

MASARYKOVA UNIVERZITA

Fakulta sportovních studií

HABILITAČNÁ PRÁCA

(súbor vedeckých prác)

Brno, 2020

Mgr. Alena Cepkova, PhD.

MASARYKOVA UNIVERZITA

Fakulta sportovních studií

DRŽANIE TELA VO VZŤAHU K TELESNEJ ZDATNOSTI
A TELESNÉMU ROZVOJU, HODNOTENIE SILY SVALOV
TRUPU ŠTUDENTOV UNIVERZITY.

HABILITAČNÁ PRÁCA

(súbor vedeckých prác)

Študijný odbor: Športová kinantropológia

Brno, 2020

Mgr. Alena Cepkova, PhD

Čestné vyhlásenie

Čestne vyhlasujem že som habilitačnú prácu (súbor vedeckých prác) vypracovala samostatne na základe svojich vedomostí s využitím uvedenej literatúry.

Bratislava 9.3.2020

Mgr.Alena Cepková, PhD.

OBSAH

ABSTRAKT

ZOZNAM PRÁC ZARADENÝCH DO SÚBORU

ÚVOD

1 VÝCHODISKÁ PRÁCE	8
1.1 Pohybové aktivity a šport vo vzťahu k držaniu tela	10
1.2 Držanie tela	13
1.3 Držanie tela v sede	19
1.4 Sila svalov trupu	21
2 CIELE VÝSKUMOV	22
3 METODIKA VÝSKUMOV	23
3.1 Charakteristika súborov	23
3.2 Metódy získavania výskumných údajov	24
3.3 Metódy spracovania a vyhodnocovania	24
4 VÝSLEDKY VÝSKUMOV A DISKUSIA	25
5 ZÁVERY A ODPORÚČANIA	32
VEDECKÉ PRÁCE ZARADENÉ DO SÚBORU	34
ZOZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH ODKAZOV	40

ABSTRAKT

CEPKOVÁ, Alena: *Stav držania tela študentov univerzity a hodnotenie svalov trupu*. [Habilitačná práca] /Alena Cepková. Masarykova univerzita v Brne. Fakulta sportovních studií. Stupeň odbornej kvalifikácie: docent. Brno: FsPS MU, 2020.

Habilitačná práca (súbor vedeckých prác) je súborom prác monotematického charakteru, v ktorej prezentujeme výsledky výskumov získaných počas niekoľkoročného sledovania držania tela v komparácii s telesnou zdatnosťou a telesným rozvojom a hodnotením sily svalov trupu.

Habilitačnú prácu sme vedecky podložili získanými výsledkami z viacerých výskumov hodnotenia držania tela u študentov vysokej školy vo vzťahu k telesnej zdatnosti a telesnému rozvoju a testovania sily svalov trupu, ktoré sú základom pre správne držanie tela, v ktorých som bola ako hlavná riešiteľka alebo spoluriešiteľka.

V práci 1 a 2 sme dospeli k poznatkom, že študenti so správnou postúrou dosiahli lepšie výsledky v testoch telesnej zdatnosti a telesného rozvoja ako študentmi s nesprávnou postúrou. V práci 3 sme sledovali rozdiely v držaní tela medzi študentmi a študentkami, pričom sa potvrdili intersexuálne rozdiely, u oboch skupín sme zistili výrazné predsunutie hlavy. V práci 4 sme overovali testovanie sily svalov trupu pri rotačnom cvičení so záťažou. Potvrdil sa nám význam tohto testovania a jeho využitie predovšetkým pri športoch, kde sa využíva rotácia trupu, ako napríklad hokej, golf a tenis. Poznatky získané v predchádzajúcich vedeckých prácach zameraných na posturu a silu svalov trupu sme transformovali do prác 5 a 6, ktorých výsledkom bolo navrhnutie a zostrojenie variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a/alebo rehabilitačného zariadenia svalov trupu pre bežnú populáciu ako aj pre trénovaných jedincov.

Kľúčové slová: Držanie tela. Metódy hodnotenia držania tela. Telesná zdatnosť. Telesný rozvoj. Študenti. Sila svalov trupu.

ZOZNAM PRÁC ZARADENÝCH DO SÚBORU

Cepková, A. & Zvonař, M. (2014). Postura ve vztahu k tělesné zdatnosti studentů univerzity. In Zvonař, M., Sedláček, J., & Jankovský, P. (2014). *Aplikovaná antropomotorika II*. 1. vyd. Brno : Masarykova univerzita, s. 93-101.

Cepková, A. (2011). Assess the state of posture, physical fitness and mental health of student of the university. *Integrative power of kinesiology. Proceedings Book : 6th international scientific conference on kinesiology*. Opatija, Croatia, September 8-11. Zagreb : University of Zagreb, s.338-342.

Cepková, A., Kyselovičová, O., Honz, O., Uváček, M., & Žiška, J. (2015). Evaluation of posture among university students. *Acta Universitatis Matthiae Belii physical education and sport*, 7(2), s. 32-42. ISSN 1338-0974.

Zemková, E., **Cepková, A.,** Uváček, M., & Šooš, L. (2017). A Novel Method For Assessing Muscle Power During The Standing Cable Wood Chop Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(8), 2246-2254 . ISSN 1064-8011. V databáze: SCOPUS.

Šooš, L., Zemková, E., **Cepková, A.,** Štefanka, M., & Jeleň, M. (2018). *Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu: patentový spis č. 288578*. Banská Bystrica Úrad priemyselného vlastníctva SR 2018. 25 s. Patent

Šooš, L., **Cepková, A.** (2019). Variable diagnostic and/or strengthening training equipment for the upper-body muscles. *Human Systems Engineering and Design : proceedings of the 1st international conference on Human Systems Engineering and Design : Future Trendy and Applications*. 1. vyd. Cham : Springer Nature Switzerland, 891-897. ISBN 978-3-030-02052-1. V databáze: SCOPUS: 2-s2.0-85055805005.

ÚVOD

Súčasné dynamicky sa meniace životné podmienky vplývajú na zvýšenú adaptabilitu človeka. Zvyšuje sa neuropsychická záťaž, znižujú sa nároky na pohyb a fyzickú námahu. U študentov vysokých škôl je telesná výchova v mnohých prípadoch jedinou pohybovou aktivitou, ktorú realizujú, preto sa stretávame so skutočnosťou, že u nich vo veľkej miere absentuje aktívny pohyb. Ich pracovné zaťaženie je väčšinou jednostranné a monotónne. Sú to faktory, ktoré významne ovplyvňujú kvalitu života človeka. Dochádza k zmene životného štýlu, ktorý sa negatívne odráža na ich zdraví. Hypokinéza, ktorá je celosvetovým fenoménom 21. storočia, má negatívny dopad na ich telesnú a funkčnú zdatnosť a aj telesný rozvoj. Vo veľkej miere sa vyskytujú u ľudí bolesti chrbta, ktoré sú okrem iného dôsledkom aj sedavého spôsobu života, nesprávneho držania tela v stoji, v sede, alebo pri rôznych činnostiach.

Základom správneho držania tela bežnej populácie a športovcov je správne fungujúci stred tela. Diagnostika sily svalov trupu nie je v súčasnosti dostatočne monitorovaná a považujeme za potrebné sa s ňou naďalej podrobnejšie zaoberať. Možno očakávať, že takýto komplexný rozvoj sily svalov v oblasti trupu so správne nastaveným protokolom zvýši účinnosť tréningového programu športovcov, ako aj liečby netrénovaných jedincov s funkčnými bolesťami chrbta.

V prvej časti práce sa venujeme teoretickému rozboru pohybových aktivít študentov, držaniu tela a svalom trupu. Keďže sa jedná o súbor vedeckých prác v nasledujúcej časti sa zaoberáme cieľmi a metodikami jednotlivých vedeckých prác. V ďalšej časti predkladáme súhrn výsledkov a diskusiu k predkladaným vedeckým prácam. V praktickej časti prinášame výsledky našich niekoľkoročných výskumov a nové poznatky z oblasti držania tela vo vzťahu k telesnej zdatnosti a telesnému rozvoju, a taktiež výsledky v oblasti skúmania sily svalov trupu, ktoré môžu byť užitočné pre učiteľov, trénerov a pre širokú verejnosť.

1 VÝCHODISKÁ PRÁCE

Na Strojníckej fakulte STU v Bratislave sa zaoberáme už niekoľko rokov hodnotením stavu telesnej zdatnosti a telesného rozvoja. Zo sedemročného sledovania sme zistili pokles parametrov telesného rozvoja a telesnej zdatnosti študentov. Dotazníková metóda nám odhalila prevahu sedavého spôsobu života, s minimálnou pravidelnou pohybovou aktivitou. Pri nástupe na štúdium vysokej školy sa študentom mení životný štýl a z aktívneho sa stáva skôr pasívny. Tieto aspekty majú výrazný vplyv na telesnú zdatnosť a taktiež na držanie tela, dlhodobé monotónne činnosti sú často dôvodom nielen bolestí chrbtice, ale v konečnom dôsledku zhoršenia celkovej kvality života. Tieto pozorovania nás dovedli k potrebe hodnotenia telesnej zdatnosti, telesného rozvoja, ako aj držania tela študentov a hodnotenia sily svalov trupu.

Problematikou držania tela sa zaoberá mnoho našich a zahraničných odborníkov ako napríklad (Lánik, 1990; Labudová, 1992; Véle, 1995, 2006; Janda, 1996; Brügger, 1995; Hromádková, 1999; Vařeka & Dvořák 1999, 2001; Gúth et al., 1999, 2004; Tichý, 2000; Vařeka et al., 2001; Vařeka, 2002; Kolář, 2002, 2007, 2009; Binovský, 2003; Hodges, 2003; Lewit, 2003; Hnízdil, 2005; Kanásová, 2005, 2006, 2015; Čermák et al., 2008; Vařeková & Vařeka, 2006; Kociová, 2008; Biskup, 2009; Hrčka, 2009; Preissová & Vlasáková, 2009; Stackeová, 2012; Nechvátalová & Haladová, 2013; Brennan, 2014; Mc Gill, 2015; Ruivo, 2016 a ďalší).

Taktiež sa mnoho výskumníkov zaoberá telesnou zdatnosťou a telesným rozvojom (Moravec et al. 1966, 2002; Zapletalová 2002; Zapletalová et al., 2011; Havranová 2003; Korček 2003; Šulc et al. 2004; Šimonek, 2005; Kukačka, 2011; Zvonařa et al., 2011; Bobřík, 2012; Halmová, 2013; Liba & Buková, 2012; Martens et al., 2012; Varela-Mato et al., 2012; Morrell et al., 2013; Tibenská & Medeková, 2013; Cepková, 2015; Somorovský & Kyselovičová, 2017 a ďalší).

Nás zaujímala súvislosť medzi telesnou zdatnosťou, telesným rozvojom a držaním tela študentov vysokej školy, ktorí patria do rannej dospelosti. Použili sme Matthiasov test na hodnotenie držania tela, ktorý je veľmi jednoduchý a generalizovaný a uvedomujeme si, že nebol úplne najvhodnejší pre náš súbor. Umožnil nám však pri väčšom množstve testovaných súborov odseparovať študentov so „správnou postúrou“ a „nesprávnou postúrou“ a zároveň u študentov testovať telesnú zdatnosť a telesný rozvoj. Test podľa Matthiasa nevytvoril podrobne o odchýlkach od normy na jednotlivých častiach tela, ako napríklad test podľa

Jaroša – Lomíčka. Ale prejav nesprávnej postúry zistený Matthiasovým testom je dôsledkom nedostatočne rozvinutých svalov trupu, ktoré sme čiastočne zisťovali v testoch telesnej zdatnosti. Tieto poznatky nás priviedli k zameraniu pozornosti na testovanie a rozvoj sily svalov trupu v súčasnosti nazývané „core“. Nás zaujímalo overovanie testov sily svalov trupu pri rotačných pohyboch, v ktorých nie je dostatok vedeckých poznatkov, ale aj v predozadnom pohybe. Získané poznatky z hodnotenia držania tela, testovania sily svalov trupu a spolupráca so strojnými inžiniermi boli podkladom zostrojenia prototypu zariadenia na komplexný rozvoj sily svalov v oblasti trupu a ich diagnostiku, ktorý je chránený patentom. Strojnícku fakultu STU v Bratislave navštevujú prevažne študenti, študentky tvoria necelých 15%. Tieto tiež navštevujú povinnú telesnú výchovu počas bakalárskeho stupňa štúdia. Skupinu študentiek, ktorá navštevovala hodiny povinnej telesnej výchovy so zameraním na aerobik, sme podrobili testu držania tela podľa Jaroša – Lomíčka, ktorý je určený na podrobné odhalenie odchýlok od normy na jednotlivých častiach tela, a porovnali sme ju s nezávislou skupinou študentov, ktorá nebola zaradená do žiadneho iného experimentu.

