti strukturálních změn jako je deformace obratlů, fixované změny měkkých tkání a změny meziobratlových plotének na strukturální a nestrukturální. Pokud jsou křivky vícečetné, rozlišujeme křivky hlavní, které jsou vždy strukturální, a vedlejší, kompenzační, které strukturální být nemusejí.

Podle etiologie dělíme skoliózy na 3 základní typy – idiopatickou, kongenitální a muskulární. Skoliózy ovšem mohou vznikat i při neurofibromatóze, z poruch mezenchymu, u reumatických onemocnění, poúrazových stavů či po ozáření.

Idiopatická skolióza představuje až 80% všech dětských skolióz, přičemž její etiologie je pravděpodobně multifaktoriální. Podle věku nástupu ji dělíme na infantilní

(záchyt do 3 let věku dítěte), juvenilní (záchyt do 10. roku) a adolescentní (záchyt po 10. roce věku dítěte).

Kongenitální skolióza je po idiopatické skolióze nejčastější deformitou páteře. Vzniká na podkladě vrozených vývojových vad při kostěných nebo smíšených, kostěně – míšních, poruchách.

Neuromuskulární skolióza je deformita páteře vzniklá na podkladě poškození horního či dolního motoneuronu nebo jako postižení primárně myogenní.

3.2.2.2 Hyperkyfózy a hyperlordózy

Jedná se o zafixované odchylky od fyziologického zakřivení páteře v rovině sagitální.

Kyfózy dělíme dle etiologie na:

- Morbus Scheuermann
- Kongenitální
- Posturální
- Sekundární posttraumatické, po laminektomiích, po ozáření, po osteoporóze, morbus Bechtěrev, atd.

Lordózy dělíme dle etiologie na:

- Posturální
- Kongenitální
- Neuromuskulární
- Sekundární (např. při flekční kontraktuře kyčelních kloubů)

Je třeba mít na paměti, že na včasném rozpoznání posturálních poruch, odchylek, či deformit, které se mohou rozvíjet pozvolna, nenápadně a bez subjektivních obtíží, závisí do značné míry terapeutický výsledek, je proto nutné pečlivé vyšetřování dětí a mládeže, a to zejména v období růstové akcelerace.

3.3 Anatomie páteře

Páteř člověka je pilíř tvořený sérií obratlů proložených meziobratlovými ploténkami a spojených vazy a svaly. Páteř je uspořádána tak, aby byla pevná, ale současně ohebná, aby dovozovala člověku vzpřímený postoj s co největším rozsahem pohybu v prostoru. Páteř se skládá ze 7 krčních, 12 hrudních, 5 bederních obratlů a z křížové kosti, a z kostrče. Délka celé páteře dospělého člověka činí asi 35% tělesné výšky.

Páteř má tři základní funkce:

1. Nosná funkce – zajišťuje oporu pro lidské tělo, přenáší tíhu a výsledné ohybové momenty hlavy, hrudníku a horních končetin na pánev.
2. Pohybová funkce - pomocí meziobratlových kloubů a plotének je zajištěna mobilita a flexibilita páteře, které umožňují dostatečné fyziologické pohyby.
3. Ochranná funkce - napojením jednotlivých obratlů na sebe vzniká kostěný kanál, který chrání míšní struktury procházející středem před nefyziologickými pohyby a otřesy.

3.3.1 Axiální motorika

Osový orgán tvořený hlavou, páteří a pánví představuje pomyslnou osu postavy. Jeho segmenty formují linii, která určuje posturální projev při statickém držení těla.

Jednotlivé úseky páteře mají z hlediska pohyblivosti značně rozdílnou funkci. Horní segmenty krční páteře (C₀-C₂) jsou způsobeny svojí anatomickou stavbou k rotačnímu pohybu hlavy v rozsahu přes 40° bilaterálně. Dolní úsek krční páteře (C₃-C₇) je díky anatomickému postavení kloubních spojení schopen pouze flekčních a extenčních pohybů, a to v rozsahu 35-40°. Hrudní páteř v rozsahu Th1-Th10 má vzhled k nízkým intervertebrálním diskům a kloubním plochám obratlů opisující kruh kolem páteřního kanálu možnost pouze rotačních pohybů. Th11-Th12 lze popsat jako přechodnou zónu s možným charakterem jak hrudní tak bederní páteře. V oblasti bederní páteře L1-L5 jsou meziobratlové destičky poměrně vysoké, kloubní plochy směřují radiálně, fyziologickým pohybem je tedy flexe a extenze. Rotace je umožněna torzí disku a minimálním předozadním pohybem kloubního spojení. (Dungl, 2005)

3.3.1.1 Skelet

Kostní tkáň tvoří pevnou opornou strukturu pohybového aparátu. Obratle jako pohyblivé segmenty osového orgánu vytvářejí tři flexibilní sloupce. Hlavní sloupec z obratlových těl a dva menší oporné sloupce z kloubních výběžků umožňují pohyblivost jednotlivých úseků páteře a zajišťují lokální zpevnění konkrétního segmentu v daný moment. Změna struktury nebo vzájemné polohy obratlů zhoršuje flexibilitu osového aparátu. Strukturální změny lze hodnotit palpací podle tvaru a průběhu vyšetřovaných segmentů či pomocí zobrazovacích metod, viz dále.

3.3.1.2 Meziobratlové ploténky

Představují pružné spojení těl obratlů, čímž zajišťují flexibilitu páteře. U mladších jedinců je jejich výška proměnlivá v závislosti na ztrátě vody během denního cyklu. Proto je výška postavy měřená ráno odlišná od výšky postavy měřené večer.

3.3.1.3 Vazivová tkáň

Vazivová tkáň spolu se svalovou komponentou vymezuje rozsah mobility kostěných segmentů daný kloubními strukturami. Elasticita vaziva umožňuje krátkodobou akumulaci energie. V případě, že není rytmicky vystavována tahovým změnám, ztrácí tuto elasticitu se sklonem ke zkrácení. Dlouhé vazy podél páteře podporují celkovou stabilizaci páteře díky spojení s obratlovými těly jak na přední, tak na zadní straně těla, ale také díky spojení s meziobratlovými ploténkami. Krátké intersegmentální vazy spojují jednotlivé obratlové oblouky a uzavírají dorzálně míšní kanál.

3.3.1.4 Svalová tkáň

Hluboká vrstva krátkých zádových svalů propojuje obratle mezi sebou a má vliv na jejich vzájemné postavení. Přední hluboká vrstva svalů cervikální oblasti omezuje lordózu krční páteře. Asymetrická aktivita těchto svalů způsobuje deviaci páteřních křivek a projevuje se vadným držením těla (Véle, 2006)

3.3.2 Zakřivení páteře

V boční projekci vykazuje lidská páteř za fyziologického stavu několikrát esovitá prohnutí. V krční a bederní páteři je prohnutá dopředu (lordóza) s vrcholem při 4. - 5. krčním, resp. 3. - 4. bederním obratli. V hrudní a křížové oblasti je prohnutá dozadu

(kyfóza), hrudní vrchol je při 6. nebo 7. obratli (Kapandji, 2008). Krční lordóza vzniká činností krčního svalstva v době, kdy dítě v poloze na břiše zvedá hlavičku. Lordóza bederní vzniká později činností hlubokých zádových svalů v době, kdy se dítě učí stát a chodit. Lordózy nejsou do 6 ti let věku fixovány a vleže mizí (Kolář, 2009). Esovité zakřivení páteře zajišťuje její odolnost vůči axiálně působící zátěži (kompresi). Páteř s fyziologickým trojitě lomeným zakřivením má desetkrát větší odolnost proti kompresi než by dosahovala páteř bez předozadního zakřivení (Kapandji, 2008).

Lidské tělo samo o sobě má asymetrické uspořádání (nepárový počet některých vnitřních orgánů - srdce, játra apod.). Proto jsou drobné odchylky od frontální osy těla přípustné, vybočení do strany do cca 10-ti stupňů nepovažujeme za skoliózu. Norris (2000) ve své studii poukazuje na fakt, že v zakřivení páteře jsou obrovské individuální rozdíly a že počáteční, přechodové i vrcholové obratle jsou velmi variabilní. Nelze tedy definovat normu tvaru křivek páteře podle lokalizace uvedených obratlů. Definice hrudní kyfózy jako úseku páteře mezi obratli Th1-Th12 a bederní lordózy (L1-L5) je velmi sporná.

Kapandji (2008) i Lewit (2001) poukazují na zásadní vliv postavení pánve na zakřivení bederní páteře.

4 Metody hodnocení změn páteře

Jak ve své práci uvádí Krejčí (2007), neexistuje žádná diagnostická metoda, která by byla současně dostatečně objektivní, senzitivní i specifická, která neohrožuje zdraví pacienta, lze ji často opakovat a zároveň je časově a finančně nenáročná.

4.1 Somatoskopické metody

Pro somatoskopické vyšetření je typické aspekční a palpační hodnocení změn tvaru a funkce páteře. Tato vyšetření lze provádět bez jakýchkoliv pomůcek. Z důvodu standardizace a objektivizace vyšetření je ovšem výhodnější některé pomůcky, jako např. olovnicí, goniometr, kaliper, značkovací tužku či vyšetřovací formulář, používat.

V klinické praxi se využívá celá řada metod hodnotících funkční či morfologické odchylky od určitého ideálu. Hodnotí se zejména postavení hlavy, ramen, pánve, konfigurace hrudníku a břicha, paravertebrální valy a páteřní křivka. Jako výsledek hodnocení slouží slovní popis kvality individuálního držení těla nebo známka přiřazená na základě posouzení siluetogramů.

Mezi nejvyžívanější metody hodnocení držení vzpřímeného těla patří test držení těla podle Jaroše a Tomička, Matthiaseho test, hodnocení postavy podle Kleina a Thomase, hodnocení podle Masseye a test Bancroftové. Adamsův test hodnotí rozvíjení páteře a symetrii paravertebrálních valů v průběhu předklonu. Jednotlivé testy pak podrobněji popisují Vařeková (1999) nebo Kolisko (Kolisko et al., 2003).

4.2 Radiodiagnostické metody

Radiodiagnostika se stala velmi důležitou součástí vyšetřovacích metod pohybového systému. Nekula (Nekula, Chmelová) dělí radiodiagnostické metody na ionizační, které využívají rentgenové záření (rentgenografie, výpočetní tomografie), a neionizační (magnetická resonance).

4.2.1 Rentgenografie

Principem rentgenografie jsou různě diferencované absorpce svazku ionizujícího záření při jeho prostupu snímkaným objektem, přičemž míra absorpce závisí na struktuře všech paprsky prostupovaných tkání, narůstá v závislosti na jejich hutnosti a zvláště narůstá s rostoucím atomovým číslem prvků daných tkání. Samotný obraz vzniká dopadem výsledného svazku na rentgenový film. Zdrojem ionizujícího záření je v tomto případě rentgenka, která je uložena ve speciálním krytu, který chrání okolí před nežádoucími účinky záření. (Dungl, 2005)

RTG vyšetření je důležitou součástí hodnocení tvaru páteře, případně její deformity, neboť umožňuje etiologické posouzení a zhodnocení vývoje deformity samotné. Asi nejvíce sledovaným parametrem tvaru páteře, zejména u skoliotických pacientů, je Cobbův úhel.

Výrazným limitujícím faktorem RTG vyšetření je ovšem jeho radiační zátěž, zejména při opakovaných expozicích v dětském věku je riziko pozdějšího výskytu nádorových onemocnění podstatně vyšší (Repko, 2007).

4.2.2 Výpočetní tomografie - CT

Výpočetní tomografie představuje nejrozšířenější tomografickou zobrazovací modalitu. Pro zobrazení je využíván zdroj záření (rotující rentgenka) ozařující protilehlé detektory. Mezi rentgenkou a detektory je umístěno vyšetřovací lehátko s pacientem, které se kontinuálně pohybuje axiálním směrem. Výsledkem vyšetření jsou počítačem generované stovky navazujících řezů o tloušťce 1 – 10 mm, které informují o tom, jak mnoho je v konkrétní vyšetřované oblasti pohlcováno rentgenové záření, tj. jaká je momentální denzita tkáně. Zobrazení je velice detailní a umožňuje posuzovat až milimetrové struktury. K diferenciaci vaskulárních struktur a k odhadu prokrvení tkání se intravenózně podává infúze kontrastní látky. Slabinou CT je vytváření vrstev pouze v rovině transversální, což je pro diagnostiku páteře poměrně nevýhodné, neboť je zapotřebí poměrně velký soubor vrstev. Je ovšem možné vytvořit následnou rekonstrukci v libovolné rovině nebo 3D rekonstrukci. Pro hodnocení tvaru páteře se výpočetní tomografie spíše nevyužívá, a to z důvodu větší radiační zátěže než při klasickém rentgenologickém vyšetření. Poloha vleže během vyšetření také neumožňuje hodnocení vzpřímeného stoje. (Drastich, 2004)

4.2.3 Magnetická rezonance

Magnetická rezonance (MR) patří mezi vyšetřovací metody zobrazovací. Je to neinvazivní metoda založená na magnetických vlastnostech vodíkových protonů. Umístěním pacienta do silného magnetického pole dojde k uspořádání těchto protonů rovnoběžně se siločarami vnějšího magnetického pole buďto paralelně, nebo částečně antiparalelně. Takto uspořádané protony v magnetickém poli nejsou v klidu a vykonávají tzv. precesi – rotační pohyb kolem vlastní pomyslné osy. Během vyšetření působí na protony elektromagnetické impulzy, jejichž frekvence musí být shodná s frekvencí precesní. To má za následek absorpci energie a vychýlení protonů z paralelního do antiparalelního postavení. Navíc se jejich precese synchronizuje, protony jsou ve stejné

fázi. Jakmile impulz přestane působit, dochází k relaxaci, tj. protony se vrací do původního paralelního postavení a současně dochází k jejich rozfázování. Časová konstanta charakterizující návrat do paralelního postavení bývá označována jako T1 relaxační čas a čas potřebný k zániku synchronizace protonů je T2 relaxační čas. Obecně jsou T1 relaxační časy 2–10 × delší než T2 a platí, že tkáně s vysokým obsahem vody mají dlouhé T1 i T2 relaxační časy. Tkáně s vysokým obsahem tuků mají tyto časy krátké. T1 vážené obrazy (T1W) jsou založeny na rozdílu hodnot časů T1 u jednotlivých tkání vyšetřované oblasti. T2 vážené obrazy (T2W) jsou založeny na rozdílu T2 relaxačních časů tkání. Do této skupiny patří i proton-denzitně vážené obrazy, kde rozlišení jednotlivých tkání závisí pouze na hustotě protonů v každé z nich. (Jezzard, 2001)

MR nepracuje s žádným druhem ionizujícího záření, radiační zátěž je tedy nulová. Na organismus působí pouze silné statické magnetické pole a elektromagnetické pole, která jsou v současné době, při nepřekročení limitních hodnot, považována za bezpečná.

Nejmenší tloušťka jedné vrstvy je přibližně 3 mm a oproti CT pak může MR vytvářet vrstvy v libovolných rovinách.

Jak popisuje Krejčí (2007), data z MR se často využívají pro tvorbu tzv. FEM modelů důležitých pro biomechanickou analýzu páteře.

4.3 Optické metody

Základním principem optických metod je, že světlo ze světelného zdroje dopadá na povrch zad vyšetřované osoby a odražené světlo, ve kterém je zakódována informace o tvaru povrchu zad, je snímáno kamerou. Tyto metody jsou bezdotykové, bez zátěže ionizujícím zářením a většinou i přenosné. Jejich nevýhodou je nutnost vytvoření vyhovujících světelných podmínek.

4.3.1 Moiré Tomografie

Moiré efekt je způsoben skládáním světla a stínu procházejícího skrz mřížku. Vytváří na sledovaném povrchu stínový obrazec pruhů připomínající vrstevnice na topografické mapě, čímž umožňuje provést prostorovou rekonstrukci tvaru povrchu. (Daruwalla, Balasubramaniam, 1985)

4.3.2 Systém Quantec

Tento systém využívá tzv. rastrovou metodu, kdy projektor vrhá na povrch zad soustavu vodorovných světelných proužků, které se deformují podle tvaru povrchu zad. Podle deformace pruhů pak speciální program provádí rekonstrukci povrchu zad v třírozměrném prostoru. (Oxborrow, 2000)

4.4 Dotykové metody

Principem dotykových metod je palpce a označení konkrétních bodů na kožním povrchu vyšetřované osoby. Poloha jednotlivých bodů se pak snímá dotykem snímacího hrotu polohového snímače. Fyzikální princip měření polohy hrotu je různý, používají se principy mechanické, elektromechanické, ultrazvukové nebo magnetické. Nejstarší je princip mechanický, ten se dnes ale využívá spíše sporadicky z důvodu z dlouhavého ručního opisování naměřených údajů do protokolů.

4.4.1 Posturometr-S

Jedná se o elektromechanický systém určený pro diagnostiku držení těla a páteře. Základem je polohový snímač, který se skládá ze dvou částí, mechanické (pantografický mechanismus se dvěma hroty) a z elektrické (elektronická jednotka se snímačem). Snímač umožňuje sejmout polohu měřeného bodu v třírozměrném prostoru, získaná data jsou následně přenášena do počítače a zaznamenána ve výstupních protokolech. V rámci diagnostiky tvaru páteře se používá fixace s využitím fixačního stojanu v oblasti pánve a brady. (Krejčí, 2007)

4.4.2 Systém SpinalMouse

Základem systému SpinalMouse je speciální skener (myš) se dvěma kolečky na spodní straně, kterým se snímá povrch zad vyšetřované osoby. Hodnotí se zakřivení a mobilita každého pohybového segmentu, a to při flexi, extezi a neutrální pozici. Díky tomuto systému lze objektivně změřit délku páteře, vzdálenost jednotlivých segmentů a úhel mezi

segmenty v sagitální i frontální rovině a pomocí telemetrie údaje přenést do počítače. (Guermazi et al., 2006)

4.4.3 Ortelius 800

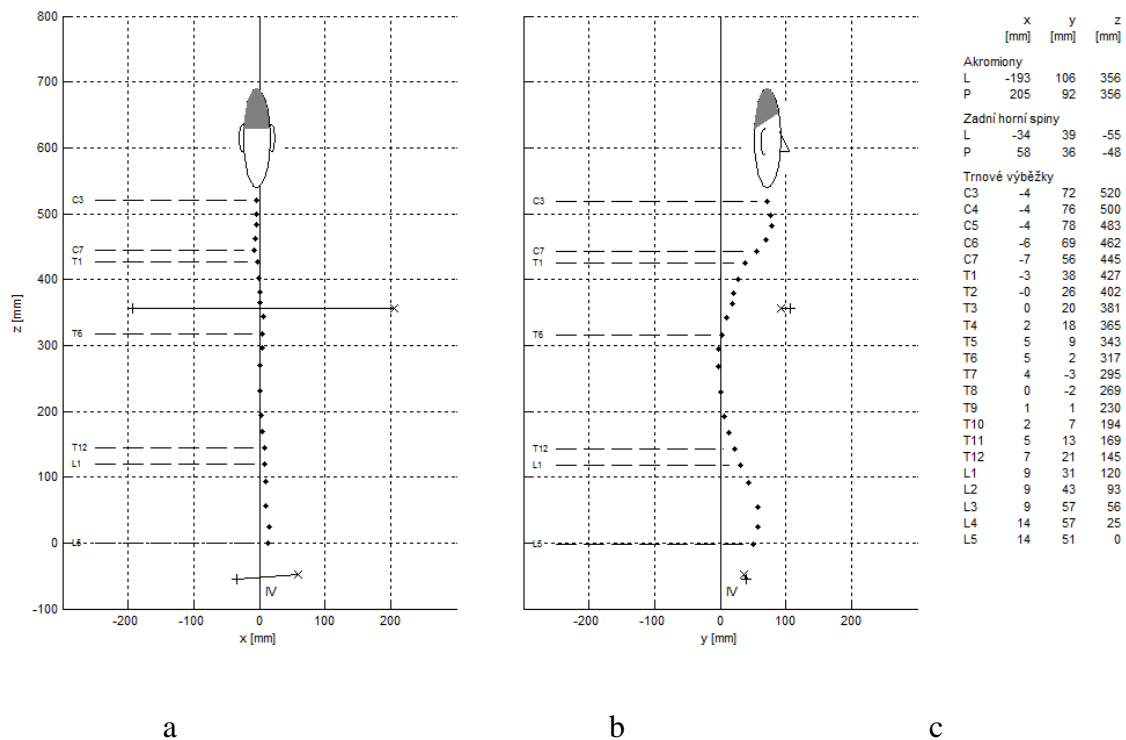
System Ortelius 800 je neinvazivní, pacienta radiačně nezatěžující měření elektromagnetického signálu v trojdimenzionálním zobrazení. Tento nový přístroj dokáže zaznamenat polohu trnových výběžků díky nízké intenzitě elektromagnetického pole. Princip vyšetření spočívá v palpaci trnových výběžků pomocí senzoru se zdrojem elektromagnetického pole, nasazeného na prstu. Získaná data jsou ihned zaznamenávána na obrazovce přístroje, kde je automaticky vytvořen grafický záznam páteřní křivky, je vyhodnocena tíže deformity pomocí Cobbova úhlu a lze i zachytit rozdíl v délce dolních končetin.

4.5 Systém DTP 3

DTP 3 je třetí generace diagnostického systému vyvinutého na katedře biomechaniky a technické kybernetiky na Fakultě tělesné kultury při Univerzitě Palackého v Olomouci. Při konstruování diagnostického systému byl brán zřetel na co nejnížší hmotnost a jednoduchou manipulaci přenosové soustavy. Maximální přesnost měření snímaného bodu, komunikace datové jednotky s osobním počítačem a ukládání dat do databáze spolu s grafickými a numerickými výstupy byly další základní kritéria realizace. Principem systému je pomocí elektromechanického polohového snímače snímání polohy konkrétního bodu v prostoru.