Vzhľadom na to, že študentky a študenti navštevovali pravidelne telesnú výchovu len 1 x týždenne, nebolo možné hodnotiť mieru vplyvu pohybových aktivít a pohybových programov na zmenu vybraných hodnotiacich faktorov. Vedecko-výskumná činnosť bola podporená viacerými grantovými úlohami MŠVVaŠ SR – VEGA a APVV (Agentúra pre vedu a výskum), v ktorých som bola ako hlavný riešiteľ alebo spoluriešiteľ.

1.1 Pohybové aktivity a šport vo vzťahu k držaniu tela

Jedným z najdôležitejších determinantov zdravia je pohybová aktivita. Pohyb by mal byť prirodzenou súčasťou života a vo veľkej miere prispieva k znižovaniu neinfekčných civilizačných ochorení. Štatistické údaje štúdií Svetovej zdravotníckej organizácie (WHO 2017) o rizikových faktoroch zdravia svedčia o tom, že fyzická nečinnosť, alebo sedavý spôsob života patria k desiatim hlavným príčinám úmrtí a poškodení zdravia. Podľa Hainera (2007) sedavý spôsob života je dvojnásobným rizikom vzniku kardiovaskulárnych ochorení, cukrovky, obezity, zvyšuje riziko vzniku rakoviny hrubého čreva, vysokého krvného tlaku, vedie k osteoporóze a spôsobuje depresie a stavy úzkosti. Je nepopierateľné, že pravidelná pohybová aktivita vedie k upevňovaniu zdravia, čím dochádza k predchádzaniu až eliminovaniu zdravotných ťažkostí. Preukázateľne zabraňuje vzniku mnohých civilizačných ochorení a tak isto aj eliminuje nárast celosvetového fenoménu 21. storočia, ktorým je hypokinéza (Sigmund & Sigmundová, 2011). Ako uvádza Somorovský & Kyselovičová (2017) nedostatočnú pohybovú aktivitu rieši 56% členských štátov Svetovej zdravotníckej organizácie (WHO 2017). Odborné štúdie dokumentujú, že tretina dospelaj populácie nie je dostatočne pohybovo aktívna a viac ako 70 % adolescentov nespĺňa odporúčania pohybovej aktivity. Pričom Dishman et al. (2004) zaraďujú medzi pohybové aktivity aj pohyb v zamestnaní, práce v domácnosti, voľnočasové aktivity, šport a plánované cvičenia v rámci fitness alebo pre zdravotné účely. Nejde teda len o športové aktivity, ale o akýkoľvek telesný pohyb. Šport je iba jeho podskupinou.

Pohybové aktivity a pohybový režim vysokoškolákov je vo veľkej miere ovplyvnený rôznymi činiteľmi, medzi ktoré patrí zdravotný stav, pohybové skúsenosti, hodnotová orientácia, záujmy a postoje, sociálny status, profesia, prostredie a podobne (Liba & Buková 2012). U študentov po nástupe na univerzitné štúdium prevažuje sedavý spôsob s veľmi nízkou dotáciou voľnočasových pohybových aktivít (Kukačka, 2011; Bobřík, 2012; Cepková et al. 2016). Znižuje sa pohybová výkonnosť mládeže (Moravec et al., 1966, 2002; Zapletalová 2002, 2011). Tento trend potvrdzuje aj viacero autorov pri sledovaní telesnej zdatnosti vysokoškolákov (Havranová 2003; Korček 2003; Šulc et al., 2004). Všeobecne je platné, že ubúda pohybovej aktivity vo všetkých vekových kategóriách, ktoré nie sú navyše rovnomerne rozdelené počas dňa. Taktiež chýba pohybová pestrosť. Pohybová aktivita, aby bola zdraviu prospešná, by optimálne mala prebiehať 3 až 4 x týždenne po dobu 30 až 45 minút pri intenzite zaťaženia 60 až 80%, pričom pohybová aktivita by sa mala zamerať na

vytrvalostné cvičenia. Podľa Zvonařa et al. (2011) dospelí presedia denne 8 hodín a pohybujú sa v priemere 4 hodiny. Je to veľký nepomer, ktorý sa odráža v zhoršení telesnej zdatnosti. Tibenská & Medeková (2013) zistili u študentiek, že takmer tretina zo 147 opýtaných sa venovala viac ako 8 hodín denne sedavým aktivitám, najväčšia časť sedela 6 až 8 hodín denne. Väčšina z opýtaných študentiek sa venovala chôdzi denne 2 až 3,5 hodiny. Martens et al. (2012) zistil že až 83% zo 70 študentov má nízku pohybovú aktivitu. Morrell et al. (2013) vo svojej štúdií potvrdil, že vysokoškolskí študenti a študentky s podpriemernou kardiovaskulárnou zdatnosťou alebo nízkou pohybovou aktivitou majú vyššie riziko obezity. Varela-Mato et al. (2012) uvádzajú, že u španielskych vysokoškoláčok prevláda sedavý spôsob života.

Nedostatok pohybových aktivít a prevládanie sedavého spôsobu u vysokoškolákov má za následok preťažovanie rovnakých kĺbových štruktúr a rovnakých svalových skupín. Dochádza tak k celkovému zníženiu proprioreceptívnej stimulácie, dôsledkom čoho je nedostatočná stimulácia centrálného nervového systému s poruchou riadenia. Pohybová pasivita spôsobuje nedostatok informácií, ktoré prichádzajú do centrálného nervového systému, čo sa podieľa na vzniku chybných pohybových stereotypov a svalových dysbalancií (Molnárová, 2009). Podľa Lewita (1996) hlavnými príčinami svalových dysbalancií je:

- hypokynéza, nedostatočné zaťažovanie,
- chronické zaťažovanie nad hranicu danú svalovou kvalitou,
- asymetrické zaťažovanie bez dostatočnej kompenzácie,
- zmena pohybového stereotypu, napr. vplyvom úrazu alebo ochorenia.

Podľa Tichého (2000) dysbalancie vznikajú, keď je nerovnováha medzi svalmi na prednej a zadnej strane tela. Takúto dvojicu tvorí jeden sval posturálny, so sklonom k tuhnutiu a druhý fázičný, ktorý má sklon k ochabovaniu. Chrbtica je jedným funkčným celkom, kde zmena stavu na jednej časti ovplyvní ostatné časti. Medzi vonkajšie faktory, ktoré ovplyvňujú držanie tela parí jednostranné zaťaženie, statické preťažovanie, nedostatok pohybu a nevhodné pohybové aktivity (Tichý, 2000; Hoškov & Matoušková, 2012). Pozitívny vplyv pohybových aktivít na správne držanie tela potvrdilo viacero výskumníkov. Ruivo et al. (2016) zistili, že po vykonaní posturálnych korekčných cvičení v triedach preukázali lepšiu pozitívnu intervenciu. Bolo naznačené, že realizácia praktických cvičení vo viacerých školách je inteligentnou a účinnou stratégiou na predchádzanie skorých nástupov posturálnych deformácií. Odporúčajú zavedenie pravidelného cvičenia zameraného na správne držanie tela 2x do týždňa. Zavedením tohto prístupu do škôl sa môže pomôcť deťom rozvíjať náležité

posturálne hygienické návyky už v ranom veku. Takýto prístup môže predchádzať vzniku bolestí chrbtice a funkčným poruchám vo vyššom veku .

U študentov je veľmi častý jav predsunutia hlavy pri pohľade nadol na mobilný telefón, čím vzniká zvýšenie tlaku na krčnú chrbticu, čo spôsobuje zvýšené zaťaženie až o 18 – 27 kg (Hansraj 2014). Postoj predsunutej hlavy zvyšuje svalové napätie okolo hrudnej chrbtice a obmedzuje jej rozsah pohybu, čo ma negatívny dopad na hladký priebeh dýchania Han et al. (2016). Štúdia Yanga & Haldemana (2018) poukazuje na asociácie medzi samovoľne hlásenou bolesťou v dolnej časti chrbta a fyzickou nečinnosťou vo voľnom čase, súčasným alebo bývalým fajčením, súčasným alebo predchádzajúcim pitím alkoholu, krátkym trvaním spánku a obezitou. Cohen et al. (2016) vo svojej štúdii zistili, že čím je postúra lepšia sú aj kvalitnejšie kognitívne funkcie.

Taktiež sa pozorujú rozdiely medzi pohlaviami. Intersexuálne rozdiely v zakrivení chrbtice potvrdili Masharawi et al. (2010), ktorý zistili, že ženy mali väčšiu lumbálnu lordózu ako muži. Preukázalo sa, že sagitálne chrbtové zakrivenie je ovplyvnené pohlavím v dôsledku genetických, hormonálnych a environmentálnych faktorov. Rozdiely v zakrivení chrbtice medzi ženami a mužmi môžeme pozorovať aj v štúdii Cepková (2013), v ktorých sa potvrdila výraznejšia drieková lordóza u žien a zväčšená hrudná kyfóza u mužov.

Aj extrémne tréningové zaťaženie v športe sa odráža v celkovom držaní tela. Vplyv športového tréningu na tvar chrbtice potvrdilo viacero výskumníkov. Uetake et al. (1998) zistili, že šprintéri, bežci, skokani, vrhači, plavci, kulturisti a futbalisti mali výraznejšie zakrivenie chrbtice ako nešportovci. Taktiež Lichota et al. (2011) potvrdzujú vplyv športového tréningu na tvar chrbtice. Zistili u volejbalistov a hádzanárov zväčšenú hrudnú kyfózu. Wodecki et al. (2002) zistili výraznejšiu lumbálnu lordózu a sploštenú hrudnú kyfózu u futbalistoch ako u nešportovcov. Alricsson & Werner (2006) po 5 ročnom meraní s lyžiarmi, zistili zväčšovanie hrudnej kyfózy vplyvom tréningu, pričom nedošlo k žiadnej zmene v driekovej lordóze. V štúdii Wojtys et al. (2000) sa potvrdilo, že u pravidelne športujúcich atlétov je vyššie riziko hrudnej kyfózy ako u nešportujúci

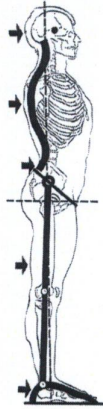
1.2 Držanie tela

Držanie tela (postúra) dozrieva počas posturálnej ontogenézy. So zrením centrálného nervového systému sa v závislosti na optickej orientácii a emočnej potrebe dieťaťa do držania tela automaticky zapájajú svaly v synergiách, ktoré sú uložené v mozgu ako matrice (sú geneticky dané). Tieto svalové súhry zaisťujú (pri optimálnej funkcii systému) funkčnú centráciu jednotlivých kĺbov a umožňujú morfológické dozrievanie skeletu. V štyroch rokoch dieťaťa je spolu s dozrievaním jeho centrálného nervového systému pre hrubú motoriku dokončená posturálna ontogenéza (Kolář, 2002, 2007). Vařeka & Dvořák (2001) sa vo svojej štúdiu zaoberajú bio-psycho-sociálnym charakterom fenoménu držania tela. Držanie tela jednotlivca môže byť ovplyvňované okrem možných primárne patologických príčin (neurologických, ortopedických, interných) rôznymi vplyvmi prostredia, ako aj napríklad zamestnaním, športom alebo módou. Držanie tela je výslednica určitého tvaru chrbtice, najmä práce posturálnych svalov, posturálnych reflexov a funkcie chrbtice. Spôsob držania tela je súčasťou neverbálnej komunikácie a mnohokrát je možné z nej odčítať psychické rozpoloženie jedinca. Je to dynamický proces udržiavajúci telo vo vertikále. Držanie tela má dve varianty: pohotovostné držanie (stand by) - a orientované držanie - (attitude). Vzpriamená poloha nepatrne kolíše nielen pod vplyvom dynamického udržiavania polohy, ale aj vplyvom dýchacích pohybov, ktoré ovplyvňujú postúru. Treba odlišovať vzpriamené spontánne držanie tela od napriameného držania tela, ktoré je vôľou vedome kontrolované. Spontánne vzpriamené držanie je programovo fixované a napriamené je vedome korigované (Véle, 2006). Je to sprievodný znak každej činnosti, pohybový návyk, ktorý vieme z veľkej časti ovládať svojou vôľou. Držaním tela označujeme vzájomnú polohu jednotlivých častí tela – hlavy, trupu, končatín, ktorá sa prezentuje u jednotlivca či už v pokoji alebo pri každej pohybovej činnosti. Dôležitý predpoklad a určujúce faktory držania tela sú:

- anatomická stavba tela, jeho častí (postava, proporcionalita častí tela, chrbtica, vývoj kĺbov, svaly a pod.) a ich vzťah, spojenie, pohyblivosť, funkčnosť,
- neurofyziologické a neuroregulačné mechanizmy (dostredivé a odstredivé nervové dráhy, mozog, miecha, dotykové a zmyslové receptory, vnemy a pod.) ktoré zabezpečujú vytváranie posturálneho reflexu a posturálneho pohybového stereotypu, ktoré plnia a ovládajú posturálne funkcie:
 - antigravitačnú,
 - stabilizačnú,

- balančnú,
- a ich koordináciu,
- celková funkčná zdatnosť organizmu (stupeň odolnosti a schopnosť prispôbovať sa zaťaženiu, kondícia oporno-pohybovej sústavy, činnosť vnútorných orgánov a najmä dýchacej sústavy),
- predstava o držaní tela, postoj k svojmu držaniu tela,
- schopnosť vyvinúť potrebné svalové napätie posturálnych svalov a udržať svalovú rovnováhu.

Stoj je poloha staticky náročná, lebo ťažisko je vysoko nad podložkou a oporná plocha je malá. V vzpriamenom stoji hlava s očami smerujú priamo vpred, horné končatiny visia voľne pozdĺž tela s dlaňami dopredu a dolné končatiny sú vystreté vedľa seba. V tomto postavení zvislé ťažnice spustené stredom bedrových kĺbov prebiehajú cez kolenné a členkové kĺby kolmo na opornú plochu a podložku. Os vzpriameného tela ide kolmo proti pôsobeniu gravitácie. Na udržiavanie vzpriamenej polohy tela sa podieľajú svalové skupiny, pre ktoré je to ich hlavnou činnosťou a nazývame ich posturálne svaly (Bínovský, 2003). Významná pre držanie tela je celková funkčná zdatnosť organizmu, pri ktorom sa chrbtica drží vzpriamene, ale pritom má zachované fyziologické dvojité esovité zakrivenie (krčná lordóza, hrudná kyfóza, drieková lordóza, krížová kyfóza) (Obr. 1), ramená sú rozložené do strán, spustené dolu a vzad, lopatky priložené k hrudníku. Svaly trupu a dolných končatín sú v trvalom napätí, čiže v izometrickom sťahu. Podľa zmeny ťažiska tela sa mení aj aktivita jednotlivých svalových skupín. Pri pohľade zozadu je chrbtica rovná, totožná s osou tela a obe polovice tela sú symetrické (plecia, lopatky, boky sú rovnako vysoko na pravej i na ľavej strane. Hrudník je klenutý a zdvihnutý hore, hmotnosť tela je viac na prednej a vonkajšej časti chodidiel. Pri pohľade z boku vertikálna os spája ušný boltec s ramenným, lakťovým, stehnovým, kolenovým a členkovým kĺbom. Panva je mierne podsadená, brušná stena je schovaná za olovnícou, ktorá vychádza z mečovitého výbežku prsnej kosti (Obr. 1). (Labudová & Thurzová, 1992; Bínovský, 2003; Gúth, 2004; Čermák et al., 2008; Hrčka, 2009).



Obrázok 1 Stoj (Čermák et al., 2008)

Z energetického pohľadu sa dá charakterizovať správne držanie tela, keď pri statickej záťaži leží ťažisko každého segmentu nad stredom oblasti, ktorá mu slúži ako podporná báza, a teda vyváženosť systémov vyžaduje minimálnu aktivitu svalov (Véle, 2006). Podľa Brennana (2014) je držanie tela vzťah jednej alebo viacerých častí tela k ostatným. Keď je vzťah voľný, správne držanie tela vzniká prirodzene, ale keď je vzťah obmedzený pre napätie, nesprávne držanie tela je neodvratiteľné bez ohľadu na polohu alebo pozíciu, ktorú sme si osvojili. Lánik (1990) charakterizoval správne držanie tela tak, že ťažisko pôsobí vyvážene na dolné končatiny a táto sila je zachytená a eliminovaná tlakom podložky do nôh. Brügger (1995) charakterizuje vzpriamené držanie tela ako také držanie, pri ktorom chrbtica funkčne vytvára dva lordotické úseky: thorako-lumbálnu lordózu, ktorá prebieha od os sacrum po Th5 a cervikokraniálne pretiahnutie, ktoré prebieha od Th5 smerom kraniálnym. Držanie tela je návyk, ktorý sa utvára v priebehu života. Ide o prácu cieľavedomú, dlhodobú a značne náročnú (Haladová & Nechvátalová 1997; Zanolitová et al., 2011; Kaščáková, 2006). Podľa Hnízdila et al. (2005) za nesprávne držanie tela sa považuje chabé (pasívne) držanie, charakteristické schúlenou postavou, zvesenou hlavou vtiahnutou medzi ramená, guľatým chrbtom a ochabnutým svalovým aparátom. Na definícii správneho držania tela sa autori odborných publikácií zhodujú, neexistuje však absolútna norma pre správne držanie tela, pretože i v tomto prípade musíme rešpektovať to, že každý človek je jedinečný (Preissová & Vlasáková, 2009). Rychlíková (2004) hovorí o takom stoji, pri ktorom sú nohy rovno vedľa seba, kolená a bedrá natiiahnuté, panva v takej pozícii, aby sa ťažisko trupu nachádzalo nad spojnicou stredov bedrových kĺbov, ruky voľne vedľa tela, lopatky sú priložené k hrudníku a hlava je vzpriamená.

Držanie tela ovplyvňuje mnoho ďalších činiteľov, ako celkový zdravotný stav, genetické danosti, vek, únava, dĺžka spánku, ale aj nesprávne volené pohybové aktivity, pri ktorých sa neakceptujú vekové osobitosti detí a mládeže. V držaní tela sa odráža stav a pohotovosť celého organizmu so všetkými zákonitosťami, ktoré rozhodujú o schopnosti človeka prispôbiť sa životným podmienkam (Ciklaminiová, 1990; Gúth e al, 1999).

Riadenie držania tela a pohybu zostáva podľa Vojtu (2010) až do konca života nevedomým pochodom, automatické riadenie držanie tela, je nevyhnutným predpokladom pre normálne fázické (cieľene smerovanú) hybnosť. Keď sa u zdravého dojčaťa vo veku 4-6 týždňov objaví prvá snaha o vzpriamenie v polohe na bruchu, má už toto vzpriamenie všetky prvky, ktoré sú obsiahnuté aj v tých najvyšších lokomočných prejavoch človeka. K týmto prvkom pohybu vpred patria prenášanie hmotnosti, vzpriamenie, riadenie rovnováhy, koordinovaná zmena držania tela, ktorá sa prejaví vždy globálne v celom tele. Podľa Hromádkovej et al. (1999) a Čermáka et al. (2008) je ideálny postoj taký, pri ktorom majú byť nohy voľne pri sebe, kolenné a bedrové kĺby nenásilne natiahnuté, panva postavená tak, aby hmotnosť trupu bola vycentrovaná nad spojnicou bedrových kĺbov, chrbtica má byť plynulo zakrivená, ramená spustené dolu, lopatky naplocho priložené k rebrám a pritiažené k chrbtici. Hlava má byť postavená tak, že spojnica zvukovodu a dolného okraja očnice prebieha vodorovne. Jednoznačne určiť objektívnu normu, to znamená jediné správne držanie tela, však nie je možné (Preissová & Vlasáková, 2009).

McGill (2015) poukazuje na to, že chrbtica je najodolnejšia voči stresom každodenného života, keď je v neutrálnej polohe, to znamená, keď má tri prirodzené krivky. Medzi tie patrí krčná lordóza, hrudná kyfóza a drieková lordóza. Je to východisková pozícia v ktorej je najmenej napnutá. Hlavnou funkciou chrbtice je udržať vzpriamené postavenie tela, vzdorovať gravitácii, ktorá neustále pôsobí v smere zhora nadol, a zabezpečiť primeranú pohyblivosť (Klenková & Kazimír 2010).

Čermák et al. (2008) definuje držanie tela ako špecifický spôsob riešenia úlohy ako sa vyrovnáť s gravitáciou a udržať rovnováhu tela. Držanie tela sa ukazuje ako určité priestorové usporiadanie jednotlivých pohybových segmentov tela v staticky náročných polohách (stoj, chôdza, beh). Z hľadiska riadenia opornej motoriky ide o realizáciu posturálneho stereotypu, ktorý je u každého človeka silne individuálnou črtou. Podľa Bínovského (2003) kritériom hodnotenia držania tela nemôže byť len celkový vzhľad človeka, ale aj spôsob, ako sa pohybový systém za daných okolností vyrovnáva zo statickými nárokmi vzpriamenej polohy a ako s účinkami gravitácie, ktorú vyrovnávajú posturálne svaly. Zlyhávanie posturálnych

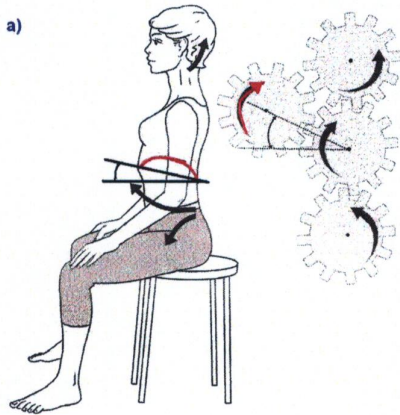
funkcií sa prejavuje ako odchýlka držania tela a označuje sa ako posturálna chyba. Správne držanie tela je sprievodným javom telesného a duševného zdravia, tak v detskej ako aj v dospeljej populácii. Každý jedinec má vlastný stereotyp držania tela, ktorý je obrazom jeho vonkajšieho a vnútorného prostredia, zodpovedá jeho telesným a duševným vlastnostiam, telesnej stavbe a stavu svalstva (Modrák, 2010; Labudová, 1992).

Podľa Hamade et al. (2003) chybné držanie tela treba považovať za začiatok rozvinutia degeneratívnych stavov chrbtice, ktoré sa prejavujú v dospelosti vo forme bolesti chrbta a možného obmedzenia hybnosti.

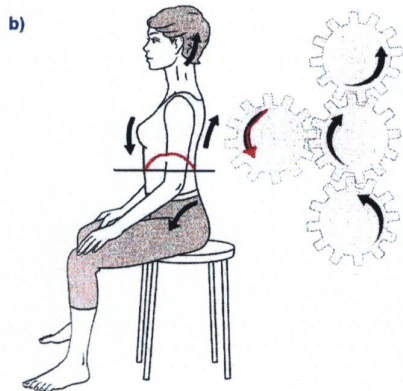
Podľa Koláře et al. (2009) chápeme postúru ako aktívne držanie pohybových segmentov tela proti pôsobeniu vonkajších síl, z ktorých má v bežnom živote najväčší význam sila tiaže. Postúra je základnou podmienkou pohybu a nie naopak. Rozlišujeme posturálnu stabilitu, posturálnu stabilizáciu a posturálnu reaktibilitu. Posturálna stabilita je schopnosť zaistiť také držanie tela, aby nedošlo k neriadenému pádu. Posturálna stabilizácia je aktívne (svalové) držanie tela proti pôsobeniu vonkajších síl riadené centrálnym nervovým systémom. Bez koordinovanej svalovej aktivity by sa naša kostra zrútila. Pri každom pohybe, ktorý je náročný na silové pôsobenie (zdvíhanie, držanie bremena), je vždy generovaná kontrakčná svalová sila, ktorá je potrebná na prekonanie odporu. Túto reakčnú stabilizačnú funkciu nazývajú Kolář et al. (2009) posturálnou reaktibilitou.

Experimentálne bolo zistené, že aktivácia bránice, panvového dna, brušných a chrbtových svalov predbieha pohybovú činnosť horných a dolných končatín. Podľa Velého (2006) je postúra pokojová poloha tela vyznačujúca sa určitým usporiadaním pohyblivých segmentov. Ak máme úmysel urobiť nejaký pohyb, zmení sa pokojová poloha na polohu pohotovostnú, ktorá prechádza tesne pred zamýšľaným pohybom do účelovo orientovanej polohy, z ktorej zamýšľaný pohyb vychádza k pohybovému cieľu. Postúra je proces udržiavania polohy v stále sa meniacom prostredí. Ako uvádza Vařeka (2002), k vykonaniu optimálneho pohybu je nutné zaujať a udržať optimálnu postúru – vzpriamené držanie tela. Postúra vždy vyžaduje spevnenie osového orgánu, teda trupu s krkom a hlavou. Vzpriamené držanie tela je odporúčané jednak z pohľadu ergonomického, t.j. pri bežných pohybových činnostiach (domáce práce, dvíhanie bremien), ale aj pri cielenom cvičení stabilizačnej funkcie (Kociová, 2008). Brügger (1995) vychádza z predpokladu, že odchýlky od vzpriameného držania tela predstavujú pre organizmus chybné, nefyziologické zaťaženie. Tzv. vzpriamené držanie tela podľa Brüggera (Kociová, 2008) na modely troch ozubených kolies (Obr.2a), ktoré sú vo vzájomnom vzťahu a reprezentujú 3 základné pohyby:

1. klopenie panvy dopredu - nie anteverzia
2. zdvihnutie hrudníka
3. natiahnutie šije a krku.



Obr. 2a) Pri napriamení chrbtice odporúča Brügger zdvihnutie hrudného koša (Kociová, 2008) .



Obr. 2b) Kolář sa snaží o napriamenie Th chrbtice pri súčasnom maximálnom kaudálnom postavení hrudníka (Kolář, 2007).