System DTP 3 byl vyvinut za účelem neinvazivního hodnocení deformit páteře, a to jak v rovině sagitální, tak v rovině frontální. Měření samotné je založeno na determinaci trojrozměrných souřadnic anatomických bodů na povrchu těla, které jsou snímány elektromechanickým senzorem. Ten umožňuje měřit polohu bodu nacházejícího se v oblasti s průměrem 2200 mm se standardní odchylkou měření 1 mm. Data jsou přenášena do osobního počítače, kde jsou převedena do podoby výstupního protokolu. Pro posouzení tvaru páteře je vypočtena tzv. ideální vertikála, což je matematická simulace olovnice, která je vztyčena ze středu spojnice středů patních kostí. Orientace kartézské soustavy

souřadnic x, y, z je taková, že osa z leží na ideální vertikále a má vertikální směr, osa x je rovnoběžná se spojnicí středů patních kostí a má mediolaterální směr a osa y má posteriorní směr. Frontální rovina je tedy dána osami xz a sagitální rovina je dána osami yz. (Krejčí et al., 2012)



Obr. 1: Výstupní protokol diagnostiky tvaru páteře (zobrazení naměřených bodů v rovině frontální – a, v rovině sagitální – b, a v tabulce – c)

Legenda k obrázku: + - levý acromion/levá spina iliaca posterior superior, x - pravý acromion/pravá spina iliaca posterior superior, ● - trnový výběžek obratlů, IV - ideální vertikála

Možnosti využití diagnostického systému jsou poměrně široké. Jak popisuje Krejčí (2007), lze jej použít při hodnocení deformit páteře, tedy při změnách její statiky i dynamiky, a to v různých variantách stoje. Při samotném hodnocení skoliotických křivek je pak nespornou výhodou možnost docílit snížení počtu rentgenologických vyšetření při kontrolním snímkování. Zde je ovšem nutné brát v úvahu možnou zátěž chybou během snímání kožní projekce trnových výběžků, protože výsledek ovlivňují jak palpační schopnosti vyšetřujícího, tak přesnost kladení snímače na jednotlivé trnové výběžky. Náročnost udržení postury během vyšetření, interindividuální variabilita posturálních vzorů se somatickým typem probanda, stejně jako propojení dýchání s pohyby hrudníku, které ovlivňují tvar páteře, hraje též velkou roli při hodnocení reliability vyšetření. Výhodu naopak spatřuje Kolisko (2005) v odlišném způsobu úhlového a numerického hodnocení

skoliotické křivky oproti běžně používanému hodnocení dle Cobba. V absolutních hodnotách je u systému DTP 3 skoliotická křivka vyjádřena jako rozdíl vzdáleností sledovaných bodů osy x od nulové vertikální osy nebo jako absolutní rozdíly sledovaného kraniálního, vrcholového a kaudálního bodu křivky.

Při hodnocení změn zakřivení v sagitální rovině vycházíme z absolutní ventrální či dorzální vzdálenosti vrcholových trnových výběžků charakterizujících hloubku kyfolordotických křivek od nulové vertikální osy. To znamená, že hloubku těchto křivek lze popsat jako rozdíl vzdáleností mezi vrcholovým obratlovým výběžkem kyfotické křivky a vrcholovými obratlovými výběžky charakterizujícími vrcholy křivek lordotických. (Krejčí, 2007)

Softwarové zpracování naměřených dat spočívá v proložení naměřených poloh trnových výběžků polynomem šestého stupně metodou nejmenších čtverců. Výpočet koeficientů polynomu se provádí zvlášť jak pro rovinu frontální, tak pro rovinu sagitální. Z koeficientů polynomu jsou pak dále vypočítány polohy inflexních bodů, které dělí křivku páteře na jednotlivé sektory. Úhlový parametr každého sektoru je vypočítán jako vrcholový úhel normálových přímek kolmých na křivku polynomu v krajních bodech konkrétního sektoru. V sagitální rovině jsou jednotlivými sektory krční, hrudní a bederní část páteře, ve frontální rovině jsou to části případné skoliotické křivky. (Krejčí et al., 2012)

4.5.1 Technický popis součástí diagnostického systému DTP 3

Konstrukce stávajícího systému DTP 3 vychází z konstrukce předchozí verze DTP 2 a konstrukce Posturometru-S.

- 1. Polohový snímač** tvoří pantografický mechanismus se dvěma rameny. Ten převádí prostorovou polohu měřeného bodu na tři úhlová natočení, která jsou snímána třemi rotačními inkrementálními snímači.
- 2. Nastavovací deska** upevňuje polohový snímač ke stolu a vytyčuje polohu tří nastavovacích bodů Z_1 , Z_2 , Z_3 , které je nutné před začátkem měření nastavit libelou do vodorovné polohy. Sejmutím těchto bodů je proveden výpočet směrnice vertikální osy, k níž jsou v prostoru vztahovány všechny měřené body.
- 3. Plošina**, na které vyšetřovaná osoba zaujímá určenou polohu, slouží k definování polohy probanda vůči polohovému snímači. Poloha nulové vertikály je určena

pomocí aretačního zařízení, které je připevněno na plošině a je definováno třemi nastavovacími body X₁, X₂ a V. Spojnice bodů X₁ a X₂ je rovnoběžná se spojnicí středů patních kostí. Po nastoupení vyšetřované osoby na plošinu je nutné ještě před začátkem měření nastavit nulovou značku pravítka (V) aretačního zařízení do středu spojnice pat.

4. **Elektronická vyhodnocovací jednotka** předzpracovává signály z inkrementálního snímače pomocí mikroprocesorových obvodů a přenáší aktuální hodnoty po sériové lince RS 232 do externího počítače.
5. **Tlačítko**, jehož stisknutím se ve statickém režimu měření dává povel k přenosu okamžité polohy hrotu polohového snímače.
6. **Programové vybavení** zahrnující program WinPat3 pro operační systémy Windows 95, 98, 2000 a XP přijímá a dekoduje data z elektronické vyhodnocovací jednotky, provádí výpočet všech poloh bodů v trojrozměrné kartézské soustavě souřadnic, zobrazuje polohy bodů ve výstupních protokolech a ukládá naměřená data do databáze.

4.5.2 Analýza záznamu měření

4.5.2.1 Hodnocení sledovaných bodů vzhledem ke třem osám

Diagnostický systém umožňuje hodnocení tvaru a statiky páteře grafickou a numerickou analýzou konkrétních bodů na povrchu těla v třírozměrné kartézské soustavě souřadnic vzhledem k ideální vertikále. Každý ze snímaných bodů je určen třemi souřadnicemi, a to souřadnicí x (laterální vzdálenost bodu od ideální vertikály), souřadnicí y (ventrální/dorzální vzdálenost bodu od ideální vertikály) a souřadnicí z (výška bodu od nejnižěji měřeného bodu na páteři).

Metodika podle Koliska et al. (2003):

Osa „z“:

Relativní pravolevé rozdíly výšky acromionů do 1 cm a horních zadních spin do 0,5 cm lze považovat za normativ. Výrazné rozdíly výšky acromionů souvisí s asymetrií svalového tonu šíjových svalů, horní části trapézových svalů a levátorů lopatek. U zadních horních spin nález koresponduje s celkovým zešikmením pánve způsobeným ať už funkční či strukturální změnou.

Osa „y“:

Z grafického a numerického hodnocení polohy obratlových výběžků v ose y vycházíme při hodnocení sagitálního zakřivení páteře. Hodnotíme ventrální (dorzální) vzdálenost zobrazených bodů od nulové vertikály.

Hloubka krční lordózy je hodnocena na záznamu jako relativní největší ventrální vzdálenost bodu v oblasti krční páteře od vrcholu kyfotické hrudní křivky. Hloubka bederní lordózy je hodnocena podle relativního rozdílu vzdálenosti v místě největší ventrální vzdálenosti trnového výběžku lordotické křivky od vrcholu hrudní kyfózy.

Maximální fyziologická hloubka krční lordózy činí podle Koliska et al. (2003) u dospělého člověka 3-3,5cm, maximální fyziologická hloubka bederní lordózy 4-4,5 cm.

osa „x“:

U akromionů a zadních horních spin souvisí a/symetrie jejich polohy vůči nulové vertikální ose se statikou páteře. Její poruchy se projevují laterálními posuny těchto bodů (většinou souvisí se skoliotickými křivkami páteře). U obratlových výběžků bereme jako funkční normativ, pokud se sledované body nacházejí do 1 cm od nulové vertikální osy a relativní rozdíl vzdálenosti mezi výběžky nepřesahuje 0,5 cm v jednotlivých segmentech páteře. U praváků fyziologicky nacházíme sledované body v horních úsecích vpravo od svislice a v dolních hrudních či bederních úsecích kompenzačně vlevo od svislice.

Z hlediska hodnocení statiky páteře je optimální rozložení polohy trnových výběžků v celé délce křivky v blízkosti nulové vertikály (max. do 0,5 cm laterálně od nulové vertikály v souřadnicích x).

4.5.2.2 Metodika hodnocení statiky páteře pomocí základních posturálních vzorů

Při hodnocení záznamu měření hodnotíme optimální statiku páteře v boční projekci následovně: U staticky kompenzovaného tvaru páteře nacházíme vrchol kyfotické křivky v blízkosti nulové vertikály, relativní rozdíl ventrodorzální vzdálenosti vrcholů krční a bederní lordózy v souřadnici osy y je přibližně 1-2 cm. Pro výpočet staticky kompenzovaného zakřivení páteře jsme dle Kolíska (2003) použili kompenzačního indexu udávajícího poměr hloubky krční lordózy k hloubce bederní lordózy v souřadnici osy y v mm. U staticky dobře kompenzované páteře se hodnoty indexu pohybují v rozsahu 0.66-1,00 (Kolisko et al., 2003).

Typy posturálních vzorů (Kolisko et al., 2003)

Optimální typ postury – staticky kompenzovaný

Hloubka krční lordózy 2 – 2,5 cm a bederní lordózy 3 – 3,5 cm neoptimálněji. Vrchol hrudní křivky je v oblasti Th5-6, dotýká se nulové vertikály, vrchol krční lordózy v oblasti C3, vrchol bederní lordózy v oblasti L3. Hodnoty kompenzačního indexu jsou 0,66 – 1,00.

Optimální typ postury – staticky dekompenzovaný

Hloubka a lokalizace vrcholů jednotlivých křivek shodná s předchozím typem. Vrchol kyfotické křivky je však výrazně ventrálně (výjimečně dorzálně) posunut od nulové vertikální osy. Hodnoty kompenzačního indexu páteře méně než 0,66 signalizují posun v lumbálních segmentech páteře ventrálně. Hodnoty 1,00 a více signalizují posun cervikothorakálních segmentů páteře ventrálně.

Hyperkyfotický typ postury – staticky kompenzovaný

Hodnoty hloubky bederní lordózy od nulové vertikály v mezích normy, ventrální vzdálenost vrcholu krční křivky od nulové vertikální osy výrazně větší než ventrální vzdálenost vrcholu bederní lordózy. Vrchol hrudní kyfózy dorzálně od ideální vertikály.

Hyperkyfotický typ postury – staticky dekompenzovaný

Podobné parametry hloubky a lokalizace krční a bederní lordózy jako u předchozího typu, pouze vrchol kyfotické křivky je ventrálně či dorzálně od nulové vertikální osy. Hodnoty kompenzačního indexu jsou obvykle vyšší než 1,00.

Hyperlordotický typ – staticky kompenzovaný

Výrazně prohloubená hloubka bederní lordózy nad 4,5 cm s vrcholem křivky v oblasti L2-3, vrchol hrudní kyfózy obvykle v oblasti Th6-7 se dotýká nulové vertikály. Ventrální vzdálenost vrcholu krční lordózy od vertikální osy nižší než hloubka bederní křivky.

Hyperlordotický typ – staticky dekompenzovaný

Hodnoty hloubky lordotických křivek přibližně stejné jako v předchozím případě. Ve srovnání s předchozím typem nacházíme výrazně větší ventrální posun vrcholu krční

lordózy od kolmé osy ve srovnání s vrcholem bederní křivky. Vrchol hrudní kyfózy se nachází ventrálně/dorzálně od ideální kolmé osy.

Hyperkyfolordotický typpostury -staticky kompenzovaný

Výrazně zvýšená hloubka krční i bederní lordózy od vrcholu kyfotické křivky, bederní lordóza má o 1-1,5 cm větší hloubku než krční lordóza. Vrchol hrudní kyfózy obvykle v oblasti Th 6-7. Vrchol kyfotické křivky mírně dorzálně nebo se dotýká nulové vertikální osy. Vrchol bederní lordotické křivky nacházíme cca o 1-2 cm ventrálně proti vrcholu krční lordózy.

Hyperkyfolordotický typ postury -staticky dekompenzovaný

Podobné parametry lordotických křivek jako v předchozím případě. Vrchol hrudní kyfózy ventrálně od ideální vertikály. U výrazně dekompenzované hyperkyfolordotické páteře nalézáme vrchol krční lordózy výrazně ventrálně před vrcholem bederní lordózy.

Typ postury s plochou páteří – staticky kompenzovaný

Vrchol hrudní kyfózy a vrcholové obratle lordotických křivek obvykle posunuty mírně ventrálně nebo se dotýkají nulové vertikální osy. Hloubka krční i bederní lordózy je výrazně snížena, vrchol kyfotické křivky nacházíme mírně dorzálně.

Typ postury s plochou páteří – staticky dekompenzovaný

Charakteristika křivek je podobná jako v předchozím případě. Vrchol hypokyfotické křivky a vrcholy lordotických křivek nacházíme posunuty ventrálně od nulové vertikální osy.

4.5.2.3 Metodika hodnocení statiky páteře pomocí základních skoliotických vzorů

Při tomto způsobu hodnocení analyzujeme vzájemné funkční vztahy mezi postavením ramen a pánve.

Vzor „0“ je charakteristický asymetrickým postavením akromionů v ose x, y, z a bez výrazných známek asymetrie zadních horních spin v ose x, y, z.

Vzor „I“ je charakteristický asymetrickým postavením akromionů v ose x, y, z a asymetrickým postavením zadních horních spin na kolaterální stranu deprese ramene.

Vzor „II“ je charakteristický asymetrickým postavením akromionů v ose x, y, z a asymetrickým postavením zadních horních spin na kontralaterální stranu deprese ramene.

4.5.2.4 Metodika hodnocení polohy acromionů

Ze záznamu hodnotíme absolutní výšku pravého i levého acromionu, jejich boční asymetrické postavení a rotační výchylku. Škálové parametry získáme jako rozdíl hodnot pravého a levého acromia v souřadnici x, y, z. Asymetrie výšky obou acromionů je graficky zobrazena v předozadní i boční projekci. Za normativ lze považovat rozdíl hodnot do 1 cm. Výškové rozdíly acromií jsou spojeny s výskytem skolióz, kdy krátké skoliotické křivky nacházíme zejména v oblasti hrudní páteře – Th1, Th2, výjimečně v oblasti C7 s převažující levostrannou orientací křivky (Kolísko et al., 2003).

Tabulka 1: Škála pro hodnocení postavení akromionů (Kolísko et al., 2003)

<i>Kvalita</i>	<i>Ideální norma</i>	<i>Mírná odchylka</i>	<i>Výrazná odchylka</i>	<i>Velmi výrazná odchylka</i>
<i>Výška (osa z)</i>	0 – 1 cm	1,1 – 2,4 cm	2,5 – 3,9 cm	4 a více cm
<i>Boční asym. (osa x)</i>	0 – 1 cm	1,1 – 2,4 cm	2,5 – 3,9 cm	4 a více cm
<i>Rotace (osa y)</i>	0 – 1 cm	1,1 – 2,4 cm	2,5 – 3,9 cm	4 a více cm

4.5.2.5 Metodika hodnocení polohy zadních horních spin

Velikost asymetrie postavení zadních horních spin v osách x, y, z vypočteme jako rozdíl hodnot pravé a levé zadní horní spin v souřadnici x, y, z. Za funkční normu nebo možnou subjektivní chybu měření považujeme odchylku do 0,5 cm (Kolísko et al., 2003).

Tabulka 2: Škála pro hodnocení postavení zadních horních spin (Kolisko et al., 2003)

<i>Kvalita</i>	<i>Ideální norma</i>	<i>Mírná odchylka</i>	<i>Výrazná odchylka</i>	<i>Velmi výrazná odchylka</i>
<i>Výška (osa z)</i>	0 – 0,3 cm	0,4 – 0,6 cm	0,7 – 0,9 cm	0,9 a více cm
<i>Boční asym. (osa x)</i>	0 – 0,5 cm	0,6 – 1,5 cm	1,6 – 2,5 cm	2,6 a více cm
<i>Rotace (osa y)</i>	0 – 0,3 cm	0,4 – 0,5 cm	0,6 – 0,8 cm	0,9 a více cm

4.5.2.6 Hodnocení tíže skoliotické křivky

Hodnotíme vzdálenost bodů laterálně od nulové vertikály. Lokalizujeme kraniální a kaudální konec křivky (nejmenší laterální vzdálenost měřených bodů v ose x od ideální vertikály) a vrchol skoliotické křivky (největší laterální vzdálenost měřeného bodu v ose x od ideální vertikály, který leží přibližně uprostřed křivky). Z rozdílů hodnot vzdálenosti bodů od osy x mezi kraniálním a kaudálním koncem křivky a vrcholem křivky můžeme vypočítat vychýlení trnového výběžku na vrcholu zakřivení (Kolisko et al., 2003).

U skoliotických deviací pozorujeme na zobrazení bodů konkávní zakřivení postihující delší nebo kratší úsek páteře.

4.6 Somatometrie

Somatometrie podle Hrdličkovy definice představuje systém technik měření a pozorování člověka a částí jeho těla nejpřesnějšími prostředky a metodami k vědeckým účelům (Fetter, 1967). Somatometrií lze objektivně zjišťovat vliv sportu na tělesný stav jedince.

Podle Černé (2010) slouží somatometrická měření jako podklad pro morfologickou analýzu těla a tělesného složení. Umožňují hodnotit jedince nebo skupiny, sportovce nebo běžnou populaci ve vztahu k normě či mezi sebou navzájem. Vyžadují taktéž profesionální zvládnutí vyšetřovacích technik, aby získaná data byla v maximální možné míře přesná a objektivní. Největší výhodou somatometrie je standardizace používaných bodů, rozměrů a nástrojů, což zajišťuje srovnatelnost i reprodukovatelnost různých antropometrických výzkumů v rámci populace.

Každý výzkumník pak má možnost zvolit si a použít pozorování a míry, které jsou pro jeho práci nejvhodnější.

Lidský organismus se vyvíjí nejen v závislosti na vnějším prostředí, ale uplatňuje se zde i komplex faktorů, se kterými je třeba při sledování morfologických změn počítat. Mezi ně patří (Fetter, 1967):

1. *Dědičnost* – po svých rodičích přejímáme základní charakteristické vlastnosti, které se dále v průběhu života formují.
2. *Zákonitosti růstu* – uplatňují se již od narození a jsou vlastní všem rostoucím organismům.
3. *Puberta a pohlavní diferenciaci* – během růstu se rozvíjí funkční a tvarové charakteristiky, které jsou charakteristické jak pro pohlaví ženské, tak pro pohlaví mužské.
4. *Závislost tvaru na funkci* – každý orgán nebo funkce, pokud jsou používány v mezích normy, odpovídají přiměřeným zvětšením, kapacitou, akceschopností.
5. *Variabilita* – lidské tělo, jeho části, rysy, charakter a funkce podléhají v každém věku určité variaci nebo oscilaci, a to nehledě na pohlaví.
6. *Korelace a kompenzace* – projevuje se v určitých základních vzájemných poměrech růstu všech částí těla. V případě určité vývojové disharmonie dokáže organismus uplatnit kompenzační mechanismy ve smyslu převzetí konkrétní funkce nebo následné hypertrofie či atrofie jednotlivých orgánů.
7. *Plasticita, elasticita reakce a adaptace* – tvárnost a schopnost organismu přizpůsobit se prostředí je ovlivněna mnoha činiteli. V případě působení mechanického tlaku mají jednotlivé buňky díky své elasticitě tendenci vracet se do původního tvaru. Každé dráždění ovšem vede k reakcím, které v případě dostatečně dlouhé stimulace směřují k vytvoření adaptace.

EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

5 Cíl práce

Cílem diplomové práce je zhodnocení vlivu tréninkové zátěže na rozvoj vybraných somatických charakteristik naměřených standardní antropometrickou technikou a dotykovým systémem DTP 3 u mladých hráčů ledního hokeje na základě porovnání rozdílových hodnot zjištěných u stejně staré populace dětí bez pravidelné tréninkové zátěže.

Dílčí cíle:

- 1) Provést somatometrické a diagnostické vyšetření výzkumného souboru
- 2) Vypočítat a statisticky zpracovat získaná data
- 3) Analyzovat výsledky a vyvodit závěry pro praxi

6 Metodika výzkumu

Za účelem získání dat v rámci somatometrického vyšetření a z vyšetření systémem DTP 3 bylo vyšetřeno celkem 52 hráčů hokejového klubu HC Plzeň 1929, a to během června 2011 v rehabilitačních prostorách zimního stadionu HC Plzeň 1929. Měření probíhalo v rozmezí dvou týdnů dle volna hráčů během letní přípravy vždy v dopoledních hodinách. Po domluvě s hlavním trenérem mládeže byli osloveni hráči žákovské a mladší dorostenecké věkové kategorie. Věkové rozpětí probandů se pohybovalo mezi 10-ti a 15-ti lety včetně. Veškeré vyšetření bylo z důvodu nezletilosti hráčů provedeno s písemným souhlasem rodičů.

Všechna data získaná ze somatometrického měření hráčů byla porovnána s reprezentativními soubory tělesných rozměrů z výzkumu Bláhy (1986, 2006) a Vignerové et al. (2006). Vzhledem k neexistenci referenčních dat z vyšetření systémem DTP 3 pro dané věkové kategorie jsme za účelem porovnání proměřili stejně velký vzorek mládeže bez pravidelné sportovní aktivity ze Základní školy Planá, přičemž v každé věkové kategorii byl stejný počet studentů jako hráčů. Kontrolní měření studentů bylo provedeno v dopoledních hodinách v učebně ZŠ Planá na základě písemného souhlasu rodičů během června 2013.

S měřením svého dítěte souhlasilo necelých 68% z celkem 154 oslovených rodičů. Poměr mezi oslovenými a změřenými/vyšetřenými mladými hokejisty ukazuje následující tabulka 3.

Tabulka 3. Četnost oslovených a změřených/vyšetřených hráčů

Osloveno	Změřeno	
n	n	%
154	104	67,53

Legenda:

n = četnost oslovených

% = procentuální zastoupení

Veškerá měření byla provedena autorem této práce. Před samotným měřením byl každý proband seznámen s průběhem vyšetření. Po zjištění a zaznamenání osobních údajů (jméno, datum narození, identifikační značka) bylo následně provedeno nejprve somatometrické vyšetření (pouze u hráčů), po kterém následovalo vyšetření systémem DTP 3. Všechny somatometrické charakteristiky byly zaznamenány do záznamových listů,

data z vyšetření diagnostickým systémem DTP 3 byla automaticky ukládána do osobního počítače. Žádná z vyšetřovaných osob neměla v době měření jakékoliv zdravotní obtíže, v minulosti neprodělala vážnější zranění ani operaci, ani nikomu nebyla lékařem diagnostikována skolióza.

Pro relevantní porovnání somatických parametrů s referenčními tabulkami byl u každého probanda vypočítán chronologický věk, který byl stanoven k datu měření v decimální soustavě v desetínách roku a zařazen do příslušné věkové kategorie v ročním rozpětí (Kopecký, 2011). V tabulce 4 je ukázána četnost zastoupení hráčů v jednotlivých věkových kategoriích.

Tabulka 4. Počet hráčů/studentů v jednotlivých věkových kategoriích

Věk	Hráči (n) / Studenti (n)
10,00 – 10,99	8/8
11,00 – 11,99	11/11
12,00 – 12,99	9/9
13,00 – 13,99	10/10
14,00 – 14,99	8/8
15,00 – 15,99	6/6
Celkem	52/52

Legenda:

n = počet hráčů/studentů

6.1 Hodnocení dat

Naměřené somatometrické charakteristiky sledovaného souboru byly uloženy a základně statisticky zpracovány v programu Microsoft Office Excel 2007 (výpočet normalizovaného indexu, průměru a směrodatné odchylky). Normalizovaný index byl zvolen jako standardizační metoda kvůli nízkému počtu a nerovnoměrnému rozložení probandů v jednotlivých věkových kategoriích. Je dán vztahem:

$$n.i. = X_{hr.} - X_n / S_n$$

kde: $X_{hr.}$ - průměrná hodnota dané charakteristiky

X_n - průměrná hodnota dané charakteristiky referenční populace

S_n - směrodatná odchylka dané charakteristiky referenční populace

Díky této metodě lze zjistit, o kolik se v jednotkách směrodatné odchylky odlišuje naměřená hodnota dané charakteristiky od referenční hodnoty souboru populace. Tedy o kolik směrodatných odchylek je hodnocený parametr větší či menší než aritmetický průměr normové populace. Pokud se hodnota normalizačního indexu pohybuje v rozmezí $\pm 0,75s$, lze považovat daný znak za průměrný. Rozvoj znaku v rozmezí hodnot $\pm 0,76s$ až $\pm 1,50s$ značí nadprůměrnost/podprůměrnost sledovaného souboru oproti souboru normovému. Je-li normalizační odchylka vyšší/nížší než $\pm 1,50s$, považuje se sledovaný znak u srovnávaného souboru ve vztahu referenčnímu za vysoce nadprůměrný/podprůměrný. Kladná hodnota normalizačního indexu znamená vyšší průměrnou hodnotu hodnoceného parametru oproti hodnotě referenčního souboru, záporná hodnota značí nižší průměrné hodnoty sledovaného parametru vzhledem k hodnotám referenčního souboru. Díky této standardizaci lze hodnotit charakteristiky bez ohledu na věk.

Hodnoty průměrů normové populace a směrodatné odchylky jednotlivých charakteristik vychází z údajů 6. CAV 2001 (Vignerová et al., 2006) a z výzkumu Bláhy et al. (1986, 2006).

Hodnoty naměřené pomocí systému DTP-3 byly zpracovány RNDr. Jakubem Krejčím, Ph.D., členem Katedry přírodních věd v kinantropologii, FTK UP v Olomouci, a to s využitím programu MATLAB, verze 7.6 (The MathWork, Inc., Natick, USA). Databáze byla následně uložena v programu Microsoft Office Excel 2007. Vzhledem k tomu, že pro námi vybranou věkovou kategorii a profesní skupinu nejsou k dispozici žádné referenční hodnoty, nemohla být provedena standardizace pomocí normalizačního indexu. Výsledky měření byly autorem práce vyhodnocovány pouze těmito statistickými ukazateli: aritmetický průměr a směrodatná odchylka.

6.2 Somatometrické měření

U každého probanda byly vybrané somatometrické parametry měřeny standardní antropometrickou technikou dle Martina-Sallera při respektování metodických pravidel (Bláha et al, 1986; Riegerová, Ulbrichová, 2006). Jednalo se o tělesnou hmotnost, výškové, šířkové a obvodové rozměry. K měření byl využit klasický antropometrický instrumentář: antropometr, digitální nášlapná váha Tanita, pelvimetr a pásová míra s milimetrovou škálou. Během každého měření byl proband pouze ve spodním prádle.

6.2.1 Sledované charakteristiky a jejich popis

M71 Tělesná hmotnost – měřeno ve vzpřímeném stoji bez obuvi na digitální nášlapné váze s přesností 0,1 kg.

Výškové rozměry:

M1 Tělesná výška (v-z) je vertikální vzdálenost vertexu od podložky.

Během měření stál proband vzpřímeně na rovné ploše, hlava byla v rovnovážném postavení, záda, hýždě a paty se dotýkaly stěny, horní končetiny byly volně podél těla. K měření byl použit antropometr.

M4 Výška bodu suprasternale (sst-z) – výška bodu suprasternale (bod ležící na horním okraji prsní kosti v její mediální rovině) od země.

M6 Výška bodu symphision (sy-z) – výška bodu symphision (bod ležící na horním okraji spony stydké v její mediální rovině) od země.

M8 Výška bodu acromiale (a-z) - výška bodu acromiale (bod nejvíce laterálně položený na akromiálním výběžku lopatky při vzpřímeném stoji s připáženou končetinou) od země. Měřeno na pravé straně antropometrem,

Šířkové rozměry:

M35 Biakromiální šířka ramen (a-a) - přímá vzdálenost pravého a levého bodu acromiale. Měřeno pelvimetrem.

M36 Transverzální průměr hrudníku – šířka hrudníku měřená ve výši středu sternu, resp. ve výši bodu mesosternale (bod ve výši úponu 4. žebra v mediální čáře sternu).

M 37 Sagitální průměr hrudníku – přímá vzdálenost bodu mesosternale od trnového výběžku obratle ležícího v téže vodorovné poloze.

Obvodové rozměry:

M61 Střední obvod hrudníku (othm) – měří se přes mesosternale v neutrální poloze hrudníku (u mužů probíhá pásová míra vzadu těsně pod dolními úhly lopatek, vpředu těsně nad prsními bradavkami).

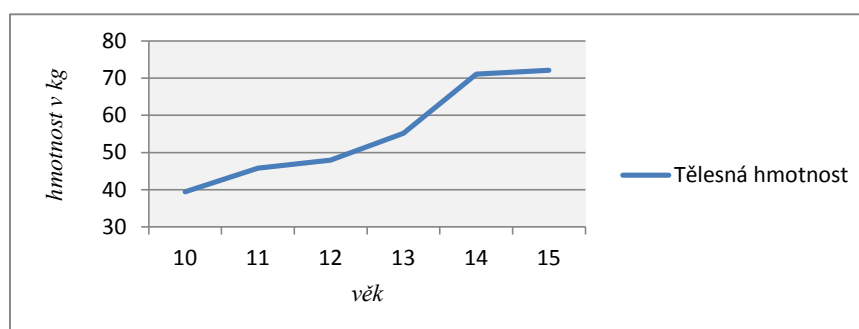
M62 Obvod břicha - měřeno ve výši pupku (tj. přes omphalion).

7 Výsledky

7.1 Tělesná hmotnost

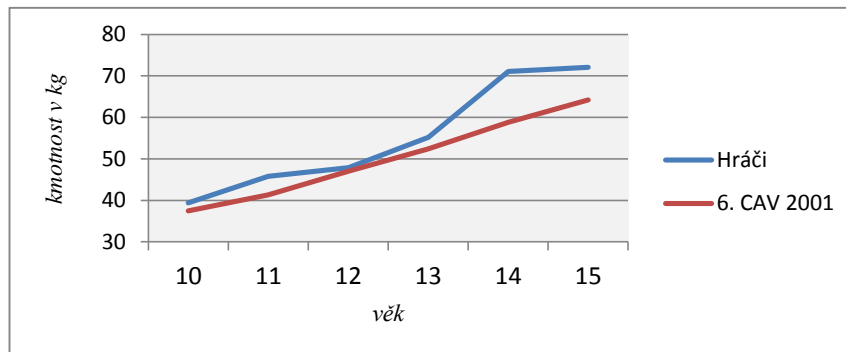
Tělesná hmotnost hráčů se u sledovaných věkových kategorií pohybuje v rozmezí 39,4 – 72,1 kg. Nejnižší meziroční přírůstek hmotnosti jsme zaznamenali mezi 14. a 15. rokem, a to 1kg. Nejvyšší meziroční přírůstek pak mezi 13. a 14. rokem, a to 15,9 kg. Období nejvyššího zvýšení hmotnosti mezi 13. a 15. rokem (o 16,9 kg) se překrývá s obdobím maximálního přírůstku tělesné výšky (16,8 cm). Lze tedy konstatovat, že v tomto období při zvýšení tělesné výšky o 1 cm dochází také k nárůstu tělesné hmotnosti o 1 kg.

Konkrétní hodnoty ukazují, že hráči ve věku 10-ti let váží průměrně 39,4 kg, ve věku 11-ti let pak 45,8 kg. Ve 12-ti letech se hmotnost zvýšila na 47,9 kg, ve 13-ti letech dosahuje 55,2 kg. 77,1 kg a 72,1 kg jsou hodnoty posledních dvou věkových kategorií.



Obr. 2: Graf tělesné hmotnosti hráčů

Průměrné hodnoty tělesné hmotnosti hráčů a jejich porovnání s průměrnými hmotnostmi chlapců z šetření provedeném Bláhou et al. (2006) jsou uvedeny v tabulce 5. Normalizační index vykazuje pouze kladné hodnoty, ve všech věkových kategoriích jsou tedy v porovnání s referenčním vzorkem z 6. CAV 2001 průměrné hodnoty tělesné hmotnosti našeho souboru vyšší. Výrazněji nadprůměrných hodnot při srovnání s referenčním vzorkem dosahuje věková kategorie čtrnáctiletých.

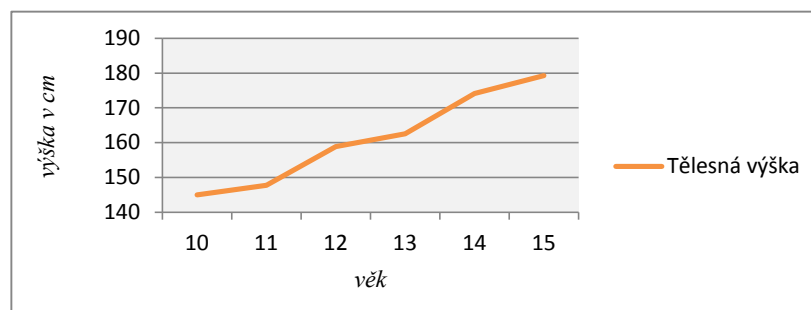


Obr. 3: Graf tělesné hmotnosti hráčů v porovnání s 6. CAV 2001

7.2 Výškové rozměry

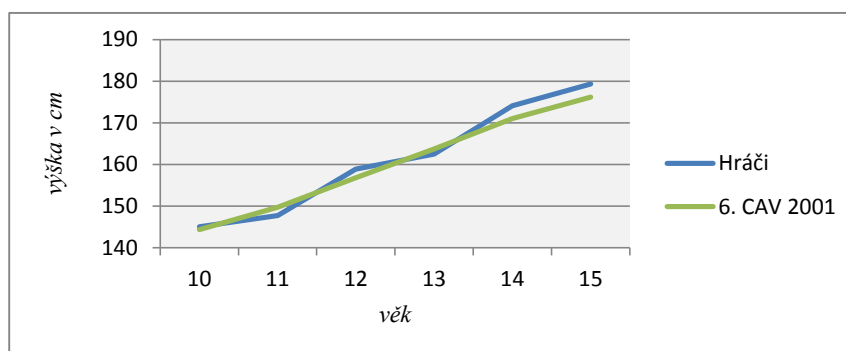
Tělesná výška hráčů se u sledovaných kategorií pohybuje v rozmezí 145,0 až 179,3 cm. Období pubertálního růstového zrychlení, charakteristické pro tyto věkové kategorie, vykazuje maximum přírůstku mezi 13. a 15. rokem věku, a to 16,8 cm. Nejnižší meziroční přírůstek jsme zaznamenali mezi 10. a 11. rokem (2,7 cm), nejvyšší pak mezi 13. a 14. rokem (11,6 cm).

Z konkrétních tabelárních hodnot je průměrná tělesná výška desetiletých chlapců 145,0 cm. V následující věkové kategorii jedenáctiletých je průměrná hodnota tělesné výšky o 2,7 cm větší, tj. 147,7 cm. Kategorii dvanáctiletých charakterizuje výrazný nárůst hodnoty tělesné výšky na 158,9 cm. Průměrné hodnoty u třináctiletých hráčů jsou 162,5 cm, čtrnáctiletých pak 174,1 cm. V poslední měřené kategorii patnáctiletých je průměrná tělesná výška 179,3 cm.



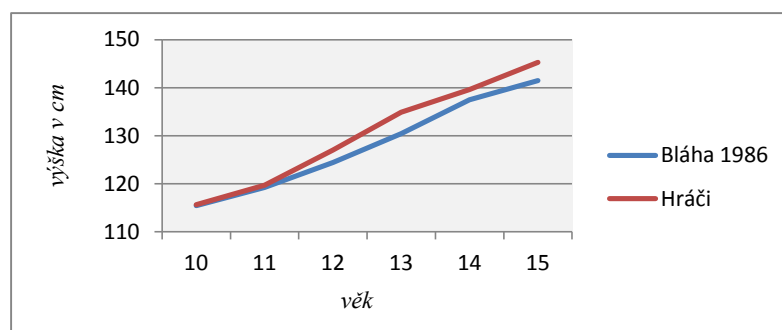
Obr. 4: Graf tělesné výšky hráčů

Průměrné hodnoty tělesné výšky hráčů a jejich porovnání s průměrnými výškami chlapců z šetření provedeném Bláhou et al. (2006) jsou uvedeny v tabulce 6. Normalizační index vykazuje záporné hodnoty pouze u věkové kategorie 11,00 – 11,99 a 13,00 a 13,99. Průměrné hodnoty tělesné výšky našeho souboru hráčů jsou tedy v těchto dvou věkových kategoriích nižší v porovnání s referenčním vzorkem z 6. CAV 2001.



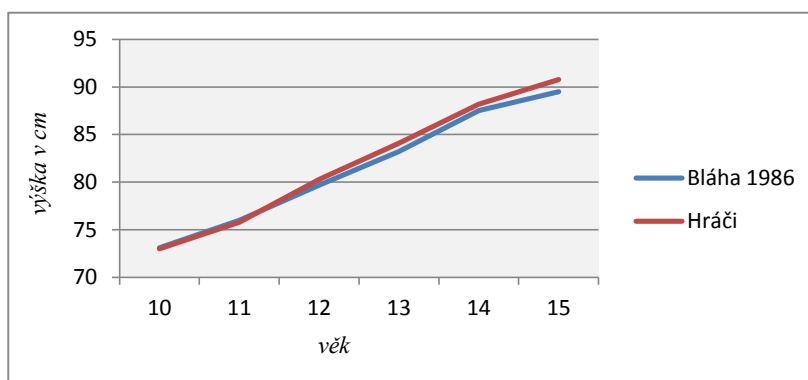
Obr. 5: Graf tělesné výšky hráčů v porovnání s 6. CAV 2001

Průměrné hodnoty výšky bodu suprasternale se pohybují v rozmezí 115,6 až 145,3 cm. Období maximálního přírůstku je indikované mezi jedenáctým a třináctým rokem, a to 15,2 cm. Nejnižší meziroční přírůstek, 4,1 cm, jsme zaznamenali mezi prvními dvěma věkovými kategoriemi, nejvyšší přírůstek, 7,9 cm, byl zaznamenán mezi dvanáctým a třináctým rokem. Při porovnání hodnot s výzkumem provedeným Bláhou (1986) jsou rozdíly mezi jednotlivými průměry od 0,2 do 4,8 cm. Konkrétní hodnoty jsou uvedeny v tabulce 7.



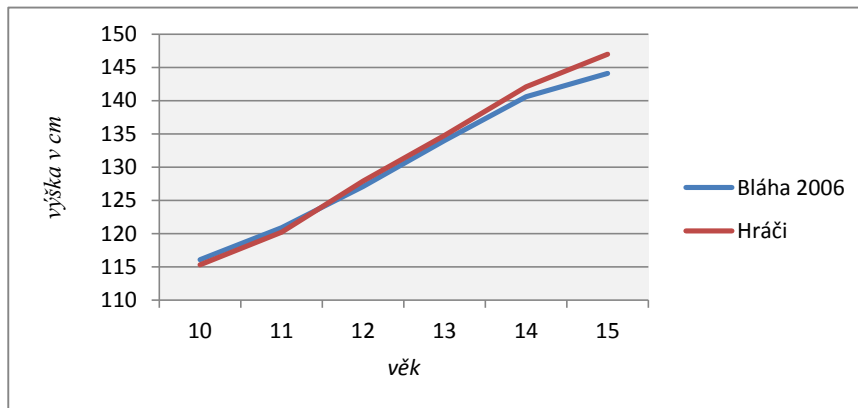
Obr. 6: Graf výšky bodu suprasternale hráčů v porovnání s Bláhou 1986

Výška bodu symphysis je charakterizována průměrnými hodnotami mezi 73,0 – 90,7 cm. Pubertální růstový spurt je indikován v období mezi jedenáctým až čtrnáctým rokem s maximem přírůstku mezi jedenáctým a třináctým rokem (8,3 cm). Nejnižší roční přírůstek je mezi posledními dvěma věkovými kategoriemi (1,5 cm), nejvyšší pak mezi 11-ti a 12-tiletými (4,5 cm). Porovnání získaných rozměrů s šetřením Bláhy (1986) ukazuje na nižší hodnoty výšky našeho souboru u deseti a jedenáctiletých, ostatní věkové kategorie vykazují hodnoty lehce převyšující průměry referenčního souboru. Konkrétní hodnoty jsou obsaženy v tabulce 8.



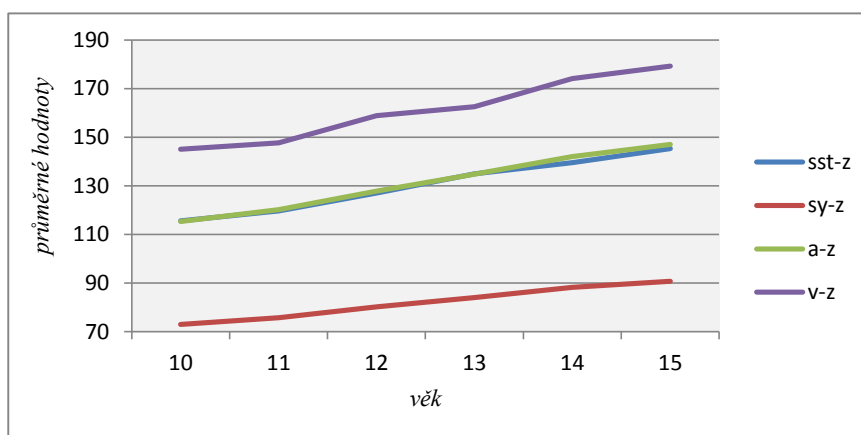
Obr. 7: Graf výšky bodu symphysis hráčů v porovnání s Bláhou 1986

Výška bodu acromiale se pohybuje v rozmezí 115 - 147 cm. Mezi dvanáctým a čtrnáctým rokem dochází k největšímu výškovému přírůstku, a to 14,2 cm, průměrné roční přírůstky se pohybují v rozmezí 4,9 cm až 7,7 cm. Od věkové kategorie čtrnáctiletých jsou hodnoty akromiální výšky v porovnání s výškou bodu suprasternale již výrazněji vyšší. Konkrétní průměrné hodnoty výšky nadpažku hráčů a jejich porovnání s průměrnými výškami chlapců z šetření provedeném Bláhou et al. (2006) jsou uvedeny v tabulce 9.



Obr. 8: Graf výšky bodu acromiale hráčů v porovnání s Bláhou 2006

Srovnání všech výškových hodnot ukazuje obrázek 9.

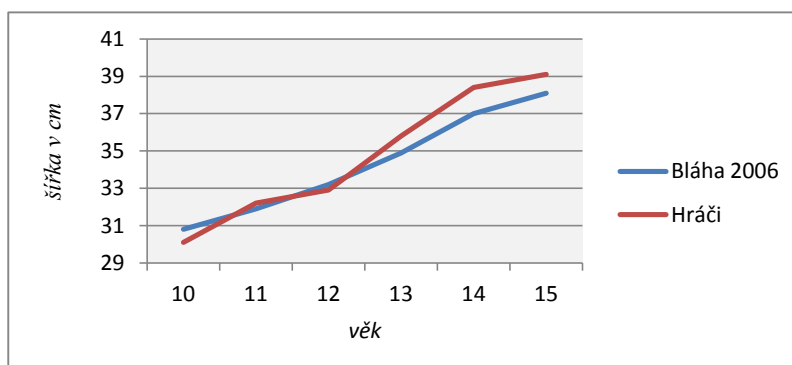


Obr. 9: Graf porovnání výškových rozměrů hráčů

7.3 Šířkové rozměry

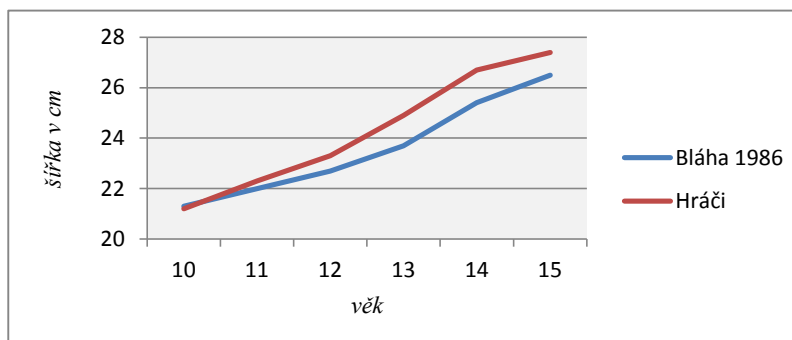
Průměrné hodnoty biakromiální šířky se pohybují v rozmezí 30,1 cm až 39,1 cm. Nejnižší roční přírůstek jsme zaznamenali 0,7 cm, nejvyšší pak 3,6 cm. Období maximálního přírůstku se nachází mezi dvanáctým a čtrnáctým rokem (5,5 cm). Nižších hodnot při porovnání s referenčním vzorkem dosahuje kategorie deseti a dvanáctiletých. Konkrétní údaje jsou tabelárně zpracovány a porovnány s hodnotami získanými Bláhou (2006), viz tabulka 10. Rozdíl mezi průměrnými hodnotami biakromiální šířky naměřenými

systemem DTP 3 a při somatometrickém vyšetření je dvou až pět milimetrový. Porovnaná zjištění ukazuje tabulka 11.