Postúra nie je synonymom pre stoj na dvoch nohách, ale je súčasťou napríklad sedu alebo len zdvihnutia hlavy v ľahu na bruchu, je nutnou súčasťou chôdze a ďalších spôsobov aktívnej lokomócie. Postúra je nielen na začiatku a konci akéhokoľvek cieleného pohybu, ale je taktiež jeho súčasťou a základnou podmienkou (Vařeka et al., 2001). Podľa Kociovej (2008) je ťažké stanoviť hranicu „správneho pohybového stereotypu“ ako aj správnej postúry. Sú totiž odrazom vnútorného vývoja a aktuálneho emočného a psychického stavu každého jedinca. Je

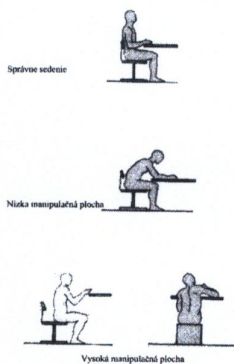
veľmi ťažké jednoznačne stanoviť kvalitu a hodnotiace kritéria postúry. Väčšina autorov pri popise dobrá alebo zlá postúra vychádza z definície American Academy of Orthopaedic Surgeons z roku 1947 (Biskup, 2009), ktorá hovorí, že dobrá postúra je stav svalovej a skeletálnej rovnováhy, ktorá chráni oporné štruktúry tela proti poraneniu alebo progresívnym deformitám, bez ohľadu na pozíciu postúry (vzpriamená, ležiaca, nahrbená), v ktorej tieto štruktúry pracujú alebo odpočívajú. Za takýchto podmienok budú svaly fungovať najefektívnejšie a optimálne podmienky budú dané tiež hrudným a brušným orgánom. Nesprávna postúra je chybný vzťah jednotlivých častí tela, ktorý má za následok zvýšené napätie oporných štruktúr, a kde je horšia rovnováha tela nad opornou základňou.

1.3 Držanie tela v sede

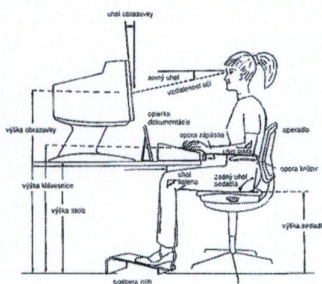
Pri správnom držaní tela v sede je panva v mieste ťažiska podoprená v takej polohe, aby sa trup s hlavou nachádzal nad ťažiskom. Kolená sú v pravom uhle, chodidlá sa celou plochou opierajú o zem. Trup by sa mal pri opretí podopierať pod lopatkami, zaťaženie oboch sedacích kostí je rovnomerné. Nepodoprená panva a chrbát sa držia v správnej polohe stiahnutím brušných a sedacích svalov, chrbtovými a zadnými šijovými svalmi. Je dôležité si uvedomiť, že pre správne sedenie je dôležitá výška sedadla, sklon a umiestnenie operadla, výška stola (pracovnej plochy) a jeho vzdialenosť od tela, ako aj osvetlenie (Hrčka, 2009). Ideálne je používať stoličku, na ktorej sa dá regulovať výška sedadla aj opierky. Súčasnú podmienku v školách vo väčšine neumožňujú prispôbienie stoličky ani stola anatomickým parametrom študenta (Obr. 3). Môže dochádzať k funkčným poruchám, k zlým posturálnym a pohybovým stereotypom. Dlhodobé nesprávne sedenie spôsobuje ochabovanie brušných a sedacích svalov, čo spôsobuje, že sa neaktivujú ani vtedy ak je to potrebné. Nesprávne postavenie hlavy vedie k funkčným poruchám krčnej chrbtice, ktoré môžu vyvolávať bolesti hlavy (Hrčka, 2009). Pri vzpriamenom sedení je tlak na medzistavcové platničky rozložený rovnomerne. Pri nesprávnom sedení sa tlak presúva na prednú časť medzistavcových platničiek, čo môže mať za následok ich poškodenie.

S nesprávnou ergonómiou pracoviska a dlhodobým jednostranným zaťažením, umiestnením klávesnice a myši pribúdajú príznaky únavy z preťaženia. Správne sedenie pri počítači (Obr. 4) vychádza zo správneho sedenia ako takého. Najčastejšie ochorenia vznikajúce v dôsledku nadmernej práce s počítačom sú bolesti chrbtice z preťaženia, zápal

šliach ruky, zápästia a lakt'a a poškodenia nervov, inervujúcich oblasť ruky a prstov. K týmto chorobám sa pridružujú viaceré zdravotné ťažkosti vyplývajúce z dlhodobej práce v sede. V dôsledku nedostatočnej aktivity pri dlhodobom sedení dochádza k oslabovaniu svalov, a tým k zníženiu fyzickej zdatnosti. Oslabené svaly potom neposkytujú dostatočnú ochrannú podporu kĺbom a chrbtici, čo je tiež jedna z príčin rýchlejšieho nástupu degeneratívnych zmien kĺbov, ale i väčšej náchylnosti k úrazom pohybového aparátu. Ďalší prejav svalových zmien je rozvoj svalovej dysbalancie – skrátenie a preťaženie horných častí trapézových svalov, zdvíhačov lopatky a prsných svalov. Skracujú sa svaly na zadnej strane stehien a ohýbačov bedrových kĺbov (Lemos et al., 2012). Dochádza k oslabeniu brušných a sedacích svalov. Zmeny v dĺžke svalov môžu ovplyvniť postavenie panvy a následne i celej chrbtice (Carregaro et al., 2007). Pravdepodobne najčastejšími dôsledkami dlhodobého sedenia je preťažovanie mäkkých tkanív (svalov, šliach, väzov a funkčné poruchy chrbtice). V dôsledku zníženej aktivity dochádza k zvyšovaniu hmotnosti s rizikom vzniku obezity. Ďalším prejavom môže byť zhoršenie zraku.



Obrázok 3 Správne a nesprávne sedenie (Janda & Gilbertová, 1982)



Obrázok 4 Správne sedenie pri počítači (In: <http://www.skolachrbta.sk/zdraveacute-sedenie.html>)

1.4 Sila svalov trupu

V súčasnosti sa veľký dôraz kladie na funkciu tzv. core pre stabilizáciu tela a produkciu sily vo všetkých športových aktivitách. „Core“ je opisovaná ako skupina *abdominals* (brušné svaly) vpredu, *paraspinals* (chrbtové svaly) a *gluteas* (sedacie svaly) vzadu, *diaphragm* (bránica) navrchu a svalstvo *pelvic floor* (panvové dno) a *hip girdle* naspodu (Richardson et al., 1999). Akuthota et al. (2008) dopĺňajú, že sa tam nachádza 29 párov svalov, ktoré pomáhajú stabilizovať chrbticu, panvu a celú kinetickú reťaz počas funkčných pohybov. Bez týchto svalov by chrbtica bola mechanicky nestabilná so silami až 90 N, čo je zaťaženie oveľa menšie ako hmotnosť hornej časti tela. Keď systém pracuje ako celok, výsledkom je správne rozdelenie síl a maximálna generácia s minimálnymi tlakovými, translačnými, respektíve sťahovacími silami na kĺby kinetického reťazca. Kibler et al., (2006) definujú silu „core“ ako silu svalov trupu, stabilita „core“ znamená schopnosť kontrolovať pozíciu a pohyb trupu nad panvou a končatinami na účely optimálnej produkcie, transferu a kontroly sily a pohybu ku konečnému segmentu v komplexnom pohybovom reťazci.

Podľa Koláča (2007) a Kociovej (2008) samotný termín „hlboký stabilizačný systém“ (HSS) označuje lokálne svaly chrbtice a funkčnú stabilizačnú jednotku driekovej chrbtice. HSS je len jeden, ale z hľadiska kliniky, aj didaktiky ho môžeme rozdeliť na viac oblastí. Keďže pre vlastný fyziologický vývoj chrbtice je zásadná spolupráca medzi ventrálnou a dorzálnou muskulatúrou, môžeme ju (anatomicky aj funkčne) rozdeliť na oblasti:

- a) krčnej a hornej hrudnej chrbtice,
- b) a oblasť dolnej hrudnej a driekovej chrbtice.

V driekovej oblasti má rozhodujúci význam súhra medzi:

1. extenzormi dolnej Th - L chrbtice, z ktorých podstatný význam majú *mm. multifidi* (rozoklané svaly), ich oslabenie vedie k recidivujúcej bolesti v L-S oblasti, a
2. flexormi, ktoré sú tvorené funkčnou súhrou – synergiou bránice, brušných svalov a svalov panvového dna.

Kineziologický vzor posturálnej stabilizácie chrbtice je integrovaný do všetkých našich pohybov. Najčastejším problémom je insuficiencia prednej stabilizácie chrbtice a naopak prevaha extenčnej aktivity povrchových svalov chrbtice.

Stabilizačný systém chrbtice tvoria svaly panvového dna, hlboké ohýbače krku, šijové svaly, bránica, povrchové i hlboké svaly chrbtice, ktoré spolu s brušným svalstvom fixujú chrbticu (Dobešová, 2002; Dýrová et al., 2008).

Výskum v oblasti športu sa orientuje na posudzovanie „core“ výkonnosti v športe. Rôzne štúdie dokazujú úlohu svalov trupu, ktorú zohrávajú pri transfere momentov a hybnosti cez kinetický reťazec. Existuje dostatok dôkazov, že jedinci s chronickou LBP a sakroiliacovou bolesťou vykazujú slabosť sily „core“ (Hides et al., 1996; Hodges, 2003). Dokonca aj športovci na vysokej úrovni prejavujú známky „core“ nestability, čo im môže spôsobiť poranenia svalov a kostí (Leeton et al., 2004; Kibler et al., 2006). V súčasnosti sa sila svalov trupu posudzuje v zmysle toho, akú veľkú hmotnosť možno zdvihnúť, koľko opakovaní možno vykonať a ako dlho sa možno udržať v neutrálnej stabilnej pozícii (Kolber & Beekhuizen 2007). Optimálna postúra je kľúčová pri prevencii zranení (Jacobs et al., 2007). Tréningové programy zamerané na posilnenie „core“ sa podľa niektorých štúdií ukázali byť neúčinné v prevencii zranení, alebo vo zvýšení sily a športovo-špecifickej výkonnosti (Nadler et al., 2002; Steffen et al., 2008). Posudzovanie posturálnej stability je náročnejšie ako meranie sily svalov trupu, nakoľko vyžaduje zaradenie parametrov koordinácie a rovnováhy. Pór et al. (2018) hodnotili zmeny v rotačnej sile trupu pri rôznych hmotnostiach a rýchlostiach po prípravných a súťažných obdobiach u hokejistoch, tenisových hráčoch a kanoistoch. Subjekty vykonávali otáčanie trupu na každú stranu s obojručnou činkou s rôznou hmotnosťou (6, 10, 12, 16, 20, 22 a 26 kg) pred a po 6 týždňovom prípravnom období a 6 týždňov konkurenčného obdobia. Výsledky ukázali, že priemerná sila vo fáze zrýchlenia pri rotácii trupu sa významne zvýšila pri hmotnosti od 10 do 26 kg a alebo od 6 do 26 kg po prípravných a konkurenčných obdobiach u tenistoch u hokejistov po prípravnom období s hmotnosťou viac ako 12 kg, ale po konkurenčnom období nedošlo k žiadnej významnej zmene, podobne sa javila situácia aj u kanoistov. Testovaním svalstva trupu predovšetkým pri rotáciách sa zaoberá Zemková et al. (2019).

2 CIELE VÝSKUMOV

Cieľom práce bolo získať a rozšíriť poznatky o stave a vzťahu držania tela a telesného rozvoja a telesnej zdatnosti študentov Strojníckej fakulty STU v Bratislave bakalárskeho štúdia, ktorí navštevovali povinnú telesnú výchovu so štandardným zameraním. Porovnať držanie tela študentov so študentkami a zistiť intersexuálne rozdiely. Získané poznatky o hodnotení držania tela boli podkladom pre zameranie výskumu na svalstvo trupu „core“. Overovali sme testovanie sily svalov trupu pri rotačných pohyboch. Výsledkom dlhoročnej práce v hodnotení držania tela a sily svalov trupu a spolupráce so strojníkmi

inžiniermi bolo vytvorenie prototypu zariadenia na hodnotenie a cvičenie svalov trupu. Vychádzali sme z doterajších teoretických poznatkov o stave držania tela, diagnostických metód hodnotenia držania tela a z vlastných empirických skúseností a výskumných sledovaní.

Cieľ práce 1 a 2: Zistiť stav držania tela študentov Strojníckej fakulty diagnostickou metódou podľa Matthiasa. Zistiť stav telesného rozvoja a telesnej zdatnosti a výsledky porovnať s držaním tela.

Cieľ práce 3: Zistiť stav držania tela študentov a študentiek Strojníckej fakulty podľa diagnostickej metódy Jaroša – Lomíčka.

Cieľ práce 4: Overiť spoľahlivosť novej metódy hodnotenia svalovej sily trupu počas rotačného pohybu s lanom cez hornú kladku.

Cieľ práce 5: Zhotoviť prototyp, ktorý je patentovaný: „Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu“.

Cieľ práce 6: Vytvoriť metodiku zhotovenia a dizajn použitia Variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového zariadenia pre hornú časť tela.