Obr. 10: Graf biakromiální šířky hráčů v porovnání s Bláhou 2006

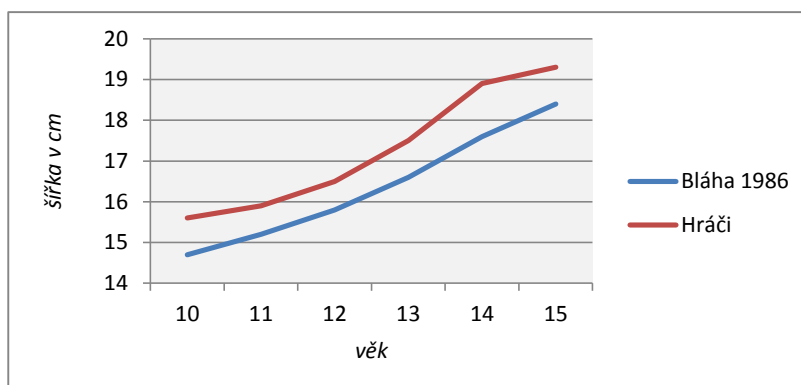
Transverzální průměr hrudníku dosahuje hodnot od 21,2 cm do 27,4 cm s maximem přírůstků mezi třináctým a čtrnáctým rokem (1,8 cm). Nižší hodnoty v porovnání s referenčním vzorkem Bláhy (1986) vykazuje pouze věková kategorie desetiletých, mezi ostatními věkovými kategoriemi se průměrné hodnoty liší od 0,3 cm do 1,3 cm. Konkrétní rozměry jsou uvedeny v tabulce 12.



Obr. 11: Graf transverzálního průměru hrudníku hráčů v porovnání s Bláhou 1986

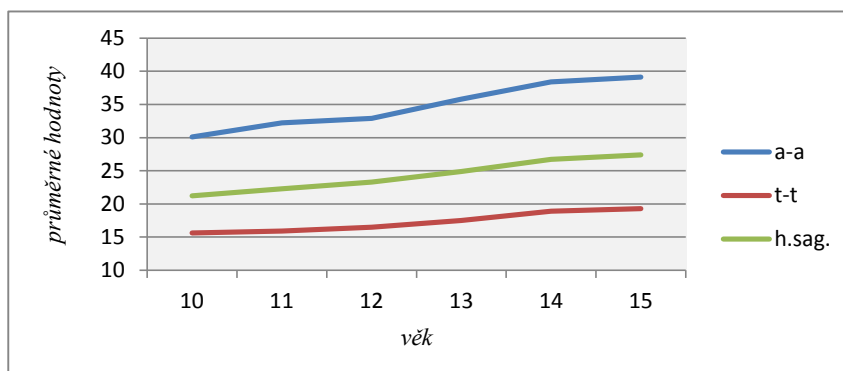
Průměrné hodnoty sagitálního průměru hrudníku jsou v rozmezí 15,6 cm až 19,3 cm. Maximum přírůstků mezi dvanáctým a čtrnáctým rokem činí 2,4 cm, nejnižší roční přírůstek jsme zaznamenali mezi desátým a jedenáctým rokem, a to 0,3 cm, nejvyšší roční přírůstek, 1,4 cm, pak mezi třináctým a čtrnáctým rokem. Normalizační index vykazuje

pouze kladné hodnoty, oproti referenčnímu vzorku Bláhy (1986) jsou tedy hodnoty hráčů ve všech kategoriích větší. Konkrétní rozměry jsou zaznamenány v tabulce 13.



Obr. 12: Graf sagitálního průměru hrudníku hráčů v porovnání s Bláhou 1986

Srovnání všech šířkových hodnot ukazuje obrázek 13.

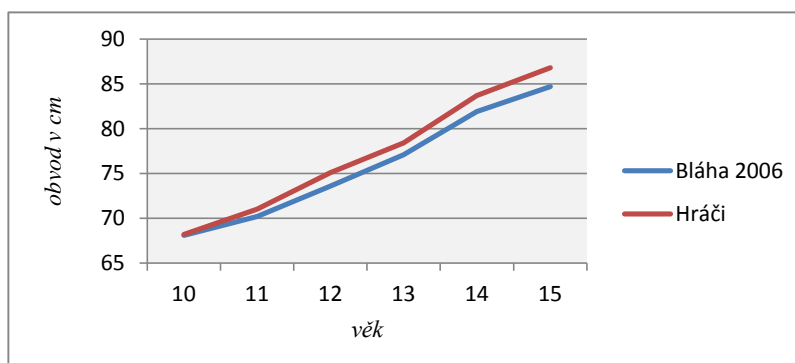


Obr. 13: Graf srovnání šířkových rozměrů hráčů

7.4 Obvodové rozměry

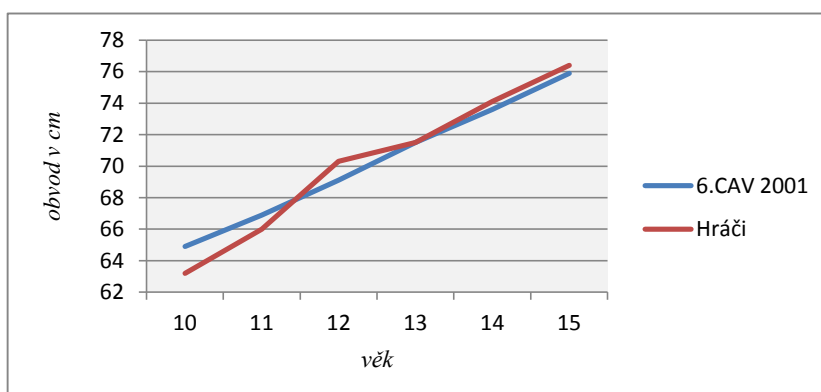
U mezosternálního obvodu hrudníku byly zjištěny průměrné hodnoty v rozmezí 68,2 cm až 86,8 cm s ročním přírůstkem mezi 2,8 cm až 5,3 cm. Období maximálního přírůstku pak nacházíme mezi dvanáctým a čtrnáctým rokem, a to 8,6 cm. Oproti referenčnímu vzorku (Bláha, 2006) jsou námi získané hodnoty ve všech věkových kategoriích větší, minimálně (o 0,1cm) se liší u první věkové kategorie, maximálně (o 2,1 cm) u poslední

věkové kategorie. Přehled naměřených hodnot a jejich porovnání s referenčním vzorkem nabízí tabulka 14.



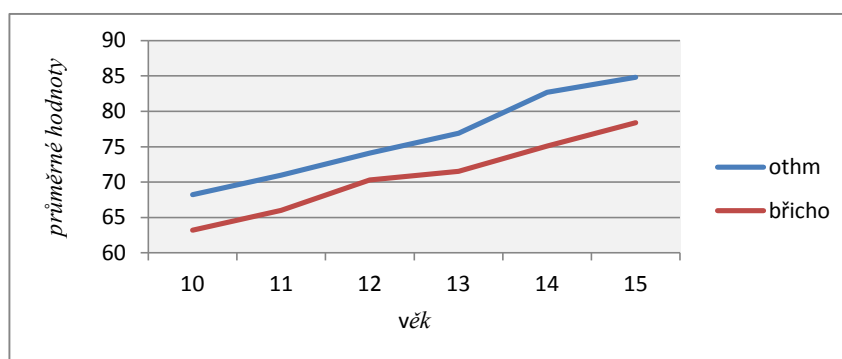
Obr. 14: Graf mezosternálního obvodu hráčů v porovnání s Bláhou 2006

Průměrné hodnoty obvodu břicha se pohybují v rozmezí 63,2 kg a 76,4 kg. Období maximálního přírůstku je mezi desátým a dvanáctým rokem (7,1 cm). Nejnižší meziroční přírůstek, 1,2 cm, a nejvyšší meziroční přírůstek 4,3 cm, se nacházejí mezi dvanáctým a třináctým, resp. jedenáctým a dvanáctým rokem. V rámci porovnání s údaji zaznamenanými Vignerovou et al. (2006) jsou průměrné hodnoty hráčů nižší u prvních dvou věkových kategorií, zbylé kategorie se od referenčního vzorku liší od 0 cm do 1,2 cm. Konkrétní hodnoty jsou uvedeny v tabulce 15.



Obr. 15: Graf obvodu břicha hráčů v porovnání s 6. CAV 2001

Srovnání obvodových hodnot ukazuje obrázek 16.



Obr. 16: Graf porovnání obvodových rozměrů

7.5 Měření diagnostickým systémem DTP 3

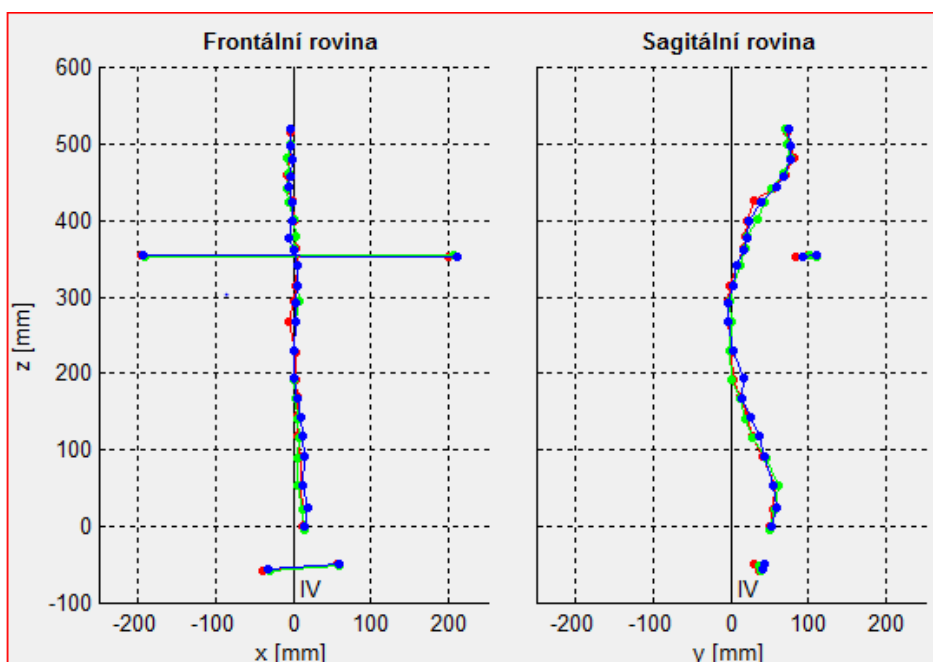
Před zahájením vlastního vyšetření bylo nutné u každého probanda označit kožní projekce obou acromionů (angulus acromii dexter et sinister), zadních horních iliakálních spin a trnových výběžků obratlů C3 – L5. Dále byly označeny středy Achillových šlach nad patními kostmi.

Měření probíhalo v jedné poloze, a to v návykovém stoji na plošině bez fixace. Po nástupu probanda na plošinu, kdy se patami dotýkal aretačního zařízení, byl na tomto zařízení nastaven nulový bod pro vztyčení ideální vertikály (ten je definován jako střed spojnice pat mezi body označenými na středech úponů Achillových šlach). Poté byly snímány kalibrovací body a označené kožní projekce, a to v následujícím pořadí:

- Tři nastavovací body na základní nastavovací desce v pořadí Z₁, Z₂, Z₃
- Tři nastavovací body na plošině
- Levý acromion
- Pravý acromion
- Levá zadní horní iliakální spina
- Pravá zadní horní iliakální spina
- Trnové výběžky obratlů C3 až L5

V našem případě bylo vyšetření u každého probanda provedeno celkem třikrát (viz obrázek). Přesnost snímání označených bodů je ovšem závislá na stabilitě probanda.

V případě, že se rozdíly polohy sledovaných bodů v opakovaných měřeních pohybují v pásmu $\pm 0,5$ cm, lze tento záznam hodnotit jako stabilní.



Obr. 17: Grafický záznam měření u konkrétního probanda. Jednotlivá měření jsou barevně oddělena.

U všech věkových kategorií námi sledované (experimentální) skupiny i u skupiny kontrolní jsme podle navržené metodiky sledovali polohy standardně označených bodů v oblasti páteře a trupu, zajímalo nás zejména srovnání polohy pravého a levého acromionu i pravé a levé zadní horní spiny v souřadnicích os x, y, z. Sledovali jsme také zastoupení jednotlivých posturálních skoliotických vzorů, hodnotili jsme typy postury. V rámci osy x jsme změny související se skoliotickým držením analyzovali pomocí polohy trnových výběžků vůči ideální vertikále a orientačně hodnotili tíži a případné změny skoliotické křivky. Z polohy trnových výběžků v boční projekci (osa y) jsme určovali úhlové a hloubkové parametry páteřních křivek a stanovili jsme kompenzační indexy pro možnost hodnocení statiky páteře.

7.5.1 Hodnocení tíže skoliotické křivky

Hodnocení tíže skoliotické křivky vychází z výchylky polohy trnových výběžků vůči nulové vertikále v souřadnicích osy x. U lehčích skoliotických křivek (cca do 20° dle

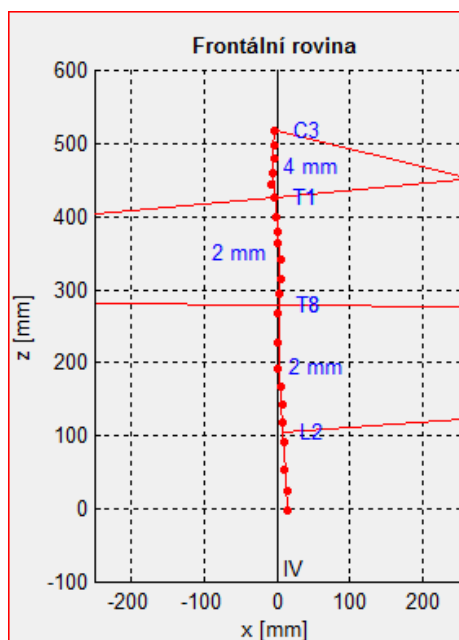
Cobba) nejsou obvykle dle Koliska (2003) rozdíly mezi vrcholem, začátkem a koncem skoliotické křivky větší než 2 cm. Skoliotické křivky nad 20° mají obvykle tyto rozdíly větší než 2 cm a skoliotické křivky nad 30° mají tyto rozdíly vyšší téměř vždy.

V našem případě se v celém souboru hráčů nevyskytl nikdo bez naznačené skoliotické křivky, v úvahu je ovšem potřeba brát možnou odchylku měření. Nejmenší vzdálenost vrcholu skoliotické křivky od ideální vertikály byla 0,8 mm, tedy minimální odchýlení od středové osy, největší pak 39,9 mm, což značí již velmi výrazné zakřivení. V celém souboru pak převažuje hlavní skoliotická křivka v oblasti hrudní páteře, přičemž mezi deseti až dvanáctiletými nacházíme tuto křivku více kraniálněji, od kategorie třináctiletých se posouvá směrem kaudálním.

Kontrolní skupina studentů nevykazuje oproti skupině hráčů žádné výraznější rozdíly. Nejmenší vychýlení od ideální vertikály jsme naměřili 1,2 mm, největší 25,3 mm. Také v tomto souboru převažují křivky hrudní, s tendencí posunu více kraniálně.

Konkrétní oblast skoliotické křivky a vzdálenost jejího vrcholového obratle od ideální vertikály popisuje tabulka 37.

U obou skupin, vyjma jednoho probanda na každé straně, nepřekračují laterální odchylky 20 mm, křivky lze tedy hodnotit jako lehké, funkční.



Obr. 18: Skoliotická křivka u konkrétního probanda

7.5.2 Hodnocení pomocí význačných bodů

V hodnoceném vzorku 52 probandů se nevyskytl nikdo s výraznou deformitou páteře. Bylo proto možné využít i hodnocení pomocí význačných bodů, kterými jsou:

1. Vrchol krční lordózy V_C – lokální maximum
2. Cervikotorakální přechod CT – inflexní bod
3. Vrchol hrudní kyfózy V_T – lokální minimum
4. Torakolumbální přechod TL – inflexní bod
5. Vrchol bederní lordózy V_L – lokální maximum

V tabulce 38 jsou popsány polohy význačných bodů v jednotlivých segmentech páteře. Jak je z této tabulky patrné, u hodnoceného souboru hráčů jsou nejčastěji zastoupená lokální maxima v segmentu C3 - C4, resp. L3 – L4, což koresponduje s lokálními maximy popisovanými Čihákem (1987), který vrchol krční lordózy připisuje segmentu C4 – C5, vrchol bederní lordózy pak odpovídá našemu zjištění. Polohu lokálního minima zastupuje nejčastěji segment Th7 – Th8, Čihák jako vrchol popisuje segment Th6 – Th7. Poloha inflexních bodů byla nejhojněji zastoupena v segmentech C7 – Th1, resp. Th11 – Th12.

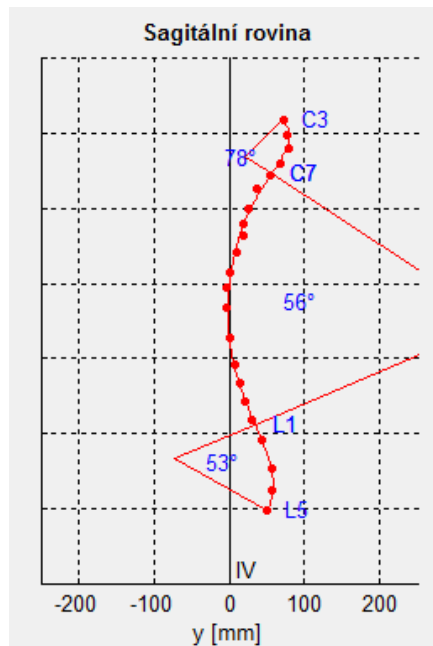
Lokální maxima u skupiny studentů zastupují segmenty C3 – C4 a L2 – L3, lokální minimum představuje segment Th6 – Th7. Lokalizace nejčastěji se vyskytujících inflexních bodů koresponduje se zjištěním u skupiny hráčů.

Při tomto způsobu hodnocení nelze vzájemně porovnávat jednotlivé tvary páteře, polohy význačných bodů v různých segmentech páteře lze ale brát jako cenný antropologický údaj. Četnost výskytu význačných bodů je ukázána v tabulce 11.

7.5.3 Vyhodnocení tvaru páteře pomocí úhlových parametrů

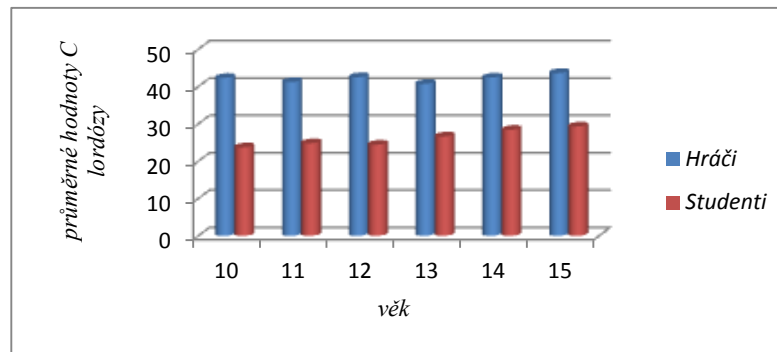
Úhlové parametry jsou definovány pomocí dvou tzv. inflexních bodů, které lze z morfologického hlediska (anatomickému dělení nemusí odpovídat) interpretovat jako polohy cervikotorakálního a torakolumbálního přechodu. Jak je patrné z obrázku, tyto body, v našem případě C7 a L1, rozdělují páteř na tři sektory – krční, hrudní a bederní.

Spolu s nejvyšším měřeným bodem (C3) a nejnižším měřeným bodem (L5) pak popisují zakřivení jednotlivých sektorů páteře.



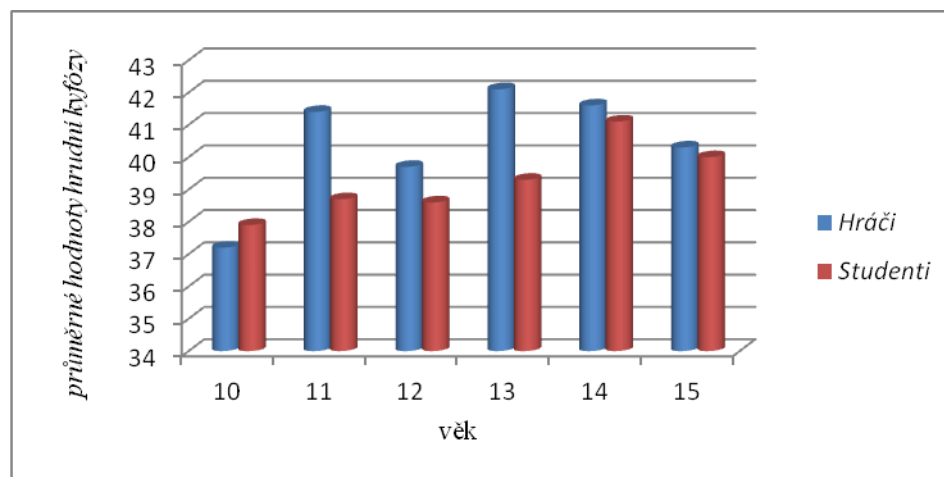
Obr. 19: Úhlové parametry zakřivení páteře u konkrétního probanda.

Průměrné hodnoty úhlu krční lordózy se v souboru hráčů pohybují od $40,7^\circ$ do $43,6^\circ$. Nejmenší průměrný úhlový parametr jsme zaznamenali u věkové kategorie třináctiletých, největší u patnáctiletých. Při porovnání hodnot s kontrolní skupinou studentů jsou průměry u souboru hráčů výrazně větší, a to ve všech věkových kategoriích. Jak totiž vyplývá z tabulky, největší průměrná hodnota úhlu krční lordózy je $29,3^\circ$, a to u patnáctiletých, nejmenší pak $23,7^\circ$ u desetiletých. Rozdíl mezi oběma skupinami se pohybuje od $14,1^\circ$ do $18,6^\circ$, přičemž nejmenší rozdíl jsme naměřili u třináctiletých, největší pak u desetiletých. Grafické znázornění rozdílových hodnot ukazuje obrázek 21.



Obr. 20: Graf úhlových hodnot krční lordózy hráčů a studentů

Průměrné hodnoty úhlu hrudní kyfózy se u souboru hráčů pohybují od $37,2^\circ$ do $42,1^\circ$. Nejmenší průměrný úhlový parametr jsme zaznamenali u věkové kategorie desetiletých, největší u třináctiletých. Při porovnání získaných dat se souborem studentů jsou průměry našeho souboru, až na věkovou kategorii desetiletých, opět větší. Rozdíl se mezi oběma skupinami pohyboval v rozmezí $0,3^\circ$ až $2,8^\circ$, kdy nejmenší rozdílová hodnota byla zjištěna u patnáctiletých, největší pak u třináctiletých. Grafické znázornění rozdílových hodnot ukazuje obrázek 22.

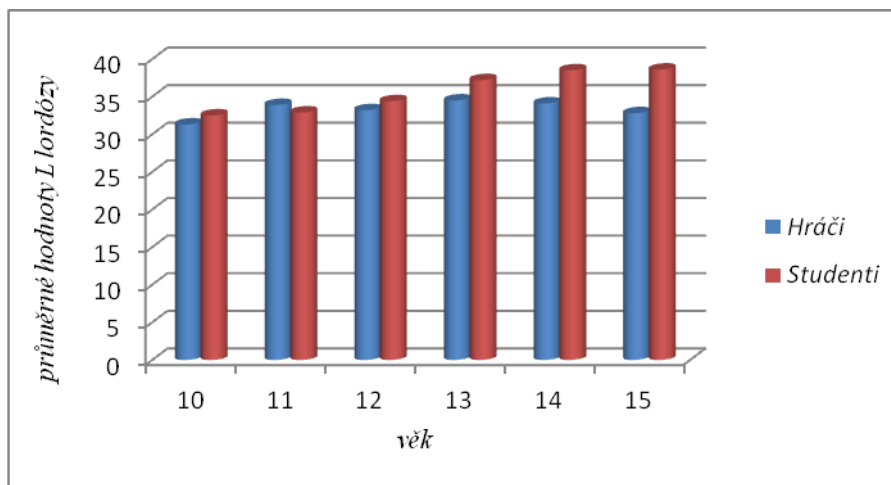


Obr. 21: Graf úhlových hodnot hrudní kyfózy hráčů a studentů

Průměrné hodnoty úhlu bederní lordózy ve skupině hráčů nacházíme v rozmezí $31,3^\circ$ až $34,5^\circ$. Nejmenší průměrný úhlový parametr jsme zaznamenali stejně jako u hrudní kyfózy u věkové kategorie desetiletých, největší u třináctiletých. Při porovnání těchto dat s kontrolní skupinou studentů jsou průměry hráčského souboru větší pouze u jedné věkové

kategorie (11 let). V této kategorii jsme zaznamenali také nejmenší průměrný rozdíl 1°. Kategorie patnáctiletých pak představuje největší průměrný rozdíl, a to 5,8°. Grafické znázornění rozdílových hodnot ukazuje obrázek 23.

Všechny úhlové parametry jsou zpracovány v tabulkách 23 až 27.

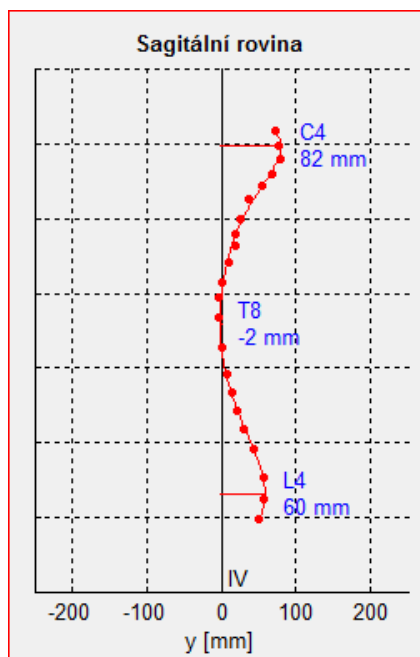


Obr. 22: Graf úhlových hodnot bederní lordózy hráčů a studentů

Velikost normalizačního indexu indikuje nadprůměrné až výrazně nadprůměrné hodnoty úhlových parametrů krční lordózy u všech věkových kategorií (škála od 1,31 do 1,94). Norm. indexy se pak u hloubky hrudní kyfózy i bederní lordózy pohybují v pásmu průměru.

7.5.4 Vyhodnocení tvaru páteře pomocí hloubkových parametrů

S pomocí význačných bodů (lokálního minima a obou maxim) lze hodnotit i hloubku kyfotického a lordotického zakřivení páteře. Jak popisuje Kendallová et al. (1993) je od svislice spuštěné z okcipitálního hrbolu u dětské populace vrchol krční lordózy fyziologicky vzdálen 20 mm, vrchol bederní lordózy 25 – 30 mm (u dospělé populace se pohybuje mezi 20 - 25 mm, resp. 35 – 50 mm). Všechny hodnoty hloubky hrudní kyfózy jsou posuzovány vzhledem k ideální vertikále, v praxi je tedy nelze objektivně ověřit při vyšetření spuštěním svislice z okcipitálního hrbolu.



Obrázek 23: Hloubkové parametry zakřivení páteře u konkrétního probanda

Při porovnání s průměrnými naměřenými hodnotami v rámci souboru hráčů zjišťujeme výrazný nárůst hloubkových lordotických parametrů oproti jejich fyziologickým hodnotám. Hloubka krční lordózy se pohybuje od 62 mm u kategorie desetiletých do 83,1 mm u kategorie patnáctiletých. Nejmenší hloubku bederní lordózy jsme naměřili u skupiny jedenáctiletých, a to 36,6 mm, největší pak u patnáctiletých, 50,5 mm. Námi naměřená hloubka hrudní kyfózy byla nejmenší v deseti letech, 27,2 mm, největší 40,4 mm, v patnácti letech.

Hloubkové hodnoty krční lordózy jsou u skupiny studentů oproti fyziologickým hodnotám taktéž zvýšeny. Nejmenší průměrnou vzdálenost od nulové vertikály jsme zaznamenali u kategorie desetiletých (31,7 mm), největší u dvanáctiletých (39,5 mm). Hloubkové parametry bederní lordózy se i v tomto případě pohybují v nadlimitních hodnotách, a to od 37,8 mm (desetiletí) do 41,2 mm (dvanáctiletí). Hodnoty hrudní kyfózy se nacházejí v téměř shodném rozmezí jako u skupiny hráčů, tedy od 29,6 mm u desetiletých do 39,5 mm u patnáctiletých.

Při vzájemném porovnání dat zjištěných u obou skupin vycházejí hodnoty normalizačního indexu výrazně nadprůměrně (škála se pohybuje od 3,21 po 6,39) u hloubkových parametrů krční lordózy, a to ve všech věkových kategoriích. U bederní lordózy pak nacházíme nadprůměrné hodnoty normalizačního indexu u čtrnácti a

patnáctiletých (0,96; 1,34). K podprůměrným hodnotám hrudní kyfózy se dle norm. indexu blíží věková kategorie jedenáctiletých (-0,72), ostatní kategorie se drží v pásmu průměru.

Veškeré hodnoty jsou uvedeny v tabulkách 16 až 20.

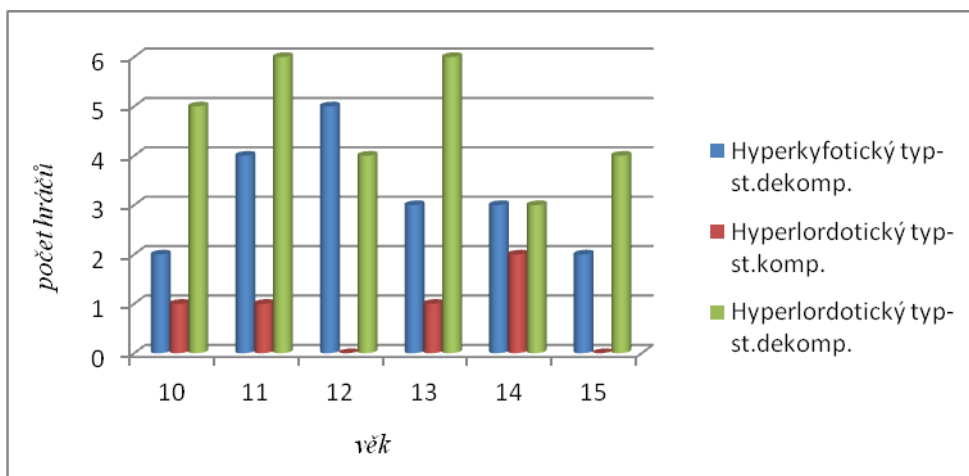
7.5.5 Vyhodnocení statiky páteře pomocí komp. indexu a posturálních typů

Z poměru hloubky krční a bederní lordózy lze vypočítat tzv. kompenzační index navržený Koliskem (2003). U staticky dobře kompenzované páteře se hodnoty indexu pohybují v rozsahu 0,66 – 1,00. V našem souboru hráčů se kompenzační index pohybuje v rozmezí 1,54 až 1,85. To znamená, že ve všech věkových kategoriích ukazují průměrné hodnoty na jasnou dekompenzaci páteřní křivky. V případě individuálního hodnocení jsme v celé skupině zjistili hodnoty přibližující se staticky dobře kompenzované páteři pouze u osmi hráčů, což je pouze 15% z celého souboru. U ostatních se kompenzační index pohyboval výrazně nad škálou udávanou Koliskem (2003) díky výrazně větší hloubce krční lordózy oproti lordóze bederní.

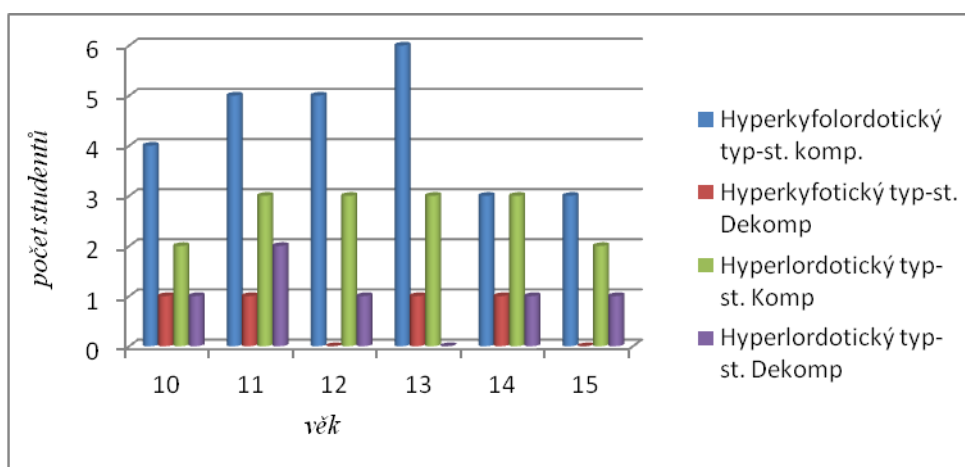
V souboru studentů se kompenzační index pohybuje od 0,81 do 1,01, průměrné hodnoty tedy naznačují celkovou kompenzaci křivky. Individuálně se dobře kompenzovaná páteř vyskytla celkem u 39 studentů, což představuje 75% z celého souboru.

Na základě hloubkových hodnot krční a bederní lordózy, postavení hrudní kyfózy a kompenzačního indexu hodnotíme statiku páteře pomocí posturálních typů navržených Koliskem (2003). V hodnoceném souboru hráčů se vyskytly pouze tři posturální typy, a to hyperkyfotický typ postury staticky dekompenzovaný, hyperlordotický typ postury staticky kompenzovaný a hyperlordotický typ postury staticky dekompenzovaný. V celém souboru převládá hyperlordotický typ postury staticky dekompenzovaný (28 hráčů), nejméně je zastoupen hyperlordotický typ postury staticky kompenzovaný (5 hráčů). Ten se nevyskytl u dvou věkových kategorií, a to u dvanácti a patnáctiletých. U ostatních kategorií se vyskytly všechny tři typy postury, přičemž pouze u dvanáctiletých převládal hyperkyfotický typ postury staticky dekompenzovaný nad hyperlordotickým typem postury staticky dekompenzovaným. Četnost zastoupení jednotlivých typů ukazuje následující obrázek 25 a tabulka 21.

V kontrolním vzorku studentů se kromě výše zmiňovaných typů postury vyskytl navíc hyperkyfolordotický typ staticky kompenzovaný, který je v celém souboru také nejvíce zastoupený (26 studentů). Druhým nejpočetnějším typem je hyperlordotický typ staticky kompenzovaný (16 studentů), nejméně zastoupený je typ hyperkyfotický staticky dekompenzovaný (4 studenti). Hyperkyfotický typ postury staticky dekompenzovaný se u studentů nevyskytl ve věkových kategoriích 12-ti a 15-ti letých, hyperlordotický typ postury staticky dekompenzovaný se nenacházel u kategorie 13-ti letých. V každé věkové skupině pak převládá hyperkyfotický typ postury staticky kompenzovaný, obrázek 26, tabulka 22.



Obr. 24: Graf četnostního zastoupení posturálních typů hráčů



Obr. 25: Graf četnostního zastoupení posturálních typů studentů

7.5.6 Změny polohy acromionů vůči osám x, y, z

U hráčů je postavení acromionů ve smyslu stranového/pravolevého posunu (osa x) vůči ideální vertikále podle průměrných hodnot více dextrolaterální pouze ve věkové kategorii desetiletých, v ostatních věkových kategoriích dominuje postavení sinistrolaterální. Největší průměrný stranový rozdíl (rozdíl vztahující se k ideální vertikále) jsme zaznamenali ve věkové kategorii dvanáctiletých, a to 34,8 mm. Nejmenší stranový rozdíl, 4,8 mm, jsme zaznamenali u skupiny desetiletých. Dle škály stanovené Koliskem (2003) jsou rozdílové hodnoty nad 10 mm v pásmu odchylek od ideální normy. Ideální normu splňuje pouze věková kategorie deseti a čtrnáctiletých hráčů s hodnotami rozdílu 4,8 mm, resp. 9,6 mm. V pásmu výrazné odchylky (25 – 39 mm) se pohybují všechny ostatní kategorie.

U studentů je dextrolaterální postavení acromionů také pouze u desetiletých, u zbylých kategorií dominuje levostranný posun. Nejmenší stranový rozdíl jsme zjistili u čtrnáctiletých (6,7 mm), největší u dvanáctiletých (25,6 mm). V Koliskově pásmu normy se nachází kategorie jedenácti a čtrnáctiletých, v pásmu mírné odchylky (11 – 24 mm) pak kategorie deseti, třinácti a patnáctiletých. Do pásma výrazné odchylky spadá kategorie dvanáctiletých.

Rotační postavení acromionů (osa y) představuje rozdíl mezi postavením pravého a levého acromionu v boční projekci. U hráčské kategorie deseti a patnáctiletých jsou průměrné hodnoty pro pravý acromion větší, nachází se tedy v protrakčním postavení vůči acromionu levému. U ostatních věkových skupin jsou v protrakci naopak acromiony levé. Největší rozdíl ve vzdálenosti od ideální vertikály mezi nadpažky jsme zaznamenali u kategorie jedenáctiletých (8,2 mm), nejmenší vzdálenost pak u kategorie patnáctiletých (0,1 mm). Vzhledem k tomu, že jsou všechny rozdílové hodnoty do 10 mm, lze je považovat za hodnoty normativní.

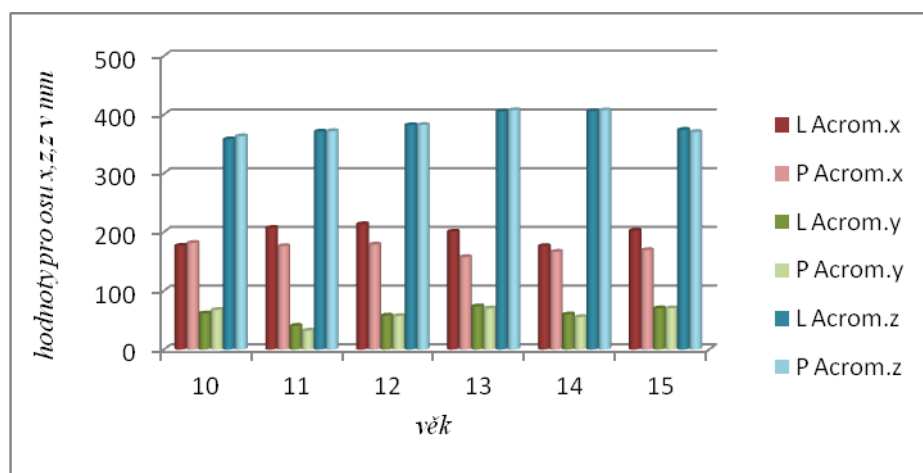
Protrakční postavení pravého acromionu nacházíme podle průměrných hodnot u studentů pouze v kategorii dvanáctiletých, ostatní kategorie mají v protrakci acromion levý. Největší průměrné rozdílové hodnoty ve vzdálenosti od nulové vertikály jsme našli u třináctiletých (24,5 mm), nejmenší u jedenáctiletých (1,7 mm). Normativní hodnoty nacházíme u všech věkových kategorií kromě třináctiletých. Ti ještě spadají po pásma mírné odchylky.

Nejvýraznější rozdíl průměrných výškových hodnot pravých a levých acromionů (osa z) jsme u hráčů zjistili v kategorii desetiletých, a to 5,2 mm, nejmenší pak u dvanáctiletých, 0,3 mm. U žádné z věkových skupin se tedy nevyskytla odchylka od ideální normy (nad 10 mm).

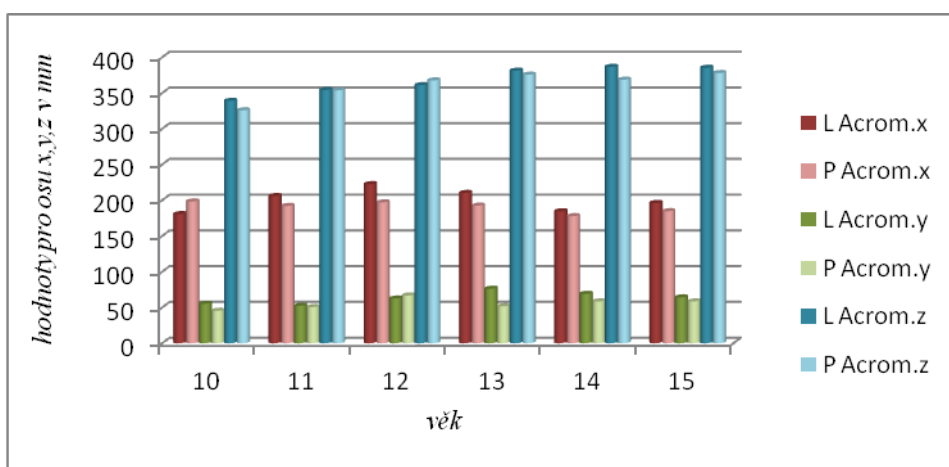
U skupiny studentů nacházíme největší průměrný výškový rozdíl u čtrnáctiletých (17,9 mm), nejmenší u jedenáctiletých (0,4 mm). V Koliskově škále překročili pásmo normy pouze deseti a čtrnáctiletí, kteří se pohybují v pásmu mírné odchylky.

Veškeré hodnoty ukazující postavení acromionů a také jejich rozdíly jsou zpracovány v tabulkách 28 až 31.

Grafické zpracování ukazuje rozdíl hodnot v souřadnicích osy x, y, z v jednotlivých věkových kategoriích.



Obr. 26: Graf hodnotící postavení acromionů v osách x, y, z u hráčů



Obr. 27: Graf hodnotící postavení acromionů v osách x, y, z u studentů

7.5.7 Změny polohy zadních horních spin vůči osám x, y, z

U skupiny hráčů je postavení zadních horních spin ve smyslu stranového/pravolevého posunu (osa x) vůči ideální vertikále podle průměrných hodnot ve věkové kategorii deseti a čtrnáctiletých více dextrolaterální, v ostatních věkových kategoriích dominuje postavení sinistrolaterální. Největší průměrný stranový rozdíl (rozdíl vztahující se k ideální vertikále) jsme zaznamenali ve věkové kategorii jedenáctiletých, a to 17,7 mm. Nejmenší stranový rozdíl, 11,6 mm, jsme zjistili u skupiny čtrnáctiletých. Ideální norma boční asymetrie v ose x je podle Koliska (2003) do 5 mm, tuto normu tedy výrazně překračují všechny věkové kategorie. V pásmu mírné odchylky (6 – 15 mm) se pohybuje věková kategorie deseti, dvanácti, čtrnáctiletých a patnáctiletých, výraznou odchylku od normy (16 – 25 mm) nalezneme u kategorie jedenácti a třináctiletých.

U skupiny studentů pozorujeme dextrolaterální posun u všech věkových kategorií vyjma jedenácti a patnáctiletých. Největší stranový rozdíl jsme zjistili u kategorie dvanáctiletých (14,3 mm). Nejmenší jsme zaznamenali u třináctiletých (2,0 mm). V Kolískově pásmu normy se nachází kategorie 10, 11, 13, 14 let. V pásmu mírné odchylky pak zbylé dvě kategorie.

Rotační postavení zadních horních spin (osa y) představuje rozdíl mezi postavením pravé a levé spiny v boční projekci. U hráčů jsou u kategorie deseti a čtrnáctiletých průměrné hodnoty u levé spiny větší, je tedy v protrakčním postavení vůči spině pravé. U ostatních věkových skupin jsou v protrakci naopak spiny pravé. Nejvýraznější rozdíl ve vzdálenosti mezi spinami jsme zaznamenali u kategorie třináctiletých (3,1 mm), nejmenší pak u kategorie čtrnáctiletých (0,6 mm). U prvních čtyř věkových kategorií indikují průměrné hodnoty antevertní postavení spin (jejich postavení před ideální vertikálou), zbylé dvě věkové kategorie ukazují na postavení spin v retroverzi. Dle Koliska (2003) se ve škále normy (do 3,99 mm) pohybují všechny věkové kategorie.