3 METODIKA VÝSKUMOV

3.1 Charakteristika súborov

V práci 1 a 2: študenti BŠ Sjf STU/1. ročník BŠ /n = 291/vek 20±0,5/,

študenti BŠ Sjf STU/2. ročník BŠ /n = 525/vek 21±0,5/,

študenti BŠ Sjf STU/3. ročník BŠ /n = 204/ vek 22/.

V práci 3: študenti BŠ Sjf STU/ n = 24 /vek 21,02 ±0,76 / bez pravidelnej pohybovej aktivity,

študentky BŠ Sjf STU/ n = 10/vek 20,07 ± 0,47 / bez pravidelnej pohybovej aktivity.

V práci 4: muži / n = 23 / vek 22,4 ± 1,9 rokov, výška 184,0 ± 9,3 cm, hmotnosť 79,6 ± 12,2 kg/.

V práci 5 a 6: nebol hodnotený žiaden súbor. Výroba a testovanie prototypu.

3.2 Metódy získavania výskumných údajov

V našej výskumnej práci sme použili nasledovné metódy získavania výskumných údajov:

Obsahová analýza dokumentov

Metóda použitá v každej práci a osobitne pri spracovávaní habilitačnej práce. Podrobne sme analyzovali dokumenty našich i zahraničných autorov.

Metóda merania

V prácach 2, 3 sme použili na zisťovanie somatických charakteristík meranie telesnej výšky a hmotnosti tela, obvodové miery pásu a bokov, WHR, BMI. V práci 4 sme použili štandardizované zariadenie FiTRO Dyne Prémium. Merania sa uskutočňovali za štandardných podmienok. V týchto prácach sme použili tiež metódy merania držania tela, pričom sme použili metódy:

1: somatoskopická metóda podľa Matthiasa (Haladová & Nechvátalová 2003; Buckup, 2005) /práca 1, 2/.

2: somatoskopická metóda podľa Jaroša – Lomíčka (Vařeková & Vařeka, 2006; Hrčka, 2009) /práca 3/.

Metódy testovania

1: UNIFITTEST (6-60) - test telesnej zdatnosti Měkota & Kovář (2003) /práca 1/.

2: test sily svalov trupu vykonávaný rotáciou trupu o 90° s obojručným úchopom posilňovacieho lana vedeného cez hornú kladku, pričom sme použili zariadenie FiTRO Dyne Prémium (Fi-TRONIC Slovakia), ktorý je založený na presnom analógovom senzore rýchlosti s frekvenciou 100 Hz. /práca 4/.

3.3 Metódy spracovania a vyhodnocovania

Získané údaje v našom výskume sme spracovávali matematicko-štatistickými metódami. Okrem základných matematicko-štatistických metód sme použili aritmetický priemer, smerodajnú odchýlku, maximálnu a minimálnu hodnotu, percentá.

- a) V práci 1, 2: Pre porovnanie súborov študentov sme použili t - test, v tabuľkách uvádzame hladiny štatistickej významnosti (*) $p < 0,10$, ** $p < 0,01$. * $p < 0,05$, n = počet študentov, „1“ správne držanie tela, „0“ nesprávne držanie tela.
- b) V práci 3: Štatistickú významnosť rozdielov z hľadiska pohlavia medzi jednotlivými dimenziami v teste Jaroša - Lomíčka sme hodnotili neparametrickým Mann - Whitneyovým U – testom s hladinou významnosti $p < 0,01$.
- c) V práci 4: analýza dát bola spracovaná v štatistickom programe SPSS Windows verzia 18.0 (SPSS, Inc. Chicago, II.USA). Alfa hladina významnosti bola stanovená na $p \leq 0,05$.

Pri interpretácii výsledkov práce sme využívali logické metódy – analýzu, syntézu, indukciu, dedukciu, komparáciu a zovšeobecňovanie. Všetky výsledky sú spracované v prehľadných tabuľkách a prevažne v stĺpcových grafoch pre prehľadnejšie vyhodnocovanie výsledkov.

4 VÝSLEDKY VÝSKUMOV A DISKUSIA

V práci 1 a 2 sme sa zamerali na hodnotenie vzťahu telesnej zdatnosti, telesného rozvoja a držania tela študentov 1. až 3. ročníka BŠ, ktorí navštevovali hodiny povinnej telesnej výchovy 1x týždenne. U študentov sme na začiatku semestra vyhodnotili na základe Matthiasovho testu správnu (1) alebo nesprávnu postúru (0). Následne sme u všetkých študentov merali parametre telesného rozvoja (telesnú výšku, telesnú hmotnosť, obvod pása a obvod bokov) a zo zistených parametrov sme vypočítali hodnoty BMI a WHR. V 2. a 3. ročníku sme hodnotili % tuku prístrojom OMRON. Poslednou fázou testovania boli testy telesnej zdatnosti UNIFITTEST (6-60). Z výskumu boli vyradení študenti – športovci, ktorí sa aktívne venovali športu okrem povinnej telesnej výchovy.

Celkovo sme otestovali 1020 študentov 1., 2. a 3. ročníka BŠ. Z toho malo 752 študentov správnu postúru „1“ a 268 študentov nesprávnu postúru „0“. Študenti so správnou postúrou dosiahli v priemere lepšie výsledky v testoch telesnej zdatnosti (Tab. 2), najviac v teste skok do diaľky z miesta, kde v priemere dosiahli 216,53 cm, ($p < 0,05$), v teste člňkový beh dosiahli v priemere 52,53 prebehov ($p < 0,05$) a v teste zhyby dosiahli v priemere 6,607

opakovaní ($p < 0,05$). Všetci študenti patrili podľa hodnotenia UNIFITTESTU (6-60) do kategórie priemerný.

Tabuľka 2 Priemerné hodnoty telesnej zdatnosti študentov 1. až 3. ročníka BŠ so nesprávnou a správnou postúrou.

Testy telesnej zdatnosti	Nesprávna postúra "0,, n=268	Správna postúra "1,, n=752	t - test
S-E 30 s (opak.)	25,93	25,2	
S-E 60 s (opak.)	42,44	42,28	
SDM (cm)	209,9	216,53	$p < 0,05$
ČLB (počet prebehov)	48,12	52,09	$p < 0,05$
Zhyby (počet opakovaní)	5,33	6,607	$p < 0,05$

V 1. ročníku dosiahlo 213 študentov postúru „1“ a postúru „0“ 78 študentov. Vo všetkých testoch dosiahli študenti s postúrou „1“ lepšie priemerné hodnoty, štatisticky významný rozdiel medzi študentmi s dobrou a zlou postúrou sme zistili v teste člnkový beh ($1,978^*$, $p < 0,05$) a v teste zhyby ($3,042^{**}$, $p < 0,01$) (Tab.3). Konštatujeme, že študenti s postúrou „1“ mali výrazne lepšie aeróbnu vytrvalosť a svalovú silu/vytrvalosť hornej časti tela. V 2. ročníku s postúrou „1“ bolo 407 študentov a s postúrou „0“ 118 študentov. Študenti s postúrou „1“ dosiahli štatisticky významné rozdiely v teste ľah – sed 30 s priemernou hodnotou 26,24 ($2,809^{**}$, $p < 0,01$), v teste skok do diaľky z miesta v priemere dosiahli 218,6 cm ($2,240^*$, $p < 0,05$) a v teste člnkový beh, dosiahli v priemere 51,55 prebehov ($2,415^*$, $p < 0,05$) (Tab.4). Študenti v 2.ročníku s postúrou „1“ mali výrazne lepšiu svalovú silu/vytrvalosť brušného svalstva, explozívnu silu dolných končatín a aeróbnu vytrvalosť. U študentov v 3. ročníku sme zistili výrazný rozdiel u študentov s postúrou „1“ v teste skok do diaľky z miesta, kde dosiahli priemerné hodnoty 215,9 cm ($2,372^*$, $p < 0,05$) a v teste člnkový beh, kde dosiahli priemernú hodnotu 50,19 prebehov ($1,676^*$, $p < 0,10$) (Tab.5). Študenti s dobrou postúrou mali výrazne lepšiu explozívnu silu dolných končatín a aeróbnu vytrvalosť.

Konštatujeme, že študenti, ktorí dosiahli lepšie hodnoty v telesnej zdatnosti, mali aj lepšie držanie tela. Môžeme pozorovať postupné zhoršovanie výkonnosti v jednotlivých testoch so zvyšujúcim sa ročníkom, výraznejšie však u študentov s postúrou „0“.. Zhoršenie životného

štýlu pri nástupe na štúdium, najmä pohybová pasivita sa prejavujú na celkovej telesnej zdatnosti.

Tabuľka 3 Telesná zdatnosť a postúra u študentov 1.ročníka

1.ročník	Ľah sed 30s	Ťah sed 60s	skok do diaľky	člnkový beh	zhyby
0/ n=78	25,26	40,56	209,8	49,94	3,760
1/ n= 213	26,23	43,38	215,1	54,53	6,077
t – test	1,636	1,641	1,506	1,978*	3,042**

p<0,05 p<0,01

Tabuľka 4 Telesná zdatnosť a postúra u študentov 2.ročníka

2.ročník	Ľah sed 30s	Ťah sed 60s	skok do diaľky	člnkový beh	zhyby
0/ n=118	24,91	43,09	212,9	47,82	5,855
1/ n=407	26,24	42,37	218,6	51,55	6,418
t - test	2,809**	0,750	2,240*	2,415*	1,083

Tabuľka 5 Telesná zdatnosť a postúra u študentov 3.ročníka

3.ročník	Ľah sed 30s	Ťah sed 60s	skok do diaľky	člnkový beh	zhyby
0/ n=72	25,42	43,67	206,9	46,61	6,375
1/ n=132	25,31	41,10	215,9	50,19	7,328
t - test	0,149	1,996*	2,372*	1,676(*)	1,099

p<0,05 p<0,05 p<0,10

Druhým výskumným cieľom bolo hodnotenie postúry vo vzťahu k telesnému rozvoju. V úvode konštatujeme, že študenti dosiahli v hodnotení BMI a WHR optimálne hodnoty, to znamená bez rizika kardiovaskulárnych ochorení. Študenti s postúrou „1“ dosiahli lepšie hodnoty vo väčšine nami sledovaných parametroch. V 1. ročníku dosiahli študenti s postúrou „1“ (n = 213) lepšie hodnoty v TV, TH, BMI a obvode pása ako študenti s postúrou „0“. Avšak v teste obvod bokov a WHR dosiahli horšie výsledky. Všetky bez štatistickej významnosti (Tab.5). V druhom ročníku sme opäť zistili lepšie výsledky u študentov s postúrou „1“, štatistická významnosť sa nám potvrdila len v TV (2,267*, p<0,05). Tak ako

v prvom ročníku aj v druhom ročníku lepšie priemerné hodnoty WHR dosiahli študenti s postúrou „0“ (Tab.6). Štatisticky významné rozdiely takmer vo všetkých testoch sme zistili u študentov 3. ročníka. V TH dosiahli študenti s postúrou „1“ priemernú hodnotu 77,78 kg (1,660(*), $p < 0,10$), v BMI dosiahli priemernú hodnotu 23,42 (2,464*, $p < 0,05$), v obvode pása 81,36 (2,510*, $p < 0,05$) a v obvode bokov 96,03 (2,817**, $p < 0,01$) (Tab. 7). Taktiež sa nám potvrdil predpoklad, že študenti s postúrou „1“ dosiahli lepšie výsledky v hodnotení telesného rozvoja a to najvýraznejšie v 3. ročníku. Môžeme pozorovať postupné zhoršovanie parametrov telesného rozvoja u študentov s postúrou „0“ od 1. po 3. ročník. Naopak u študentov s postúrou „1“ sú hodnoty telesného rozvoja vo všetkých troch ročníkoch porovnateľné.