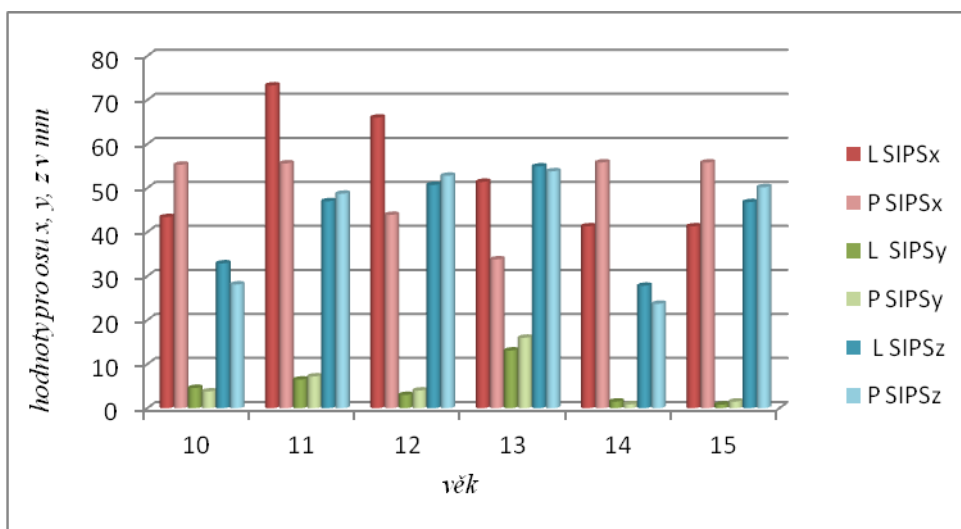
Studenti mají průměrné hodnoty u pravé spiny větší pouze ve věkové kategorii deseti a patnáctiletých. Nejvýraznější rozdíl ve vzdálenosti spin (8,3 mm) jsme zjistili u třináctiletých, nejmenší u desetiletých (0,1 mm). Antevertní postavení spin mají věkové kategorie deseti a patnáctiletých, zbylé jsou v retroverzi. Podle Koliskovy škály se věková kategorie 12 let nachází v pásmu mírné odchylky (do 5,99 mm), kategorie 13 let pak již v pásmu výrazné odchylky.

Nejvýraznější rozdíl průměrných výškových hodnot pravých a levých spin (osa z) jsme u hráčů zjistili v kategorii desetiletých, a to 4,8 mm, nejmenší pak u třináctiletých, 1,1 mm. Normativní postavení lze přisuzovat rozdílům do 3 mm, tuto podmínku splňuje kategorie jedenácti, dvanácti, třinácti a patnáctiletých, do pásma mírné odchylky (4 – 6,99 mm) můžeme přiřadit kategorii deseti a čtrnáctiletých.

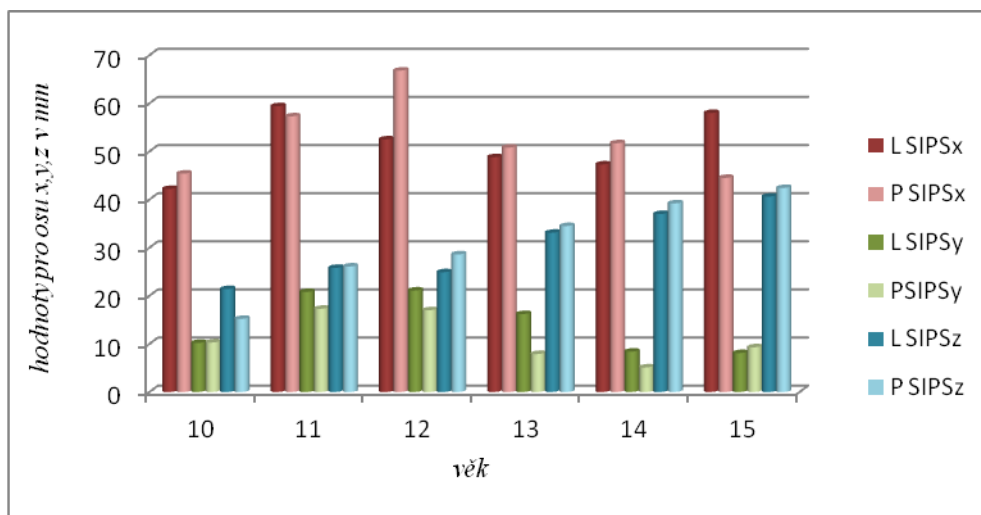
U studentů je nejvýraznější rozdíl také u desetiletých (6,2 mm), nejmenší u jedenáctiletých (0,3 mm). Normativní postavení splňují až na desetileté všechny věkové kategorie, ti spadají do pásma mírné odchylky.

Veškeré hodnoty ukazující postavení SIPS a také jejich rozdíly jsou tabelárně zpracovány v tabulkách 32 až 35.

Grafické zpracování ukazuje rozdíl hodnot v souřadnicích osy x, y, z v jednotlivých věkových kategoriích.



Obr. 28: Graf hodnotící postavení SIPS v osách x, y, z u hráčů



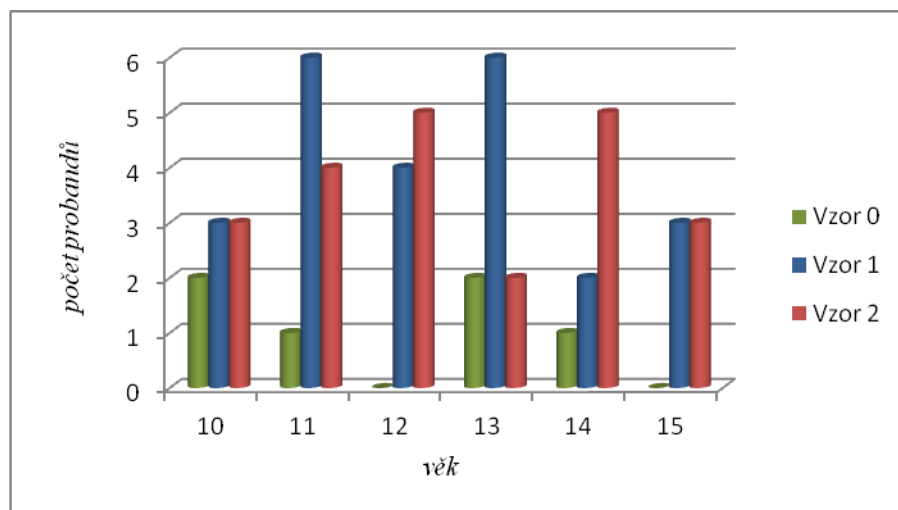
Obr. 29: Graf hodnotící postavení SIPS v osách x, y, z u studentů

7.5.8 Vyhodnocení statiky páteře pomocí posturálních skoliotických vzorů

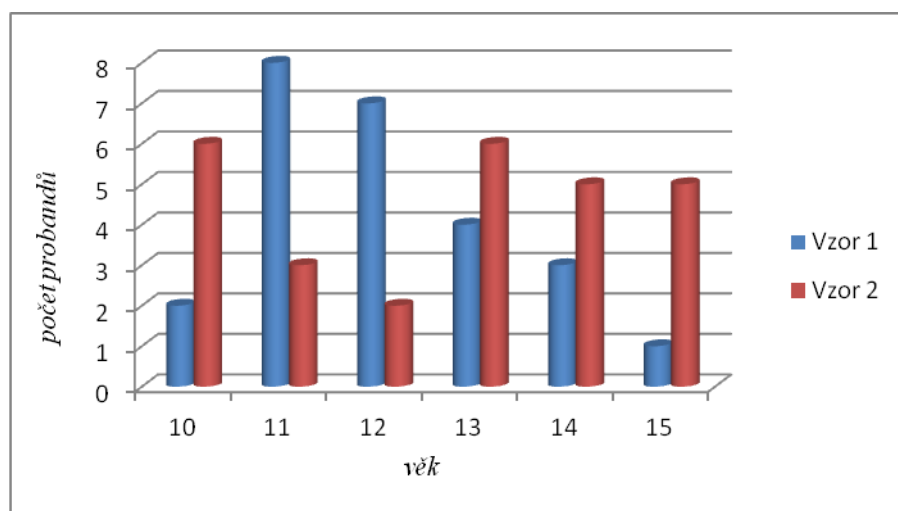
Jak vyplývá z tabulky 36, v souboru hráčů se vyskytly všechny tři skoliotické vzory. Nejpočetněji je zastoupen skoliotický vzor I, nejméně vzor 0. V kategorii dvanácti a patnáctiletých se nevyskytl vzor 0, u kategorie jedenácti a třináctiletých převažuje vzor I, u kategorie čtrnácti a dvanáctiletých pak vzor II.

V kontrolním vzorku studentů se naopak vyskytoval pouze posturální skoliotický vzor I a II, přičemž vzor I se ve větším procentuálním zastoupení vyskytoval u věkové kategorie jedenácti a dvanáctiletých, ostatní věkové kategorie spadají pod vzor II, tabulka 37.

Zastoupení skoliotických vzorů v jednotlivých věkových kategoriích ukazuje graf 30 a 31.



Obr. 30: Graf posturálních skoliotických vzorů hráčů



Obr. 31: Graf posturálních skoliotických vzorů studentů

8 Diskuze

8.1 Diskuze výsledků

Abychom mohli co nejobektivněji zhodnotit vliv tréninku na vybrané somatické parametry, porovnali jsme námi zjištěná data se standardizovanými výzkumy Bláhy (1986, 2006) a Vignerové (2001). Jako statisticky nejvýraznější marker jsme vyhodnotili hmotnostní rozdíl mezi hráčskou a referenční skupinou, byť pouze ve dvou nejstarších věkových kategoriích. Tento nárůst můžeme pravděpodobně vysvětlit nárůstem svalové komponenty vzhledem ke zvyšujícím se tréninkovým objemům. Ostatní výškové, šířkové i obvodové parametry již statisticky významné rozdíly neukázaly, i když průměrné hodnoty zjištěné u hráčů většinou převyšují průměrné hodnoty referenčního souboru. Naše zjištění tedy korespondují se závěry Kutáče (2012), který ve své studii uvádí, že v mládežnických věkových kategoriích sportovců by se hodnoty sledovaných somatických znaků měly přibližovat hodnotám normové referenční populace daného vývojového období.

Vzhledem k tomu, že neexistují žádné studie, které by hodnotily změny rozvoje osového aparátu pomocí diagnostického systému DTP 3 u příslušné věkové a profesní skupiny, neexistují ani referenční hodnoty, se kterými by bylo možné námi zjištěné údaje porovnat. Pro potřeby srovnání a zhodnocení vlivu tréninku na rozvoj tělesných parametrů jsme tedy byli nuceni proměřit vzorek stejně staré populace studentů, kteří se aktivně žádnému sportu nevěnují.

Při hodnocení normativu vycházíme z průměrných hodnot naměřených pro osu x (představující hodnocení v rovině frontální), pro osu y (popisují sagitální zakřivení páteře) a pro osu z (popisuje výškovou lokalizaci vyšetřovaných bodů). Jak ukázaly výsledky odečtené ze souřadnic pro osu x, u obou sledovaných skupin neodhalilo stranové vybočení páteře žádné výrazné laterální odchylky signalizující negativní dopad dlouhodobých chybných pohybových stereotypů vyvolaných statickou nebo dynamickou zátěží. Výraznější laterální deviace byla zjištěna pouze u jednoho probanda na každé straně. Tento záchyt je důležitou indicií vedoucí k možnému dalšímu odbornému vyšetření, které by pomohlo odhalit, zda se jedná o křivku tzv. funkční, způsobenou svalovou dysbalancí, či křivku strukturální.

Statistická analýza předozadního zakřivení páteře (osa y) prokázala pravděpodobný vliv hokejové zátěže pouze na rozvoj lordotických parametrů krční páteře vzhledem k výrazně vyšším průměrným hodnotám naměřeným u hráčů v porovnání se studenty, a to jak u úhlových, tak i hloubkových markerů. Průměry úhlů a hloubek u hrudní kyfózy ani u bederní lordózy výrazné rozdíly mezi hráči a studenty (až na statisticky nadprůměrné zvětšení hloubky bederní lordózy u čtrnácti a patnáctiletých hráčů) již neukázaly. Hloubka nejen krční ale i bederní lordózy ovšem poměrně výrazně překračovala fyziologické hodnoty udávané Kendallovou (Kendall et al., 1993). Z celkového počtu 52 hráčů mělo krční lordotickou křivku zvětšenou 100% probandů, bederní pak 67% probandů. U stejné početného souboru studentů mělo zvětšené hodnoty 58%, resp. 34% probandů. Zvýšení těchto hodnot je možné zejména u hráčů přičítat návykovému postoji s výrazným předsunutím hlavy, což spolu s oslabením hlubokého stabilizačního systému s výrazným oslabením břišní stěny a extrémně přetěžovanými flexory kyčelního kloubu vede k prohlubování právě lordotických křivek. Změny u skupiny studentů jsou patrně dané statickým přetěžováním vlivem sedavých aktivit bez adekvátní fyzické kompenzace. Vzájemný poměr hloubky obou lordóz nás dále informuje o statické páteře. Při porovnání souboru hráčů a studentů je patrný jasný rozdíl v kompenzaci páteřní křivky, tedy v jejím rozdílném statickém hodnocení. Statická dekompenzace křivky, která je jasně patrná u celého souboru hráčů, totiž znamená negativní reakci pohybového aparátu ve smyslu zhoršení předozadní statiky díky posunu těžiště těla směrem vpřed, danou výrazným rozdílem hloubek obou lordóz. Tento stav je zároveň spojen s vadným držením těla a vznikem svalových dysbalancí. Studenti se díky nižším hodnotám hloubky krční lordózy drží v pásmu kompenzované postury. Celková statika páteře se pak odráží v Koliskem (2003) navržených posturálních typech, které hodnotí kromě vzájemného porovnání lordotických křivek, posun jednotlivých zakřivení vůči ideální vertikále. U skupiny hráčů se vyskytoval nejčastěji hyperlordotický typ staticky dekompenzovaný, který je spojený s posunem těžiště trupu směrem vpřed. Tento fakt pravděpodobně vyplývá z vynuceného anteflexního držení těla během herní činnosti. Hyperkyfolordotický typ postury staticky kompenzovaný, nejčastěji se vyskytující typ u studentů, značí posturu se výrazněnou kyfotickou křivkou a ventrálním posunem vrcholu bederní křivky v porovnání s vrcholem křivky krční. Tento stav je spojen s protrakcí ramen se zkrácením prsních svalů vlivem narušených pohybových stereotypů.

Ve všech třech osách jsme pak statisticky vyhodnocovali také postavení acromionů a zadních horních spin (SIPS). Postavení těchto entit ovlivňuje nejvíce rozdílná aktivita svalů konkrétních svalových smyček. Z výsledků vyplývá, že výrazný vliv má hokejová zátěž zejména na laterální postavení acromionů. Levostranný posun od ideální vertikály, který je u souboru hráčů dominantní, pravděpodobně vychází z držení hokejky na levou stranu. Ze stejného důvodu nacházíme zřejmě také podstatně vyšší sinistrální odchylky u spina iliaca posterior superior, protrakční postavení levého nadpažku v porovnání s pravým a vyšší výšku pravého acromionu. U studentů jsou výstupy více heterogenní. Stranové výchylky acromionů ukazují na posun vlevo, spin pak kompenzačně vpravo. Stejně tak rozdíly výšky vykazují vyšší postavení levého acromionu a pravé SIPS. Rotační postavení zadních horních spin a acromionů signalizuje protrakční postavení obou markerů vlevo. Při porovnání průměrů odchylek od ideální normy jsme překvapivě zjistili, že v pásmu normy se celkově více pohybují hráči než studenti. To může být způsobeno tím, že posturální změny, vyplývající z herní činnosti, ještě nejsou dostatečně zafixovány. Ze vzájemného funkčního vztahu mezi postavením acromionů a SIPS vycházíme při hodnocení statiky páteře pomocí základních skoliotických vzorů. Ty pak jen potvrzují již zjištěné, tedy že asymetrické postavení spin nacházíme u hráčů více na homolaterální straně deprese ramene, zatímco u studentů je tento obraz přesně opačný.

Zajímavé pak může být srovnání naměřených dat standardní somatometrickou technikou s daty naměřenými diagnostickým systémem DTP 3. Tento způsob jsme využili při porovnání rozdílů naměřených hodnot u biakromiální šířky. Zjistili jsme, že u některých jednotlivců jsou rozdíly více jak 1 cm, v rámci skupin jsou pak průměrné rozdíly dvou až pět milimetrové. Tento fakt může být dán posturální únavou probandů během vyšetřování vedoucí ke zkreslení měření nebo chybou terapeuta při samotném měření.

8.2 Obecná diskuze

Somatometrií sportovců se zabývá velké množství studií, z těch starších lze uvést např. práce Komadela (1996) či Ulbrichové (1980) a Riegerové (1983). Mezi ty novější pak patří studie Hellera a Periče (1996) nebo práce Sprieta a Palmera (2008) popisující somatické charakteristiky u juniorského i dospělého výběru hokejistů. V těchto i ve většině dalších studií jsou nejčastěji hodnoceny somatometrickými charakteristikami tělesná

výška a hmotnost. Riegerová (2006) pak obecně popisuje, že vliv tělesné zátěže má pozitivní dopad na rozvoj některých obvodových parametrů, což souvisí s nárůstem svalové hmoty. Neproказuje ale vliv na délkové rozměry. S odkazem na Steihaus (1933) pak poukazuje na to, že tělesná zátěž má menší vliv na některé somatometrické charakteristiky v období délkového adolescentního spurtu než v období, kdy převažuje růst do šířky. Kutáč (2012) ve své studii uvádí, že se mezihodnotové rozdíly somatických charakteristik u sportovců v komparaci s běžnou populací zvyšují s rostoucím věkem i délkou jejich sportovní přípravy. Podle něj lze tedy předpokládat, že rozdíly mezi žákovskými kategoriemi budou minimální, s věkem se ale již začnou objevovat.

Při zvažování výběru optimální metody pro hodnocení somatických znaků je nutné vycházet z výhod a nevýhod, které tyto systémy nabízejí. Radiodiagnostické metody, mezi které patří rentgenografie či výpočetní tomografie, mohou poskytovat velmi přesná měření, jsou ale znevýhodněny značnou radiační zátěží. Jejich další nevýhodou je, že je nelze využít pro terénní vyšetřování. Naopak jejich výhodou je možnost hodnocení střední křivky páteře a možnost diagnostikovat případné rotace a torze obratlů. Dotykové a optické metody mají velkou nevýhodu v možnosti hodnocení pouze povrchové křivky páteře dané kožní projekcí snímaných charakteristik, jedná se tedy jen o povrchovou diagnostiku. Dotykové metody pak před optickými zvyhodňují malé rozměry, lehčí konstrukce, rychlejší zpracování naměřených dat a snadná manipulovatelnost. Optické metody mohou oproti dotykovým metodám vyšetřovat celý povrch zad v jednom časovém okamžiku. To hraje roli při opakování měření, protože se snižuje vliv titubací na výsledek měření. Výhodou systému DTP 3 je oproti ostatním dotykovým metodám možnost výpočtu ideální vertikály, která je důležitá pro hodnocení statiky páteře.

Hodnocením vlivu výše již zmíněných titubací na reliabilitu výsledků naměřených systémem DTP 3 se zabýval např. Phiri (Phiri et al, 2009). Ten spolu s výzkumným týmem navrhl měření ve dvou různých fixačních polohách. Jednalo se o stoj s oporou ramen o fixační rám a leh na břicho na fixačním lůžku. Naměřené hodnoty v těchto fixačních polohách pak porovnali s naměřenými hodnotami v poloze volný stoj. Podařilo se jim prokázat, že rostoucí stupeň fixace vede ke snížení vlivu titubací na kvalitu pořizovaných záznamů.

Systém DTP 3 lze také využít při hodnocení skoliotických parametrů páteře. Korelací mezi rentgenologickým vyšetřením a vyšetřením pomocí systému DTP 3 se ve své studii zabýval Krejčí (Krejčí et al., 2012). Podařilo se mu prokázat srovnatelné

výsledky s výsledky RTG vyšetření, a to nejprve na 3D modelu páteře, posléze i na pilotním souboru. Jak sám udává, přesnost měření Cobbova úhlu je zatížena až 8° chybou při jeho vyhodnocování různými hodnotiteli. Tato odchylka je podle výsledků pilotního studie srovnatelná s výsledky měření pomocí diagnostického systému DTP 3.

Vlivem kompenzační terapie na změnu páteřní křivky s využitím diagnostického systému DTP se zabývala řada diplomových či disertačních prací (např. Knappová, 2010). Pomocí dotykového systému pak jasně prokazují změny vyvolané aplikací těchto kompenzačních programů.

9 Závěr

Tělesný rozvoj mladých hokejistů ovlivňuje mnoho faktorů. Mezi ty základní patří velká tréninková a herní zátěž spojená s jednostranným přetěžováním a brzká specializace na konkrétní sportovní činnost. Proto bylo cílem této práce zhodnotit, zda se toto posturálně náročné chování projeví na některé ze zvolených somatometrických charakteristik a zda se tento vliv prokáže při hodnocení parametrů naměřených diagnostickým systémem DTP 3.

Na základě komparace jak vybraných somatometrických znaků hráčů s referenčními hodnotami udávanými pro běžnou populaci příslušných věkových kategorií, tak výsledků získaných pomocí diagnostického systému DTP 3 u dvou stejně početných skupin dětí staršího školního věku, z nichž jedna se pravidelně věnuje lednímu hokeji a druhá naopak žádnou pravidelnou sportovní aktivitu nevykonává, jsme dospěli k závěru, že hokej nemá statisticky významný vliv na tělesný rozvoj mladých hráčů. Z hlediska somatometrie pravděpodobně pouze odpovídá za nadprůměrný nárůst tělesné hmotnosti u čtrnácti a patnáctiletých hráčů způsobený zřejmě zvýšením podílu svalové hmoty. Z pohledu vyšetření diagnostickým systémem DTP 3 pak ukazuje pouze na statisticky prokazatelný vliv u hloubky krční lordózy a u čtrnácti a patnáctiletých i bederní lordózy pravděpodobně vzhledem k návykovému stoji hráčů.