Tabuľka 5 Telesný rozvoj a postúra u študentov 1.ročníka

1.ročník	TV	TH	BMI	Obvod pása	Obvod bokov	WHR
0/ n=78	182,2	79,11	23,79	81,54	96,12	0,847
1/ n= 213	181,6	76,92	23,30	82,21	96,79	0,849
t - test	0,627	1,241	1,002	0,511	0,596	0,286

TV- telesná výška, TH – telesná hmotnosť, BMI – Body Mass Index, WHR - Waist Hip Ratio

Tabuľka 6 Telesný rozvoj a postúra u študentov 2.ročníka

2.ročník	TV	TH	BMI	Obvod pása	Obvod bokov	WHR	%TUKU
0/ n=118	183,3	79,95	23,74	83,53	97,58	0,856	12,91
1/ n=407	181,6	78,09	23,63	83,05	96,74	0,859	12,09
t - test	2,267*	1,495	0,355	0,517	1,004	0,511	0,538

$p < 0,05$

Tabuľka 7 Telesný rozvoj a postúra u študentov 3.ročníka

3.ročník	TV	TH	BMI	Obv.pása	Obvod bokov	WHR	%TUKU
0/ n=72	181,1	80,69	24,61	84,58	98,90	0,854	14,21
1/ n=132	182,7	77,78	23,42	81,36	96,03	0,847	12,11
t - test	1,589	1,660(*)	2,464*	2,510*	2,817**	0,949	1,945(*)

$p < 0,10$

$p < 0,05$

$p < 0,05$

$p < 0,01$

$p < 0,10$

Betsch et al. (2010) použili vo svojej štúdií pri testovaní 14-ročných zdravých športovcov modifikovanú verziu Matthias testu rasterstereografickým meracím zariadením, kde zvyšovali postupne hmotnosť na ramene v predpažení. Zistili, že zvýšenie záťaže už len o 5% z telesnej hmotnosti výrazne preukáže odchýlky v držaní tela aj u zdravých jedincov. Tú istú modifikovanú verziu Matthias testu použil Albertsen et al. (2018), ktorou testovali deti 10-12 ročné zdravé deti. Metóda poskytuje spoľahlivé údaje, ktoré slúžia na objektivizáciu zmien postúry zdravých detí a zisťovanie posturálnych nedostatkov. Je potrebné vyvinúť ďalšie úsilie, aby sa preskúmalo, ako môže včasné odhalenie posturálnych nedostatkov pomôcť zabrániť bolesti chrbta u detí, dospievajúcich a dospelých. Pedrycz et al. (2016) hodnotili postúru 10–15 ročných detí Matthiasovým testom, kde zistili, u 29% detí zo športových tried posturálne defekty v oblasti chrbta, mali horšiu postúru ako deti zo všeobecných tried, nakoľko deti zo športových tried mali monotónnu činnosť a chýbala im pestrosť pohybových aktivít. Salminen (1984) hodnotil súvis Matthias testu s bolesťami chrbta, avšak tento súvis sa mu nepodarilo potvrdiť. Štúdia Cudre-Mauroux et al. (2006) zistili vzťah bolesti chrbta detí a porušenou funkčnou stabilitou, ktorú hodnotili Matthias testom. Tak isto Tauchman (2016) hodnotil deti 3.a 4. ročníka základnej školy, kde zistil, že až 83,1 % detí má zlé držanie tela. Keslová (2016) hodnotila deti predškolského veku, kde zistila horšie držanie tela u dievčat ako u chlapcov.

V práci 3 sme pri hodnotení držania tela študentov a študentiek BŠ Sjf testom Jaroš - Lomíček zistili veľké odchýlky v predsunutí hlavy, výraznejšie u mužov ($p < 0,05$). V hodnotení držania ramien dosiahli horšie výsledky muži ako ženy ($p < 0,10$). Pri hodnotení zakrivenia krčnej chrbtice obe skupiny dosiahli približne rovnaké hodnoty, ktoré zodpovedali priemeru. Ženy dosiahli väčšiu hĺbku driekového oblúka ako muži ($p < 0,01$). U mužov boli zistené väčšie rozdiely vo výške ramien ako u žien (bez štatistickej významnosti). Sklon panvy sa približoval optimálnej hodnote. Sklon lopatiek bol u oboch skupín hodnotený známku 2. Hrudník mali obe skupiny dobre klenutý. Štatisticky významný rozdiel ($p < 0,01$) v celkovom hodnotení držania tela bol v prospech mužov, ktorí dosiahli lepšie priemerné hodnoty.

Metóda hodnotenia Jaroš – Lomíček je veľmi podrobná a potvrdila nám rozdiely v držaní tela medzi mužmi a ženami, ktorá sa u viacerých autorov potvrdzuje, predovšetkým vo zväčšenej hyperlordóze u žien a hyperkyfóze u mužov. Taktiež sa potvrdzuje súčasný jav zvýšeného predsunutia hlavy ako u žien tak aj u mužov, ktorý je zapríčinený dlhodobou prácou pri počítači, prácou so smartfónmi a tabletmi v stoji aj v sede, pričom absentuje

kompenzácia v podobe pravidelných pohybových aktivít. Avšak väčšina výskumníkov sa zaoberá držaním tela detí mladšieho školského veku. Tauchman (2016) hodnotil držanie tela žiakov základnej školy, u ktorých zistil najhoršie výsledky v držaní hlavy a krku. Kopecký (2004) hodnotil 621 chlapcov a 581 dievčat, zistil vo svojej štúdiu lepšie držanie tela u dievčat ako u chlapcov. Přidalová (1998) naopak zistila horšie držanie tela u dievčat. Vařeková & Vařeka (2006) hodnotili 192 chlapcov a 183 dievčat vo veku 7 – 14 rokov. Vo svojej štúdiu zistili u dievčat lepšie držanie tela ako u chlapcov a to predovšetkým v hrudníku, a taktiež zistili štatisticky významne horšie držanie tela pri somatotype C a D v porovnaní so somatotypom A a B. Je nutné si uvedomiť, že študenti vysokej školy patria už do obdobia ustáleného vývoja a tak zistené odchýlky je nutné korigovať cvičeniami, pravidelnou pohybovou aktivitou, vhodným sedením, nosením bremien. Sú to jednoduché opatrenia, ktoré je možné aplikovať a tak predchádzať k zhoršovaniu držania tela.

Výsledky výskumov, boli podporené grantovými úlohami VEGA MŠVVaŠ SR, v ktorých som bola hlavná riešiteľka:

Projekt MŠVVaŠ SR VEGA 1/0106/08 | 11 Odchýlky držania tela študentov v závislosti od profesijných, motorických a psychických faktorov.

Projekt MŠVVaŠ SR VEGA 1/0835/11 | 13 Halové veslovanie ako prostriedok zvýšenia sily svalov trupu a zlepšenia držania tela.

V práci 4 sme overovali citlivosť novej metódy testovania sily a vytrvalosti svalstva trupu pri rotačnom pohybe o 90° s obojručným úchopom posilňovacieho lana vedeného cez hornú kladku. Test sa vykonával na pravú aj ľavú stranu s maximálnym úsilím v koncentrickej fáze pri rotácii trupu o 90° a pomalým vrátením do východiskovej polohy, pričom technika vykonávania cvičenia bola zameraná na spevnenie svalov „core“.

Test sa opakoval opäť po 7 dňoch. Sledovaný súbor tvorilo 23 mužov, ktorí sa minimálne 4 roky venovali posilňovacím tréningom. Žiadny zo súboru neindikoval bolesti chrbtice ani v drierkovej časti. Ako sa očakávalo, nezistili sa žiadne významné rozdiely v priemerných hodnotách sily medzi dominantnou a nedominantnou stranou pri všetkých hmotnostiach. Z toho dôvodu sa použili priemerné hodnoty lepšieho testu na každej strane. Zistili sme, že priemerné hodnoty výkonu boli vyššie pri nižších hmotnostiach a pri vyšších klesali. Existovali však významné individuálne rozdiely nielen v priemernej sile pri vyšších hmotnostiach, ale aj v jej maximálnych hodnotách. Väčšina dosiahla maximálne hodnoty

počas cvičenia približne 75% 1RM ($462, 2 \pm 57,4$ W, $n = 11$), zatiaľ čo pre ostatných to bolo 67 % 1RM ($327 \pm 49,7$ WW, $n=7$) a 83 % 1RM ($524,0 \pm 63,2$ W, $n = 5$). Test vytrvalosti svalstva trupu sa vykonal pri stanovenom počte opakovaní 20 pri rôznych váhach, namiesto vykonávania opakovaní až do vyčerpania. Pri použití nižších hmotností (<40 kg) nebol signifikantný rozdiel medzi počiatočným a konečným opakovaním cvičenia a neboli zistené výrazné rozdiely medzi jednotlivcami. Naopak pri vyšších hmotnostiach (≥ 40 kg) bol tento rozdiel signifikantný, pri vyšších hmotnostiach ≥ 50 kg zasa neboli probandi schopní dokončiť 20 opakovaní. Pri hodnotách 40 kg, 45 kg a 50 kg probandi dokončili 20 opakovaní a zistili sa významné rozdiely medzi počiatočným a konečným opakovaním (13,9%, $p = 0,025$; 10,2%, $p = 0,036$ a 13,8%, $p = 0,028$). Koeficient reliability bol 0,90 pri všetkých váhach, čo dokazuje vysokú citlivosť rozdielov v skupine, ako pri teste sily, tak aj vytrvalosti. Testovanie maximálnej sily a vytrvalosti svalstva trupu na zariadení s obojručným úchopom posilňovacieho lana vedeného cez hornú kladku je spoľahlivou metódou pre aktívnych športovcov, predovšetkým tých, ktorí používajú v športe rotáciu, ako sú golfisti, hokejisti, tenisti.

Výsledky výskumov boli podporené grantovou úlohou APVV SR, v ktorých som bola spoluriešiteľkou :

Projekt APVV SR, SK-CZ-2013-0131,2015 Inovácia metód posudzovania stability postoja a trupu k zlepšeniu výkonnosti a prevencii zranení.

Projekt APVV SR SK-SRB-0023-09, 2010-2011 Svalový výkon pri silovom tréningu v nestabilných podmienkach: Využitie v športe a rehabilitácii., Slovensko-Srbská vedecká a výskumná spolupráca.

V práci 5 a 6 sme na základe poznatkov o stave techniky a súčasných poznatkov diagnostiky sily svalov trupu vyvinuli úsilie na vývoj nového manuálneho, prípadne aj počítačom riadeného zariadenia umožňujúceho funkčnú diagnostiku sily svalov trupu. Umožňuje posúdiť aktuálny stav jedinca, na základe ktorého je možné vytvoriť individuálny tréningový program. Zariadenie umožňuje pohyb trupu v definovaných smeroch, jeho rozsah a nastavenie požadovanej odporovej sily. Jedinečnosťou zariadenia je cvičenie nielen v predozadnej a bočnej rovine, ale predovšetkým umožňuje rotáciu trupu. Konštrukcia variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a rehabilitačného zariadenia svalov trupu nachádza využiteľnosť v aplikáciách, ako sú rehabilitačné cvičenia po

zraneniach, rehabilitačné dlhodobé cvičenia telesne postihnutých ľudí, tréningové cvičenia športovcov a rekreačné cvičenia, a tiež v aplikáciách na posudzovanie sily svalov trupu a rozvoja svalov trupu.

Výsledky výskumov boli podporené grantovou úlohou APVV SR, kde som bola spoluriešiteľkou :

Projekt APVV-15-0704 Viacdielny tréningový posilňovací systém trupu pre športovcov a netrénovaných jedincov s funkčnými bolesťami chrbta.

Na tréningové zariadenie sme získali patent, ktorý bol udelený kolektívu autorov:

ŠOOŠ, Ľubomír - ZEMKOVÁ, Erika - CEPKOVÁ, Alena - ŠTEFANKA, Marek - JELEŇ, Michal. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu : patentový spis č. 288578. Banská Bystrica Úrad priemyselného vlastníctva SR 2018. 25 s.

ZÁVERY A ODPORÚČANIA

Za dôležitú skutočnosť v našich prácach považujeme fakt, že použitím štandardných metódik hodnotenia telesnej zdatnosti, telesného rozvoja a držania tela sme zistili relevantné údaje o vplyve životného štýlu vysokoškolákov na ich zdravie. Pri hodnotení postúry jednoduchším testovaním veľkého súboru študentov, akým je Matthias, mali vo väčšine študenti správnu postúru. Štatisticky významne sa nám potvrdilo, že študenti s lepšími výsledkami v testoch telesnej zdatnosti, ako aj telesného rozvoja mali aj dobrú postúru. Taktiež môžeme konštatovať, že u študentov s postúrou „1“ nedošlo k výrazným zmenám v parametroch telesnej zdatnosti a telesného rozvoja počas troch rokov štúdia akou študentov s postúrou „0“, kde sme zaznamenali výraznejšie zhoršenie v uvedených parametroch so zvyšujúcim sa ročníkom. Získali sme objektívne údaje, ktoré sme ďalej analyzovali a sú podkladom pre porovnávanie pre ďalšie vedecké štúdie. Prínosom pre športovú kinantropológiu môže byť potvrdenie doposiaľ známych a nachádzanie nových vedeckých poznatkov. Výsledky výskumu dokumentujú potrebu hodnotenia držania tela vysokoškolákov a je žiaduce výsledky implementovať do pohybových aktivít a individuálnych pohybových programov zameraných na odstránenie nesprávneho držania tela a s tým súvisiace bolesti chrbtice. Poznatky aplikovať do pohybových programov pre študentov so zdravotným oslabením, ktorých čoraz viac pribúda. Analýza výsledkov preukázala potrebu tohto hodnotenia. Podrobnejšie hodnotenie podľa Jaroša – Lomíčka nám preukázalo veľké

odchýlky od správneho držania tela v oblasti krčnej chrbtice ako u študentov aj u študentiek. Pre ďalšie sledovania odporúčame vedecky skúmať aj efekty rôznych pohybových aktivít s cieľom zmiernenia až odstránenia svalovej dysbalancie, zlepšenia držania tela a eliminácie bolesti chrbtice. Predpokladom správnej postúry sú pevné svaly trupu tzv. „core“. V súčasnosti sa pozornosť venuje testovaniu, cvičeniu týchto svalov. Preto testovanie novej metódy hodnotenia sily svalov trupu pri rotácii, ktoré je možné používať pre športovcov ako aj bežnú populáciu, považujeme za veľmi významné a prospešné. Poznatky z uvedených výskumných meraní boli základom pri tvorbe myšlienky zostrojenia prototypu tréningového posilňovacieho systému trupu, ktorý sa môže používať v predozadnom smere a hlavne významné je jeho používanie pri rotácii trupu. Je určený pre ľudí v športovej praxi pri cvičení a testovaní ale aj v rehabilitácii športovcov a ľudí s bolesťami v drierkovej časti chrbtice ako aj bežnej populácie pri prevencii bolesti chrbtice s cieľom posilnenia svalov trupu.