Ačkoliv nebyly zjištěny takové odchylky, které by jasně ukázaly na přímý vliv hokejové zátěže na somatický rozvoj hokejistů, drobné patologie a asymetrie překračující hranici norem dokládají, že jednostranná aktivita má již u mládežnických kategorií viditelný dopad na posturální systém. Je proto třeba věnovat zvýšenou pozornost prevenci v podobě např. kompenzačních cvičení či korekci nevhodně vedených tréninkových jednotek. Jsme si vědomi, že výsledky prezentované v této diplomové práci mohou být ovlivněny nižším četnostním zastoupením vyšetřovaných osob. Bylo by proto v rámci dalšího zkoumání přínosné proměřit dostatečně velký soubor probandů i s ohledem na vytvoření normativů pro různé věkové a profesní skupiny.

Samotný systém pak DTP 3 představuje ideální možnost pro dlouhodobé sledování vybraných tělesných parametrů, a to díky neinvazivnosti vyšetření, snadnému ovládnutí a přenositelnosti celé vyšetřovací soustavy. Automatické ukládání a uchovávání naměřených dat v externím počítači představuje jen další výhodu tohoto systému.

10 Seznam literatury

- 1) BLÁHA, P., KREJČOVSKÝ, L., JIROUTOVÁ, L., KOBZOVÁ, J., SEDLAK, P., BRABEC, M., RIEDLOVÁ J., VIGNEROVÁ J.: *Somatický vývoj současných českých dětí. Semilongitudální studie.* Praha: Státní zdravotní ústav, 2006. 345 s. ISBN 80-86591-24-0.
- 2) BLÁHA, P.: *Antropometrie české populace od 6. do 55 let. Díl 1. - část 2.* Praha: Ústřední štáb Československé spartakiády, 1986. 357 s.
- 3) BUKAČ, L.: *Intelekt, učení, dovednosti.* Praha: Olympia, 2005. 291 s. ISBN 80-7033-896-2
- 4) BUKAČ, L., DOVALIL, J.: *Inovace ledního hokeje.* Praha: Sportpropag, 1989. 91 s.
- 5) BURSOVÁ, M.: *Kompenzační cvičení.* Praha: Grada, 2005. 195 s. ISBN 80-247-0948-1.
- 6) ČERMÁK, J., CHVÁLOVÁ, O., BOTLÍKOVÁ, V.: *Záda už mě nebolí.* Praha: Svojtka a Vašut, 1994. 144 s. ISBN 80-7180-001-5.
- 7) DOVALIL, J.: *Výkon a trénink ve sportu.* Praha: Olympia, 2009. 331 s. ISBN 80-7033-760-5.
- 8) DRASTICH, A., *Medical imaging systém X-Ray computed tomography.* Brno: VUT Brno, 2004. 125 s. ISBN 80-214-1666-1.
- 9) DUNGL, P. *Ortopedie.* Praha: Grada, 2005. 1273 s. ISBN 80-247-0550-8.
- 10) FETTER, V.: *Antropologie.* Praha: Academia, 1967. 704 s.

- 11) GRAUSGRUBER, P., CACEK, J.: *Sportovní geny*. Brno: Computer Press, 2008. 480 s. ISBN 978-80-251-1873-3.
- 12) GUERMAZI, M., GHROUBI, S.: *Validity and reliability of spinal Mouse to assess lumbar flexion*. Ann Readept Med. Phys., 2006, vol. 49, no. 4, s. 172-7.
- 13) HAVLÍČKOVÁ, L.: *Fyziologie tělesné zátěže I*. Praha: Karolinum, 1993. 180 s. ISBN 80-7066-506-8.
- 14) HELLER, J., PERIČ, T.: *Anaerobic power and capacity in young and adult ice hockey players*. Acta Univ. Carolinae Kinantropologica, 1996, roč. 32., č. 2, s. 43-50.
- 15) JEZZARD, P., MATTHEWS, P.: *Functional MRI*. Oxford: Oxford University Press, 2001. 390s. ISBN 0-19-263071-7.
- 16) KAPANDJI, I.,A : *The physiology of the joints*. Edinburgh: Churchil livingston, 2008. 219 s. ISBN 0-70-202959-9.
- 17) KENDALL, F.,P., PROVANCE, P., McCREARY, E. : *Muscles, testing and function*. Baltimor: Williams & Wilkins, 1993. 278 s.
- 18) KNAPPOVÁ, V. : *Optimalizace pohybového režimu žen středního věku z hlediska prevence funkčních poruch pohybového aparátu*. Disertační práce. Brno: Masarykova univerzita, 2012.
- 19) KOLÁŘ, P.: *Systematizace svalových dysbalancí z pohledu vývojové kineziologie*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001, č. 8, s. 152-164.
- 20) KOLÁŘ, P.: *Rehabilitace v klinické praxi*. Praha: Galén, 2009. 713 s. ISBN 978-80-7262-657-1.

- 21) KOLISKO, P.: *Hodnocení tvaru a funkce páteře s využitím diagnostického systému DTP-1,2*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2005. 99 s. ISBN 80-244-0959-3.
- 22) KOLISKO, P.: *Intergrační přístupy v prevenci vadného držení těla a poruch páteře u dětí staršího školního věku*. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2003. 80 s. ISBN 80-244-0750-7.
- 23) KOMADEL, L.: *Vplyv športovej prípravy na zdravie, morfológický a funkčný vývoj mládeže*. Tren. Cvič., 1969, roč. 13, č. 12, s. 6 – 7.
- 24) KOPECKÝ, M.: *Somatotyp a motorická výkonnosť 7-15 letých chlapců a dívek*. Olomouc: Univerzita Palackého, 2011. 221 s. ISBN 978-80-244-2613-6.
- 25) KREJČÍ, J.: *System for diagnosing spinal shape of humans*. Disertační práce. Olomouc: Univerzita Palackého, 2007.
- 26) KREJČÍ, J., GALO, J.: *Ověření přesnosti systému DTP-3 určeného pro neinvazivní vyšetření tvaru páteře prostřednictvím rtg vyšetření*. Acta chir. ort.et traum., 2012, roč. 79, s. 255 – 262.
- 27) KUDRNA, Z.: *Somatické charakteristiky vrcholových sportovců s odlišnou specializací*. Diplomová práce. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003.
- 28) KUTÁČ, P.: *Vývoj somatických parametrů hráčů ledního hokeje*. Česká antropologie, 2012, roč 62., č.2, s 1-6.
- 29) LEWITT, K.: *Rehabilitace u bolestivých poruch pohybového systému, část II*. Rehabilitace a fyzikální lékařství, 2001, roč. 8, s. 139 – 151.
- 30) NEKULA, J., CHMELOVÁ, J.: *Vybrané kapitoly z konvenční radiologie*. Ostrava: Ostravská univerzita, 2005. 67 s. ISBN 978-80-7368-335-1.

- 31) NORRIS, CH.: *Back stability*. Champaign: Human Kinetics, 2000. 272 s.
- 32) PANJABI, M.: *Clinical spinal instability and low back pain*. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2003, vol. 13, s. 371-379.
- 33) PAVLÍK, J.: *Tělesná stavba jako faktor výkonnosti sportovce*. Brno: Masarykova Univerzita 1999. 57 s. ISBN 80-210-2130-6.
- 34) PERIČ, T.: *Kvalitativní analýza talentovanosti, aneb co je určující pro hráče ledního hokeje*. Česká kinantropologie, 2008, roč. 12, č. 3, s. 34-46.
- 35) PHIRI, D.,C.: *Assesment of the influence of examination postures on postural stability by means of the DTP-3 diagnostic systém*. Acta Univ. Palacki. Olomouc Gymn., 2009, roč. 29, s. 2.
- 36) REPKO, M.: *Skolióza – komplexní diagnostické a terapeutické postupy*. Pediatr. prax., 2012, roč. 11, č. 4, s. 151 – 155.
- 37) REPKO, M., KRBEC, M. : *Zobrazovací metody při vyšetření skoliotických deformit páteře*. Ces. Radiol., 2007, roč. 61, č.1, s 74 – 79.
- 38) RIEGROVÁ, J.: *Typologická studie olomouckých dětí ve věku 10 až 15 let*. Teor. Praxe těl. Vých., 1983, roč. 31, č. 3, s. 106 – 114.
- 39) RIEGEROVÁ, J., ULBRICHOVÁ, M.: *Aplikace fyzické antropologie v tělesné výchově a sportu (příručka funkční antropologie)*. Olomouc: Hanex, 2006. 262 s. ISBN 80-85783-52-5.
- 40) RYCHLÍKOVÁ, E.: *Funkční poruchy kloubů končetin*. Praha: Grada, 2002. 256 s. ISBN 80-247-0237-1.

- 41) SELIGER, V., CHOUTKA, M.: *Fyziologie sportovní výkonnosti*. Praha: Olympia, 1982, 121 s.
- 42) SNUSTAD, P., SIMMONS, M. : *Principles of genetics, 4 th Edition*. USA: John Wiley & Sons, 2006, ISBN 0-471-69939-X.
- 43) SPRIET, L., PALMER, M. : *Sweat rate, salt loss, and fluid intake during an intense on-ice practise in elite Canadian male junior hockey players*. Applied Physiology, nutrition &Metabolism, 2008, vol. 33, no. 2, s. 263–271.
- 44) SRDEČNÝ, V.: *Tělesná výchova zdravotně oslabených*. Praha: Státní pedagogické nakladatelství, 1982. 253 s.
- 45) SUKOP, J.: *Závislost vývojových změn svalové síly na somatickém rozvoji*. Těl. Vých. Sport. Mlád. 1997, roč. 63, č. 3, s. 40 – 42.
- 46) ULBRICHOVÁ, M.: *Somatická charakteristika sportovců jako podklad pro výběr sportovně talentované mládeže*. Teor. Praxe těl. Vých. 1980, roč. 28, č. 3, s. 151 – 155.
- 47) VAUGHAN, V.C., LITT, I.F.: *Child and Adolescent Development: Clinical Implications*. Philadelphia: W.B.Saunders Company, 1990. 362 s.
- 48) VAŘEKA, I.: *Vojtova reflexní lokomoce a vývojová kineziologie*. Rehabilitácia, 2000, roč. 33, 196-200 s.
- 49) VAŘEKOVÁ, R.: *Výskyt svalových dysbalancí ve vztahu k pohlaví, věku a tělesné konstituci u dětí školního věku*. Disertační práce. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 1999.

- 50) VÉLE, F.: *Kineziologie*. Praha: Triton, 2006. 375 s. ISBN 80-7254-837-9.
- 51) VIGNEROVÁ, J., RIEDLOVÁ, J., BLÁHA, P.: *6. celostátní antropologický výzkum dětí a mládeže 2001*. Praha: Státní zdravotní ústav, 2006. 238 s. ISBN 80-86561-30-5.
- 52) VOBR, R.: *Možnosti kompenzace jednostranné posturální zátěže v ledním hokeji* in Soubor referátů ze semináře Nové poznatky v kinantropologickém výzkumu. Brno: Masarykova Univerzita, 2003.

Internetové zdroje:

- 53) ČERNÁ, M.: *Hodnocení nutričního stavu a sledování spotřeby* [online]. [cit. 2012-11-24]
Www: <http://centrumprev.sweb.cz/MANUAL/MANII-ODDIL5.HTM>
- 54) DARUWALLA, J., S., BALASUBRAMANIAM, P.: *Moiré topografie in scoliosis* [online]. [cit. 2011-07-08]
Www: <http://bjj.boneandjoint.org.uk/content/67-B/2/211.full.pdf>
- 55) GUERMAZI, M., GHROUBI, S.: *Validity and reability of spinal Mouse to assess lumbar flexion* [online]. [cit. 2011-07-08]
Www: <http://sciencedirect.com/science/article/pii/S0168605406000687>
- 56) MALINA, J. a kol.: *Antropologický slovník aneb co by mohl o člověku vědět každý člověk* [online]. [cit. 2011-10-15]
Www: <http://is.muni.cz/do/1431/UAntrBiol/el/antropos/index.html>
- 57) OXBORROW, N. ,J.: *Assessing the child with scoliosis: the role of surface topografie* [online]. [cit. 2011-10-3]
Www: <http://ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1718548/pdf/v083p00453.pdf>

58) RYCHTECKÝ, A., FIALOVÁ, L.: *Didaktika školní tělesné výchovy* [online]. [cit. 2013-06-12]

Www: <http://www.ftvs.cuni.cz/katedry/ppd/materialy/skriptadidaktika/>

11 Seznam obrázků

Obrázek 1: Výstupní protokol diagnostiky tvaru páteře

Obrázek 2: Graf tělesné hmotnosti hráčů

Obrázek 3: Graf tělesné hmotnosti hráčů v porovnání s 6. CAV 2001

Obrázek 4: Graf tělesné výšky hráčů

Obrázek 5: Graf tělesné výšky hráčů v porovnání s 6. CAV 2001

Obrázek 6: Graf výšky bodu suprasternale hráčů v porovnání s Bláhou 1986

Obrázek 7: Graf výšky bodu symphysion hráčů v porovnání s Bláhou 1986

Obrázek 8: Graf výšky bodu acromiale hráčů v porovnání s Bláhou 2006

Obrázek 9: Graf porovnání výškových rozměrů hráčů

Obrázek 10: Graf biakromiální šířky hráčů v porovnání s Bláhou 2006

Obrázek 11: Graf transversálního průměru hrudníku hráčů v porovnání s Bláhou 1986

Obrázek 12: Graf sagitálního průměru hrudníku hráčů v porovnání s Bláhou 1986

Obrázek 13: Graf srovnání šířkových rozměrů hráčů

Obrázek 14: Graf mezosternálního obvodu hráčů v porovnání s Bláhou 2006

Obrázek 15: Graf obvodu břicha hráčů v porovnání s 6. CAV 2001

Obrázek 16: Graf porovnání obvodových rozměrů

Obrázek 17: Grafický záznam měření u konkrétního probanda.

Obrázek 18: Skoliotická křivka u konkrétního probanda

Obrázek 19: Úhlové parametry zakřivení páteře u konkrétního probanda.

Obrázek 20: Graf úhlových hodnot krční lordózy hráčů a studentů

Obrázek 21: Graf úhlových hodnot hrudní kyfózy hráčů a studentů

Obrázek 22: Graf úhlových hodnot bederní lordózy hráčů a studentů

Obrázek 23: Hloubkové parametry zakřivení páteře u konkrétního probanda

Obrázek 24: Graf četnostního zastoupení posturálních typů hráčů

Obrázek 25: Graf četnostního zastoupení posturálních typů studentů

Obrázek 26: Graf hodnotící postavení acromionů v osách x, y, z u hráčů

Obrázek 27: Graf hodnotící postavení acromionů v osách x, y, z u studentů

Obrázek 28: Graf hodnotící postavení SIPS v osách x, y, z u hráčů

Obrázek 29: Graf hodnotící postavení SIPS v osách x, y, z u studentů

Obrázek 30: Graf posturálních skoliotických vzorů hráčů

Obrázek 31: Graf posturálních skoliotických vzorů studentů

12 Seznam tabulek

Tabulka 1: Škála pro hodnocení postavení akromionů

Tabulka 2: Škála pro hodnocení postavení zadních horních spin

Tabulka 3: Četnost oslovených a změřených/vyšetřených hráčů

Tabulka 4: Počet hráčů/studentů v jednotlivých věkových kategoriích

13 Seznam příloh

Příloha č. 1: Somatometrické tabulky

Příloha č. 2: DTP 3 tabulky

Příloha č. 1:

Somatometrické tabulky

Tabulka 5: Tělesná hmotnost u hráčů v porovnání s 6. CAV

<i>Věk</i>	<i>6. CAV 2001 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
	<i>x</i>	<i>SD</i>	<i>x</i>	<i>SD</i>	
10,00 – 10,99	37,5	7,8	39,4	6,2	0,24
11,00 – 11,99	41,3	9,0	45,8	6,7	0,50
12,00 – 12,99	47,0	10,4	47,9	6,8	0,08
13,00 – 13,99	52,4	11,0	55,2	7,1	0,25
14,00 – 14,99	58,8	10,7	71,1	7,0	1,15
15,00 – 15,99	64,2	10,6	72,1	4,6	0,76

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 6: Tělesná výška u hráčů v porovnání s 6. CAV

<i>Věk</i>	<i>6. CAV 2001 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
	<i>x</i>	<i>SD</i>	<i>x</i>	<i>SD</i>	
10,00 – 10,99	144,3	6,7	145,0	4,7	0,1
11,00 – 11,99	149,7	7,3	147,7	4,9	-0,3
12,00 – 12,99	156,8	8,3	158,9	4,5	0,3
13,00 – 13,99	163,7	8,8	162,5	4,8	-0,1
14,00 – 14,99	171,0	8,6	174,1	4,7	0,4
15,00 – 15,99	176,2	7,5	179,3	2,6	0,4

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 7: Výška bodu symphision u hráčů v porovnání s výzkumem Bláhy

	<i>Bláha 1986 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
<i>Věk</i>	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	73,1	5,7	73,0	6,2	-0,01
11,00 – 11,99	76,0	6,2	75,8	6,7	-0,03
12,00 – 12,99	79,7	6,2	80,3	6,8	0,09
13,00 – 13,99	83,2	7,1	84,1	7,4	0,1
14,00 – 14,99	87,5	6,9	88,2	6,6	0,1
15,00 – 15,99	89,5	6,3	90,7	5,3	0,2

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 8: Výška bodu suprasternale u hráčů v porovnání s výzkumem Bláhy

	<i>Bláha 1986 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
<i>Věk</i>	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	115,4	7,5	115,6	6,3	0,02
11,00 – 11,99	119,2	8,3	119,7	7,4	0,06
12,00 – 12,99	124,4	8,7	127	7,6	0,3
13,00 – 13,99	130,4	10,4	134,9	8,2	0,4
14,00 – 14,99	137,5	9,8	139,6	7,9	0,2
15,00 – 15,99	141,5	8,3	145,3	6,1	0,4

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 9: Výška bodu acromiale u hráčů v porovnání s výzkumem Bláhy

<i>Věk</i>	<i>Bláha 2006 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	116,1	5,5	115,3	5,7	-0,1
11,00 – 11,99	120,9	5,7	120,2	5,3	-0,1
12,00 – 12,99	127,1	6,9	127,9	5,9	0,1
13,00 – 13,99	134,0	7,6	134,8	5,3	0,1
14,00 – 14,99	140,6	7,4	142,1	5,1	0,2
15,00 – 15,99	144,1	7,1	147,0	3,6	0,4

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 10: Biakromiální šířka ramen u hráčů v porovnání s výzkumem Bláhy

<i>Věk</i>	<i>Bláha 2006 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	30,8	1,5	30,1	3,3	-0,5
11,00 – 11,99	31,9	1,7	32,2	3,7	0,2
12,00 – 12,99	33,2	1,9	32,9	3,6	-0,2
13,00 – 13,99	34,9	2,3	35,8	4,2	0,4
14,00 – 14,99	37,0	2,3	38,4	3,9	0,6
15,00 – 15,99	38,1	3,4	39,1	2,4	0,3

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 11: Biakromiální šířka ramen hráčů – porovnání S DTP-3

<i>Věk</i>	<i>Šířka DTP 3 (cm)</i>		<i>Šířka somatometrie (cm)</i>	
	x	SD	x	SD
10,00 – 10,99	30,6	3,5	30,1	3,3
11,00 – 11,99	32,4	4,2	32,2	3,7
12,00 – 12,99	33,1	4,3	32,9	3,6
13,00 – 13,99	35,3	4,1	35,8	4,2
14,00 – 14,99	38,1	3,8	38,4	3,9
15,00 – 15,99	39,4	3,5	39,1	2,4

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index.