Predloženým súborom sme sa snažili prispieť k rozšíreniu poznatkov v tejto oblasti. Veríme, že i napriek viacerým limitujúcim faktorom, ktoré nám neumožnili v maximálnej miere zovšeobecňovať získané výsledky, že súbor prác rozšíri poznatkovú bázu v danej problematike a stane sa určitým východiskom pre sledovania obdobného charakteru v budúcnosti.

Práce 1

Cepková, A. & Zvonař, M. (2014). Postura ve vztahu k tělesné zdatnosti studentů univerzity.
In Zvonař, M., Sedláček, J., & Jankovský, P. (2014). *Aplikovaná antropomotorika II*. 1. vyd.
Brno : Masarykova univerzita, s. 93-101.

Masarykova univerzita
Fakulta sportovních studií
Ostravská univerzita
Pedagogická fakulta
Jihočeská univerzita
Pedagogická fakulta

Aplikovaná antropomotorika II

MONOGRAFIE

Martin Zvonář

Jaromír Sedláček

Pavel Jankovský

Brno

2014

3	VÝZKUMY FAKTORŮ OVLIVŇUJÍCÍCH POHYBOVOU AKTIVITU	Jana Juříková, Eva Novotná	49
3.1	Průzkum pohybové aktivity u seniorů s diagnostikovanou hypertenzí		49
4	VLIV POSTOJŮ K VYKONÁVÁNÍ POHYBOVÝCH AKTIVIT NA TĚLESNOU ZDATNOST STUDENTŮ VYSOKÝCH ŠKOL	Jaromír Sedláček, Martin Zvonař, Ľubica Pistlová	68
5	POSTURA VE VZTAHU K TĚLESNÉ ZDATNOSTI STUDENTŮ UNIVERZITY	Alena Cepková , Martin Zvonař	93
6	SOMATOMETRIE V ANTROPOMOTORICKÝCH VÝZKUMECH	Dušan Hupka	103
6.1	Morfometrické metody měření ruky a jejich využití ve sportovní přípravě		103
7	DIAGNOSTIKA KOORDINAČNÍCH SCHOPNOSTÍ	Jozef Baláž, Igor Duvač, Vladimír Psalman, Martin Zvonař	118
7.1	Testování rovnováhových schopností 10-13letých tenistů		118
8	DIAGNOSTIKA TĚLESNÉ ZÁTĚŽE	Roman Vala, Martina Litschmannová, Marie Valová.....	135
8.1	Analýza intenzity zatížení hráčů v mistrovském utkání basketbalu – případová studie.....		135
9	ZÁVĚR.....		149
10	SUMMARY		150
	SEZNAM LITERATURY		152
	VĚCNÝ REJSTRÍK		163

5 POSTURA VE VZTAHU K TĚLESNÉ ZDATNOSTI STUDENTŮ UNIVERZITY

Alena Cepková , Martin Zvonař

20

20

Autorka v příspěvku hodnotí stav postury ve vztahu k tělesné zdatnosti studentů univerzity. Navzdory k jejich minimální dotaci pohybového zatížení a převážně sedavého zaměstnání dochází u studentů během studia k částečnému zhoršování postury. Studenti se správnou posturou „1“ měli lepší hodnoty tělesné zdatnosti než studenti s nesprávnou posturou „0“. Tělesná zdatnost studentů je podle UNIFITTESTU (6-60) hodnocena jako průměrná. Lze pozorovat, že se zvyšujícím se ročníkem dochází k zhoršování hodnot v motorických testech.

Dynamika změn ve způsobu života zvyšuje nároky na sociální adaptabilitu člověka ke změněným a měnícím se životním podmínkám. Zvyšuje se neuropsychická zátěž, zmenšují se nároky na pohyb a fyzickou námahu. Převažuje sedavý způsob života. Do toho patří i studium na vysoké škole. Dlouhodobým přetěžováním statických svalů s převážně tonickou funkcí a zanedbáváním svalů s převážně fázickou funkcí dochází k typickému rozvoji svalové dysbalance, která je klíčová z hlediska postury a je podnětem funkčních změn.

Některé studie dokonce uvádějí, že výskyt funkčních změn se u dnešních dětí a mládeže vyskytuje až v 80 %! (Fisher, 2003). Tělesná výchova je v mnoha případech jedinou oblastí, která působí v průběhu studia na jejich tělesný rozvoj. Prostřednictvím sportovní činnosti můžeme ovlivňovat osvojování si návyku správného držení těla – postury.

Různí autoři uvádí různé definice postury, vzpřímeného držení těla. Z toho vyplývá, že je to pojem dost široký, proto není jeho definice jednoduchá. Podle Gutha (2004) posturou označujeme všechny motorické schopnosti člověka, jejichž cílem je udržování polohy. Pojmem držení těla chápeme vzájemnou polohu končetin, trupu a hlavy v postojích, polohách nebo při činnosti. Z biomechanického hlediska lze za optimální držení těla považovat takové, při němž těžiště hlavních segmentů těla přímo na sebe navazují (každý segment je vyvážený nad nejbližším nižším), takže součet sil, narušující rovnováhu v jednotlivých kostních spojeních, je minimální (Hrčka, 2009).

Při negativních návycích mohou vznikat různé zdravotní problémy – bolest hlavy, nechutenství, dýchací obtíže, tlak v břiše apod. Vzpřímené držení těla je pro člověka typickým projevem a reprezentuje celou jeho osobnost.

Hodnocení stavu tělesné zdatnosti studentů je důležitou součástí z hlediska komplexního rozvoje studenta. Důkazem jsou o tom různé výzkumné práce (Honz 2010; Židek 2010; Žiška 2010), ve kterých autoři hodnotí úroveň tělesného rozvoje věkové kategorie vysokoškoláků. Podobně Buková a kol. (2008) a Palovičová (2001) se ve svém výzkumu zajímaly o vztah a postoj studentů k pohybovým aktivitám, ale aj tělesnou zdatností studentů a studentek vysoké školy.

Pohybová aktivita mění jednotlivce z pasivně přihlížejícího na aktivního účastníka, čímž se zvyšuje jeho sebedůvěra. Tímto způsobem má každý možnost aktivního příznivého ovlivňování vlastního mentálního a fyzického zdraví, tím i kvality života.

CÍL

Ukázat posturu ve vztahu k tělesné zdatnosti studentů univerzity. Výsledky uvedené v tomto příspěvku jsou součástí řešení grantové

výzkumné VEGA č. 1/08358/11: „Halové veslování jako prostředek zvýšení síly svalů trupu a zlepšení držení těla.“

Úkoly

1. Vytvoření a zrealizování testové baterie hodnocení postury a tělesné zdatnosti.
2. Zpracování a vyhodnocení údajů.

METODIKA

Objektem zkoumání byl soubor edukantů 1. až 3. ročníku Sjf STU Bratislava povinné výběrové tělesné výchovy. V 1. ročníku jsme otestovali 291 studentů, v 2. ročníku 525 a ve 3. ročníku 204. Testování se odehrávalo v hodinách povinné výběrové tělesné výchovy, vždy na začátku semestru. Obsahem výuky byl fotbal, florbal, kondiční posilování, basketbal, stolní tenis a fresbee. Posturu jsme zjišťovali testem podle Matthiasa. Edukanty jsme požádali, aby zaujali následující polohu těla:

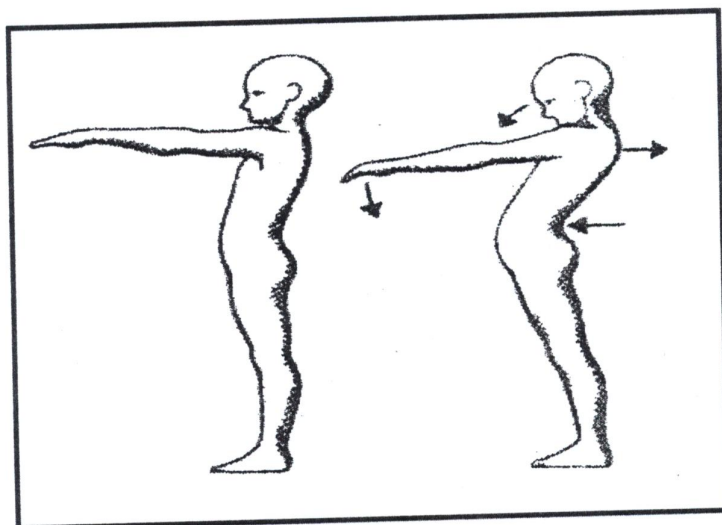
Vzpřímený postoj s mírně rozkročenýma nohama na šířku ramen, horní končetiny držet v předpažení, hlava v prodloužení trupu. Po jedné minutě jsme hodnotili držení těla. Číslem „1“ jsme hodnotili správné držení těla a „0“ nesprávné držení těla podle obr. 28.

Na vyhodnocení tělesné zdatnosti jsme použili baterii UNIFITTEST (6-60) (Měkota, Smith, 1995). Vybrali jsme tyto testy: Leh-sed za 30 s a za 60 s, skok do dálky z místa, shyby na hrazdě a běh s 20 metrovými úseky. Zjištěné údaje jsme zpracovali statisticky a podrobili je věcné a logické analýze. Pro porovnání jednotlivých souborů jsme použili t-test. V tabulkách uvádíme hladiny statistické významnosti: (*) $p < 0,10$, ** $p < 0,01$, * $p < 0,05$. n = počet studentů, „0“ nesprávné držení těla, „1“ správné držení těla.

Špatné držení těla:

Zvýrazněná jsou fyziologická zakřivení páteře:

- hrudní hyperkyfóza (výrazné ohnutí dozadu postihuje téměř celou páteř),
- plochá záda anebo kyfóza,
- odstávající lopatky,
- asymetrie postavení ramenních pletenců.

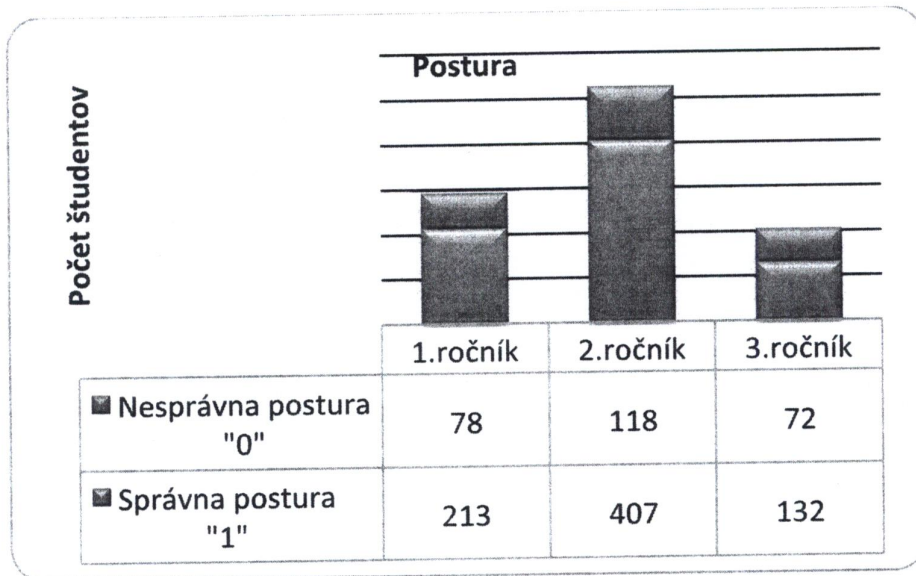


Obr. 28 Test podle Mattiase

VÝSLEDKY

Na základě našich výsledků lze konstatovat, že většina studentů prvního ročníku (tj. 73 %) mělo správnou posturu. Ve druhém ročníku mělo správnou posturu 78 % studentů a ve 3. ročníku bylo zjištěna u 65% studentů správná postura (Obr. 29).

Lze říct, že i přes sedavý způsob života mají studenti SjF STU v převážné míře správnou posturu.