Tabulka 12: Sagitální průměr hrudníku u hráčů v porovnání s výzkumem Bláhy

<i>Věk</i>	<i>Bláha 1986 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	14,7	1,8	15,6	1,3	0,5
11,00 – 11,99	15,2	2,1	15,9	1,4	0,3
12,00 – 12,99	15,8	2,3	16,5	1,2	0,3
13,00 – 13,99	16,6	2,3	17,5	1,6	0,4
14,00 – 14,99	17,6	2,4	18,9	1,9	0,4
15,00 – 15,99	18,4	2,3	19,3	1,1	0,4

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 13: Transverzální průměr hrudníku u hráčů v porovnání s výzkumem Bláhy

	<i>Bláha 1986 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
<i>Věk</i>	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	21,3	1,8	21,2	2,0	-0,05
11,00 – 11,99	22,0	2,2	22,3	2,1	0,1
12,00 – 12,99	22,7	2,1	23,3	2,5	0,3
13,00 – 13,99	23,7	2,5	24,9	2,4	0,5
14,00 – 14,99	25,4	2,7	26,7	2,5	0,5
15,00 – 15,99	26,5	2,5	27,4	1,6	0,4

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 14: Obvod hrudníku přes mezosternale u hráčů v porovnání s výzkumem Bláhy

	<i>Bláha 2006 (cm)</i>		<i>Hráči (cm)</i>		<i>n.i.</i>
<i>Věk</i>	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	68,1	5,8	68,2	6,1	0,01
11,00 – 11,99	70,2	6,2	71,0	6,9	0,1
12,00 – 12,99	73,6	6,8	75,1	6,8	0,2
13,00 – 13,99	77,1	6,8	78,4	7,1	0,2
14,00 – 14,99	81,9	7,2	83,7	6,7	0,3
15,00 – 15,99	84,7	8,1	86,8	5,4	0,3

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 15: Obvod břicha hráčů v porovnání s 6. CAV

	6. CAV 2001 (cm)		Hráči (cm)		n.i.
Věk	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	64,9	7,8	63,2	6,8	-0,2
11,00 – 11,99	66,9	8,3	66,0	7,2	-0,1
12,00 – 12,99	69,1	8,4	70,3	7,1	0,1
13,00 – 13,99	71,5	8,4	71,5	6,4	0,0
14,00 – 14,99	73,6	7,7	74,1	6,1	0,06
15,00 – 15,99	75,9	7,3	76,4	5,7	0,07

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Příloha č. 2:

DTP 3 tabulky

Tabulka 16: Hloubkové parametry páteře v jednotlivých věkových kategoriích hráčů

<i>Věk</i>	<i>Hloubka krční lordózy (mm)</i>		<i>Hloubka hrudní kyfózy (mm)</i>		<i>Hloubka bederní lordózy (mm)</i>		<i>Kompenzační index</i>
	x	SD	x	SD	x	SD	x
10,00 – 10,99	62,0	5,3	-27,2	3,2	37,8	9,7	1,64
11,00 – 11,99	67,9	9,5	-28,0	6,8	36,6	7,1	1,85
12,00 – 12,99	66,8	8,0	-38,9	7,7	43,3	10,9	1,54
13,00 – 13,99	73,5	8,8	-36,9	9,1	42,2	12,0	1,74
14,00 – 14,99	82,1	9,2	-34,7	8,6	49,1	8,1	1,67
15,00 – 15,99	83,1	4,8	-40,4	5,9	50,5	11,4	1,64

Legenda:

X – průměr

SD – směrodatná odchylka

Tabulka 17: Hloubkové parametry páteře v jednotlivých věkových kategoriích studentů

<i>Věk</i>	<i>Hloubka krční lordózy (mm)</i>		<i>Hloubka hrudní kyfózy (mm)</i>		<i>Hloubka bederní lordózy (mm)</i>		<i>Kompenzační index</i>
	x	SD	x	SD	x	SD	x
10,00 – 10,99	31,7	8,2	-29,6	5,3	39,3	6,4	0,81
11,00 – 11,99	38,2	9,1	-32,4	6,1	37,8	6,1	1,01
12,00 – 12,99	39,5	8,5	-38,7	6,8	41,2	7,8	0,95
13,00 – 13,99	39,1	8,7	-35,7	7,2	40,5	8,4	0,96
14,00 – 14,99	35,4	7,3	-37,2	7,0	39,9	9,5	0,88
15,00 – 15,99	36,6	7,9	-39,5	9,3	40,3	7,6	0,91

Legenda:

X – průměr

SD – směrodatná odchylka

Tabulka 18: Hloubkové parametry krční lordózy - porovnání

<i>Věk</i>	<i>Hráči (mm)</i>		<i>Studenti (mm)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	62,0	5,3	31,7	8,2	3,69
11,00 – 11,99	67,9	9,5	38,2	9,1	3,26
12,00 – 12,99	66,8	8,0	39,5	8,5	3,21
13,00 – 13,99	73,5	8,8	39,1	8,7	4,71
14,00 – 14,99	82,1	9,2	35,4	7,3	6,39
15,00 – 15,99	83,1	4,8	36,6	7,9	5,88

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 19: Hloubkové parametry hrudní kyfózy - porovnání

<i>Věk</i>	<i>Hráči (mm)</i>		<i>Studenti (mm)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	-27,2	3,2	-29,6	5,3	-0,45
11,00 – 11,99	-28,0	6,8	-32,4	6,1	-0,72
12,00 – 12,99	-38,9	7,7	-38,7	6,8	0,02
13,00 – 13,99	-36,9	9,1	-35,7	7,2	0,16
14,00 – 14,99	-34,7	8,6	-37,2	7,0	-0,35
15,00 – 15,99	-40,4	5,9	-39,5	9,3	0,09

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 20: Hloubkové parametry bederní lordózy - porovnání

<i>Věk</i>	<i>Hráči (mm)</i>		<i>Studenti (mm)</i>		<i>n.i.</i>
	<i>x</i>	<i>SD</i>	<i>x</i>	<i>SD</i>	
10,00 – 10,99	37,8	9,7	39,3	6,4	-0,23
11,00 – 11,99	36,6	7,1	37,8	6,1	-0,19
12,00 – 12,99	43,3	10,9	41,2	7,8	0,26
13,00 – 13,99	42,2	12,0	40,5	8,4	0,20
14,00 – 14,99	49,1	8,1	39,9	9,5	0,96
15,00 – 15,99	50,5	11,4	40,3	7,6	1,34

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 21: Zastoupení posturálních typů v jednotlivých věkových kategoriích hráčů

<i>Věk</i>	<i>Typy postury</i>					
	<i>Hyperkyfotický typ-st. decomp.</i>		<i>Hyperlordotický typ-st. komp.</i>		<i>Hyperlordotický typ-st. decomp.</i>	
	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
10,00 – 10,99 (n=8)	2	25	1	12,5	5	62,5
11,00 – 11,99 (n=11)	4	36,4	1	9,1	6	54,5
12,00 – 12,99 (n=9)	5	55,5	-	-	4	44,5
13,00 – 13,99 (n=10)	3	30	1	10	6	60
14,00 – 14,99 (n=8)	3	37,5	2	25	3	37,5
15,00 – 15,99 (n=6)	2	33,3	-	-	4	66,7

Legenda:
n-počet hráčů

Tabulka 22: Zastoupení posturálních typů v jednotlivých věkových kategoriích studentů

<i>Věk</i>	<i>Typy postury</i>							
	<i>Hyperkyfot. typ-st. komp.</i>		<i>Hyperkyfot. typ-st. dekomp.</i>		<i>Hyperlordot. typ-st. komp.</i>		<i>Hyperlordot. typ-st. dekomp.</i>	
	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
10,00 – 10,99 (n=8)	4	<i>50,0</i>	1	<i>12,5</i>	2	<i>25,0</i>	1	<i>12,5</i>
11,00 – 11,99 (n=11)	5	<i>45,5</i>	1	<i>9,1</i>	3	<i>27,2</i>	2	<i>18,2</i>
12,00 – 12,99 (n=9)	5	<i>55,6</i>	-	-	3	<i>33,3</i>	1	<i>11,1</i>
13,00 – 13,99 (n=10)	6	<i>60</i>	1	<i>10</i>	3	<i>30</i>	-	-
14,00 – 14,99 (n=8)	3	<i>37,5</i>	1	<i>12,5</i>	3	<i>37,5</i>	1	<i>12,5</i>
15,00 – 15,99 (n=6)	3	<i>50</i>	-	-	2	<i>33,3</i>	1	<i>16,7</i>

Legenda:
n-počet hráčů

Tabulka 23: Úhlové parametry páteře v jednotlivých věkových kategoriích hráčů

<i>Věk</i>	<i>Úhlový parametr krční lordózy (°)</i>		<i>Úhlový parametr hrudní kyfózy (°)</i>		<i>Úhlový parametr bederní lordózy</i>	
	<i>x</i>	<i>SD</i>	<i>x</i>	<i>SD</i>	<i>x</i>	<i>SD</i>
10,00 – 10,99	42,3	6,7	37,2	8,4	31,3	8,5
11,00 – 11,99	41,2	8,7	41,4	7,8	33,9	9,2
12,00 – 12,99	42,5	7,9	39,7	8,0	33,2	10,4
13,00 – 13,99	40,7	8,3	42,1	7,4	34,5	9,5
14,00 – 14,99	42,4	9,5	41,6	8,8	34,1	9,6
15,00 – 15,99	43,6	8,7	40,3	6,3	32,8	8,1

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka

Tabulka 24: Úhlové parametry páteře v jednotlivých věkových kategoriích studentů

<i>Věk</i>	<i>Úhlový parametr krční lordózy (°)</i>		<i>Úhlový parametr hrudní kyfózy (°)</i>		<i>Úhlový parametr bederní lordózy</i>	
	x	SD	x	SD	x	SD
10,00 – 10,99	23,7	12,5	37,9	6,7	32,5	10,7
11,00 – 11,99	24,8	12,0	38,7	5,6	32,9	10,1
12,00 – 12,99	24,4	9,3	38,6	6,8	34,4	11,1
13,00 – 13,99	26,6	10,7	39,3	7,9	37,2	12,8
14,00 – 14,99	28,4	8,9	41,1	8,0	38,5	11,9
15,00 – 15,99	29,3	10,1	40,0	7,8	38,6	9,3

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka

Tabulka 25: Úhlové parametry krční lordózy hráčů - porovnání

<i>Věk</i>	<i>Studenti (°)</i>		<i>Hráči (°)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	23,7	12,5	42,3	6,7	1,48
11,00 – 11,99	24,8	12,0	41,2	8,7	1,36
12,00 – 12,99	24,4	9,3	42,5	7,9	1,94
13,00 – 13,99	26,6	10,7	40,7	8,3	1,31
14,00 – 14,99	28,4	8,9	42,4	9,5	1,57
15,00 – 15,99	29,3	10,1	43,6	8,7	1,41

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 26: Úhlové parametry hrudní kyfózy - porovnání

<i>Věk</i>	<i>Hráči (°)</i>		<i>Studenti (°)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	37,2	8,4	37,9	6,7	-0,10
11,00 – 11,99	41,4	7,8	38,7	5,6	0,48
12,00 – 12,99	39,7	8,0	38,6	6,8	0,16
13,00 – 13,99	42,1	7,4	39,3	7,9	0,35
14,00 – 14,99	41,6	8,8	41,1	8,0	0,06
15,00 – 15,99	40,3	6,3	40,0	7,8	0,03

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka
n.i. – normalizační index

Tabulka 27: Úhlové parametry bederní lordózy - porovnání

<i>Věk</i>	<i>Studenti (°)</i>		<i>Hráči (°)</i>		<i>n.i.</i>
	x	SD	x	SD	
10,00 – 10,99	32,5	10,7	31,3	8,5	-0,11
11,00 – 11,99	32,9	10,1	33,9	9,2	0,09
12,00 – 12,99	34,4	11,1	33,2	10,4	-0,10
13,00 – 13,99	37,2	12,8	34,5	9,5	-0,21
14,00 – 14,99	38,5	11,9	34,1	9,6	-0,36
15,00 – 15,99	38,6	9,3	32,8	8,1	-0,62

Legenda:
X – průměr
SD – směrodatná odchylka

Tabulka 28: Postavení acromionů v souřadnicích osy *x* v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Boční asym. (osa x) hráči</i>				<i>Boční asym. (osa x) studenti</i>			
	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>
10,00 – 10,99	-176,7	13,0	181,5	18,9	-180,8	9,4	198,3	7,5
11,00 – 11,99	-207,2	17,0	176,0	19,4	-206,0	10,6	192,2	11,8
12,00 – 12,99	-213,5	12,7	178,7	21,0	-222,6	8,8	197,0	9,2
13,00 – 13,99	-200,7	18,3	175,4	16,4	-210,2	11,2	192,5	9,7
14,00 – 14,99	-176,1	9,1	166,5	18,8	-184,6	12,3	177,9	11,6
15,00 – 15,99	-202,3	6,1	169,3	11,5	-196,2	7,4	184,7	8,1

Legenda:
 XL,P – průměr hodnot levá, pravá strana
 SD – směrodatná odchylka

Tabulka 29: Postavení acromionů v souřadnicích osy *y* v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Rotace (osa y) hráči</i>				<i>Rotace (osa y) studenti</i>			
	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>
10,00 – 10,99	61,4	15,7	67,3	17,5	55,2	12,3	45,4	13,5
11,00 – 11,99	40,3	15,5	32,1	14,1	52,4	12,9	50,7	12,1
12,00 – 12,99	57,7	16,2	56,9	12,3	62,5	10,8	66,8	13,8
13,00 – 13,99	73,5	17,8	69,9	15,5	76,2	13,6	51,7	9,2
14,00 – 14,99	59,7	12,4	55,2	16,6	69,1	11,5	58,6	12,2
15,00 – 15,99	70,1	9,1	70,2	12,3	64,2	12,0	58,5	11,4

Legenda:
 XL,P – průměr hodnot levá, pravá strana
 SD – směrodatná odchylka

Tabulka 30: Postavení acromionů v souřadnicích osy z v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Výška (osa z) hráči</i>				<i>Výška (osa z) studenti</i>			
	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>
10,00 – 10,99	358,0	16,8	363,2	13,1	339,2	8,5	325,9	8,9
11,00 – 11,99	371,1	15,6	371,9	13,3	354,4	9,2	354,0	10,5
12,00 – 12,99	382,2	15,9	382,5	15,4	361,1	7,3	367,8	8,0
13,00 – 13,99	405,3	13,0	407,5	13,1	381,3	12,8	375,7	10,3
14,00 – 14,99	405,9	15,1	407,3	17,7	386,7	13,6	368,8	10,1
15,00 – 15,99	407,2	11,1	402,4	13,0	385,3	12,4	378,0	11,2

Legenda:

XL,P – průměr hodnot levá, pravá strana

SD – směrodatná odchylka

Tabulka 31: Rozdílové hodnoty v postavení acromionů v souřadnicích os x v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Rozdíl průměr. hodnot (mm) hráči</i>			<i>Rozdíl průměr. hodnot (mm) studenti</i>		
	<i>Osa x</i>	<i>Osa y</i>	<i>Osa z</i>	<i>Osa x</i>	<i>Osa y</i>	<i>Osa z</i>
10,00 – 10,99	4,8	5,9	5,2	17,5	9,8	13,3
11,00 – 11,99	-31,2	8,2	0,8	-8,4	1,7	0,4
12,00 – 12,99	-34,8	0,8	0,3	-25,6	4,3	6,7
13,00 – 13,99	-25,3	3,6	2,2	-17,7	24,5	5,6
14,00 – 14,99	-9,6	4,5	1,4	-6,7	10,5	17,9
15,00 – 15,99	-33,0	0,1	3,8	-11,5	5,7	7,3

Tabulka 32: Postavení zadních horních spin v souřadnicích osy *x* v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Boční asym. (osa x) hráči</i>				<i>Boční asym. (osa x) studenti</i>			
	XL (mm)	SD	XP (mm)	SD	XL (mm)	SD	XP (mm)	SD
10,00 – 10,99	-43,4	18,4	55,3	19,9	-42,2	13,5	45,4	10,4
11,00 – 11,99	-73,3	13,2	55,6	11,1	-59,4	11,4	57,3	9,9
12,00 – 12,99	-66,0	11,9	43,9	10,6	-52,5	10,2	66,8	9,7
13,00 – 13,99	-51,4	16,1	33,8	11,3	-48,8	11,8	50,8	12,3
14,00 – 14,99	-41,3	14,2	55,8	13,2	-47,3	9,3	51,7	11,1
15,00 – 15,99	-67,3	9,8	55,7	6,8	-58,0	10,6	44,5	11,5

Legenda:

XL,P – průměr hodnot levá, pravá strana

SD – směrodatná odchylka

Tabulka 33: Postavení zadních horních spin v souřadnicích osy *y* v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Rotace (osa y) hráči</i>				<i>Rotace (osa y) studenti</i>			
	XL (mm)	SD	XP (mm)	SD	XL (mm)	SD	XP (mm)	SD
10,00 – 10,99	-4,6	17,3	-3,8	13,9	10,2	8,7	10,3	9,1
11,00 – 11,99	-6,5	13,3	-7,2	11,5	20,8	10,2	17,3	9,4
12,00 – 12,99	-3,0	12,7	-4,0	10,1	21,1	12,4	17,0	10,6
13,00 – 13,99	-13,1	10,9	-16,0	13,4	16,2	11,5	7,9	10,8
14,00 – 14,99	1,5	16,1	0,9	10,4	8,4	13,6	5,1	11,2
15,00 – 15,99	0,8	8,1	1,5	9,6	8,1	12,9	9,3	12,0

Legenda:

XL,P – průměr hodnot levá, pravá strana

SD – směrodatná odchylka

Tabulka 34: Postavení zadních horních spin v souřadnicích osy z v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Výška (osa z) hráči</i>				<i>Výška (osa z) studenti</i>			
	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XL (mm)</i>	<i>SD</i>	<i>XP (mm)</i>	<i>SD</i>
10,00 – 10,99	-32,9	12,2	-28,1	17,3	-21,4	10,3	-15,2	12,6
11,00 – 11,99	-47,0	16,8	-48,7	14,4	-25,8	12,3	-26,1	13,7
12,00 – 12,99	-50,7	10,4	-52,8	13,5	-24,9	11,8	-28,6	9,2
13,00 – 13,99	-54,9	12,8	-53,8	9,8	-33,1	13,9	-34,5	11,3
14,00 – 14,99	-47,8	12,6	-43,7	15,6	-37,0	16,2	-39,2	12,5
15,00 – 15,99	-46,8	19,1	-50,2	17,5	-40,6	14,3	-42,4	13,8

Legenda:
 XL,P – průměr hodnot levá, pravá strana
 SD – směrodatná odchylka

Tabulka 35: Rozdílové hodnoty v postavení zadních horních spin (SIPS) v souřadnicích os x, y, z v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Rozdíl průměrných hodnot SIPS (mm) hráči</i>			<i>Rozdíl průměrných hodnot SIPS (mm) studenti</i>		
	<i>Osa x</i>	<i>Osa y</i>	<i>Osa z</i>	<i>Osa x</i>	<i>Osa y</i>	<i>Osa z</i>
10,00 – 10,99	11,9	-0,8	-4,8	3,2	-0,1	-6,2
11,00 – 11,99	-17,7	-0,7	-1,7	-2,1	3,5	-0,3
12,00 – 12,99	-12,1	-1,0	-2,1	14,3	4,1	-3,7
13,00 – 13,99	-17,6	-3,1	-1,1	2,0	8,3	-1,4
14,00 – 14,99	14,5	0,6	-4,1	4,4	3,3	-2,2
15,00 – 15,99	-11,6	0,7	-3,4	-13,5	-1,2	-1,8

Tabulka 36: Zastoupení posturálních skoliotických vzorů v jednotlivých věkových kategoriích

<i>Věk</i>	<i>Posturální skoliotické vzory hráči</i>						<i>Posturální skoliotické vzory studenti</i>					
	<i>Vzor 0</i>		<i>Vzor 1</i>		<i>Vzor 2</i>		<i>Vzor 0</i>		<i>Vzor 1</i>		<i>Vzor 2</i>	
	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>	<i>n</i>	<i>%</i>
10,00 – 10,99 (n=8)	2	25	3	37,5	3	37,5	-	-	2	25	6	75
11,00 – 11,99 (n=11)	1	9	6	55	4	36	-	-	8	73	3	27
12,00 – 12,99 (n=9)	-	-	4	44	5	56	-	-	7	78	2	22
13,00 – 13,99 (n=10)	2	20	6	60	2	20	-	-	4	40	6	60
14,00 – 14,99 (n=8)	1	12	2	25	5	63	-	-	3	38	5	62
15,00 – 15,99 (n=6)	-	-	3	50	3	50	-	-	1	17	5	83

Legenda:
n-počet hráčů/studentů
%-procentuální zastoupení hráčů/studentů

Tabulka 37: Skoliotické křivky v souboru 52 hráčů

<i>Proband</i>	<i>Lokalizace skol. křivek hráči</i>			<i>Lokalizace skol. křivek studenti</i>		
	<i>Oblast skol. křivky</i>		<i>Vrchol skol. křivky (mm)</i>	<i>Oblast skol. křivky</i>		<i>Vrchol skol. křivky (mm)</i>
1	T9	T1	4,9	T7	C4	7,4
2	T1	C3	5,1	T7	C5	2,8
3	T6	C7	6,2	L2	T4	3,4
4	T3	C3	3,6	T9	T1	5,0
5	T7	C7	7,1	T10	C5	9,3
6	T6	C6	4,9	T3	L4	6,0
7	T10	T2	5,6	L1	C4	4,1
8	T1	C3	3,8	T2	L2	4,7
9	T11	T2	6	T9	C3	10,9
10	L1	T2	14,8	T5	C6	4,8
11	T1	C3	5,8	L2	T8	9,8
12	T8	T1	4,5	T3	C4	4,9
13	T9	T1	6,7	T1	C3	2,7
14	T12	T4	1,2	L5	T9	8,3
15	T11	T4	4,9	L4	T9	9,7
16	L2	C7	6,7	T2	C3	5,5
17	C7	C3	5,6	L3	T10	4,6
18	L5	T11	39,9	T8	T1	2,7
19	T3	C3	3,9	T5	C7	3,2
20	T1	C3	6,7	C7	C3	8,1
21	T6	C5	3	L5	C3	2,4
22	T8	C7	3,8	T7	C4	9,1
23	T12	T4	5,4	T11	T3	1,7
24	T8	C7	8,3	T9	T2	25,3
25	T11	T5	6,9	T7	C7	9,9
26	L1	C6	8,5	T12	C6	10,8
27	T8	T1	2,7	L3	T5	6,6
28	L1	C7	7,2	T1	C4	8,4
29	T9	C7	4,2	L1	T3	13,5
30	T8	C6	3,8	T3	C4	6,9
31	L5	L1	6,8	L2	T6	9,9
32	L1	T4	6,6	L2	T4	12
33	T11	T2	4	T6	C6	1,3
34	L4	T9	3	L5	T12	4,7
35	T5	C3	5,3	T8	T2	8,6
36	T12	T4	6,3	T4	C5	7,4
37	T1	C3	5,2	L4	T11	2,8
38	T1	C3	4,9	T12	C7	7,1
39	T10	T4	3,7	L1	T2	5
40	L5	L1	3,5	L3	T4	17,5

41	T8	C3	4,4	T5	C6	13,6
42	C7	C3	7,9	L1	T6	5,8
43	L3	T10	3,9	C7	C3	5,1
44	L5	L2	1,8	T4	C7	8,7
45	L5	T7	2,4	T2	C3	4,2
46	L5	T12	10,3	T11	T1	9,3
47	T5	C3	5,6	L1	T6	10,1
48	L5	L3	0,8	T5	C6	5,2
49	L2	T5	5,6	T10	T2	1,2
50	L2	T1	10,3	L2	C7	6,4
51	T12	T5	2	T1	C4	8,3
52	L4	T1	14,6	T2	C4	3,9

Tabulka 38: Četnost výskytu význačných bodů v různých segmentech páteře v souboru 52 probandů

Segment	Hráči					Studenti				
	Vc	CT	Vt	TL	VL	Vc	CT	Vt	TL	VL
Nad C3	4					3				
C3-C4	26					32				
C4-C5	17					11	3			
C5-C6	5	3				6	7			
C6-C7		8					13			
C7-Th1		31					22			
Th1-Th2		10					7			
Th2-Th3										
Th3-Th4										
Th4-Th5			2					1		
Th5-Th6			8					12		
Th6-Th7			11					25		
Th7-Th8			26					10	1	
Th8-Th9			4					4	2	
Th9-Th10			1	1					4	

Th10-Th11				5					13	
Th11-Th12				21					20	
Th12-L1				18					11	2
L1-L2				7	6				1	4
L2-L3					19					22
L3-L4					25					21
L4-L5					2					3

Legenda:

VC – vrchol krční lordózy

CT – přechod krční a hrudní páteře

VT – vrchol hrudní kyfózy

TL – přechod hrudní a bederní páteře

VL – vrchol bederní lordózy