Obr. 29 Poměr správné a nesprávné postury po ročnících

Tab. 28 Tělesná zdatnost u studentů 1.ročníku s nesprávnou posturou „0“

n=78	S-L 30s	S-L 60s	SDDM	ČLB	Shyby
aritm.pr	25,26	40,56	209,8	49,94	3,760
smer.od.	4,207	8,267	25,61	15,68	3,455
median	25,0	40,0	212,0	50,0	3,0
min.	16,0	26,0	135,0	22,0	0,0
max.	39,0	56,0	260,0	82,0	11,0
var.rozp.	23,0	30,0	125,0	60,0	11,0

Tab. 29 Tělesná zdatnost u studentů 1.ročníku se správnou posturou „1“

n=213	S-L 30s	S-L 60s	SDDM	ČLB	Shyby
aritm.pr	26,23	43,38	215,1	54,53	6,077
smer.od.	4,596	7,441	27,25	18,18	3,351
median	26,0	44,0	217,0	52,0	5,0
min.	13,0	24,0	114,0	16,0	0,0
max.	40,0	63,0	284,0	125,0	18,0
var.rozp.	27,0	39,0	170,0	109,0	18,0

Testované t-testem pro nezávislé výběry

t - test	1,636	1,641	1,506	1,978*	3,042**
----------	-------	-------	-------	---------------	----------------

p<0,05

p<0,01

Studenti 1. ročníku se správnou posturou dosáhli v průměrných hodnotách lepší výsledky ve všech motorických testech. Výrazně v běhu, kde dosáhli hodnotu 54,53 přeběhů (p<0,05) a ve shybech dosáhli hodnotu 6 opakovaní (p<0,01). V obou skupinách pozorujeme ve všech testech výrazné variační rozpětí. Tato skutečnost nám dokazuje, že jsou velké rozdíly mezi studenty v tělesné zdatnosti. (tab. 30 a tab. 31).

Tab. 30 Tělesná zdatnost u studentů 2. ročníku s nesprávnou posturou „0“

n=118	S-L 30s	S-L 60s	SDDM	ČLB	Shyby
aritm.pr	24,91	43,09	212,9	47,82	5,855
smer.od.	4,793	8,227	27,15	14,19	4,075
median	25,0	43,5	215,0	48,0	6,0
min.	15,0	28,0	130,0	16,0	0,0
max.	39,0	66,0	273,0	86,0	20,0
var.rozp.	24,0	38,0	143,0	70,0	20,0

Tab. 31 Tělesná zdatnost u studentů 2.ročníku se správnou posturou „1“

n=407	S-L 30s	S-L 60s	SDDM	ČLB	Shyby
aritm.pr	26,24	42,37	218,6	51,55	6,418
smer.od.	4,457	7,300	23,68	14,90	4,043
median	26,0	42,0	220,0	50,0	6,0
min.	5,0	22,0	135,0	16,0	0,0
max.	66,0	64,0	279,0	110,0	23,0
var.rozp.	61,0	42,0	144,0	94,0	23,0

Testované t-testem pre nezávislé výběry

t - test	2,809**	0,750	2,240*	2,415*	1,083
----------	---------	-------	--------	--------	-------

p<0,01

p<0,05

p<0,05

Při porovnání nesprávné „0“ a správné „1“ postury u studentů ve 2. ročníku jsme zjistili, že studenti se správnou posturou dosáhli ve všech motorických testech lepší průměrné hodnoty. Výrazně v testu sed-leh za 30 s, kde dosáhli hodnotu 26,24 opakování ($p < 0,01$). V testě skoku z místa dosáhli průměrnou hodnotu 218,6 cm ($p < 0,05$) a v běhu dosáhli průměrnou hodnotu 51,55 přeběhů ($p < 0,05$).

Tab. 32 Tělesná zdatnost u studentů 3. ročníku s nesprávnou posturou „0“

n=72	S-L 30s	S-L 60s	SDDM	ČLB	Shyby
aritm.pr	25,42	43,67	206,9	46,61	6,375
smer.od.	4,389	10,256	25,91	13,47	4,539
median	25,0	43,0	210,0	50,0	5,5
min.	16,0	25,0	105,0	17,0	0,0
max.	38,0	97,0	245,0	87,0	20,0
var.rozp.	22,0	72,0	140,0	70,0	20,0

Tab. 33 Tělesná zdatnost u studentů 3. ročníku se správnou posturou „1“

n=131	S-L 30s	S-L 60s	SDDM	ČLB	Shyby
aritm.pr	25,31	41,10	215,9	50,19	7,328
smer.od.	4,909	7,840	25,87	15,12	6,543
median	25,0	40,0	219,0	49,0	6,0
min.	14,0	25,0	150,0	20,0	0,0
max.	46,0	64,0	290,0	95,0	60,0
var.rozp.	32,0	39,0	140,0	75,0	60,0

Testované t-testem pro nezávislé výběry

t - test	0,149	1,996*	2,372*	1,676(*)	1,099
----------	-------	--------	--------	----------	-------

p<0,05

p<0,05

p<0,10

U studentů 3. ročníku jsme zjistili, že skupina „0“ dosáhla lepší hodnoty v testu leh-sed za 30 s a výrazně lepší v testu leh-sed za 60 s, kde studenti dosáhli průměrné hodnoty 43,67 opakovaní (p<0,05). V testech skok z místa, běh a shyby už dosáhli výrazně horší hodnoty. Skupina „1“ dosáhla v testu skok z místa vyšší průměrné hodnoty 215,9 cm (p<0,05) jako „0“. V testu běh dosáhla skupina „1“ průměrnou hodnotu 50,19 přeběhů (p<0,10), výrazně vyšší jako skupina „0“.

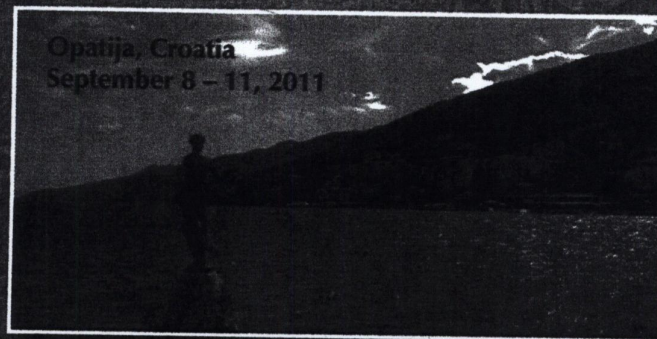
OP VK (číslo projektu: CZ.1.07/2.4.00/17.0035) Masarykova univerzita,
Fakulta sportovních studií Kamenice 5, 625 00 Brno, Česká republika
tel.: +420 725 827 787, +420 549 495 485
www.fsps.muni.cz/spolupracevkinantropologii
spolupracevkinantropologii@fsps.muni.cz

Práca 2

Cepková, A. (2011). Assess the state of posture, physical fitness and mental health of student of the university. *Integrative power of kinesiology. Proceedings Book : 6th international scientific conference on kinesiology*. Opatija, Croatia, September 8-11, 2011. Zagreb : University of Zagreb, s.338-342.

6th INTERNATIONAL SCIENTIFIC CONFERENCE ON KINESIOLOGY

INTEGRATIVE POWER OF KINESIOLOGY



Proceedings Book

Editors:

Dragan Milanović and Goran Sporiš



Organiser: University of Zagreb, Faculty of Kinesiology, Croatia
Under the patronage of Croatian Academy of Sciences and Arts

Publisher: University of Zagreb, Faculty of Kinesiology, Croatia

For the Publisher: Igor Jukić, Dean

Editors: Dragan Milanović
Goran Sporiš

Section Editors: Mirna Andrijašević, Mato Bartoluci, Ksenija Bosnar, Dubravka Ciliga,
Dražen Harasin, Stjepan Heimer, Igor Jukić, Dragan Milanović, Vladimir Medved,
Goran Marković, Branka Matković, Marjeta Mišigoj-Duraković, Benjamin Perasović,
Franjo Prot, Ivan Prskalo

Section Secretaries: Daniel Bok, Cvita Gregov, Danijel Jurakić, Mario Kasović, Dario Novak,
Marija Rakovac, Maroje Sorić, Goran Sporiš, Sanja Šalaj, Dario Škegro,
Sanela Škorić, Tatjana Trošt Bobić

Indexers: Srećko Sertić, Natalija Babić

Copysetting: Srećko Sertić, Natalija Babić

Layout and Cover: Srećko Sertić

Printed by: Tiskara Zelina, Croatia

Edition: 500 copies

Printed in Zagreb, Croatia

A CIP catalogue record for this book is available from the National and University Library in Zagreb under the number 777185

ISBN: 978-953-317-013-8

The statements and views expressed in the contributions are those of their authors and do not necessarily represent the of the Editors and the publisher.

This Proceedings Book includes all the conference communications (invited, oral and poster) received before the editi deadline. Those received later are not published in the book.

ASSESS THE STATE OF POSTURE, PHYSICAL FITNESS AND MENTAL HEALTH OF STUDENT OF THE UNIVERSITY

Alena Cepková

Department of Physical Education and Sport, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak Technical University, Bratislava

Abstract

The paper is to present the state of posture college students and their physical fitness and mental health. The hours of compulsory physical education are an important factor in influencing the quality of human life - student university. Very important to confirm the positive impact of physical activity on the current mental state, which encourages students to play an active approach to the sport and raise awareness of their own health and indirectly to improving physical fitness. Students with better posture were more resistant to stress and mental stress, they were more balanced.

Key words: Mattias test, UNIFITTEST (60-60), CMS

Introduction

Dynamics of changes in the way of life increases the demand for social adaptability of humans to the changed and changing living conditions. To such belongs the transition to university studies. Increases the psychological stress, reduce the demand for movement and physical exertion. Predominant sedentary lifestyle. For university students dominated activities focused on education, in order to acquiring knowledge in specialized fields. Physical education is in many cases the only area that is active during the study of their physical development. Assessment of the state of physical development, physical fitness of students is an important part in terms of comprehensive development of students. The proof is on the various research works (Cepková 2008, Zidek 2009), in which the authors evaluate the dynamic level of physical fitness and physical development of university at age group. Equally important is the evaluation of students' posture. Through physical education and sports activities can also influence the acquisition of habituation correct posture. When negative habits can develop various health problems - headaches, loss of appetite, difficulty breathing, abdominal pressure in the belly and below. The upright posture is a typical manifestation of man and represents his whole personality. And reflects the state of emergency throughout the body to adapt to living conditions. Posture is the result of a particular shape of the spine, particularly the work of postural muscles, postural reflexes and function of the spine.

Objective

The paper is to present the state of posture college students and their physical fitness and mental health.

Methodology

Object of investigation was a students from FME STU Bratislava. Overall, we were 4 measurements: A - first at the beginning of the 2.semester academics year 2008/09, the number of students was $n = 320$, B - a second measurement was performed in 1. semester next academic year, the number of students was $n = 238$, C - third measurement was performed at the beginning of the second semester academic year 2009/2010, where the number of students was $n = 267$ and the last was performed in D - 4. Measurement in 1.semester ac.year 2010/2011 $n = 194$. Testing conducted on the hour of physical education, at the beginning of the semester. Content of the physical education was football, hockey, fitness enhancing, basketball, table tennis, fresbee.

Clap prowess, we have searched UNIFITTEST (Mekota, Smith, 1995). Dynamic strength of the legs - jumping from place, to determine the dynamic power of hip-abdominal muscles, we used light set for 30s and 60s., arm strength we tested by the pull-ups on horizontal bar. Endurance capacity was evaluated during the shuttle run. Good posture, we have searched by Matthias test (Fig. 1). Students was asked to take the following posture: standing erect with slightly you legs shoulder width apart, arms held inforward, head in the trunk extension. After one minute, we evaluated posture. Number 1, we evaluated the correct posture and 0 incorrect posture according to Fig.1. Observed data were processed statistically and undergo substantive and logical analysis. For comparison of individual files, we used t-test. The tabl 1 levels of statistical significance: (*) $p < 0.10$, ** $p < 0.01$, * $p < 0.05$, $n =$ number of students, 0 = incorrect posture, 1 = good posture. A group of students were first and 2nd class, B = 2 class and 3 class, C = first and 2nd class and D = 2 class and 3 class. On each hour PE we tested the current mental state (CMS).

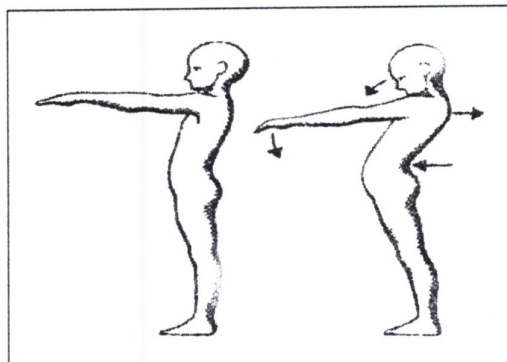


Figure 1. Test by Mattias

Results

Posture is the result of a particular shape of the spine, particularly the work of postural muscles, postural reflexes and function of the spine. Is an inherent feature of all activities and of itself is an activity, exercise habits, which we largely control our will. Test by Mattias (Fig. 1), we evaluated students' posture in which prevailing sedentary lifestyle focused mainly on the study. Is there some wrong habits in posture. Nevertheless, we found that most students have good posture. Even assuming that the assessment by Mattias reveal deficiencies, which can be detected at a more detailed assessment of posture by other methods such as under Jaroš- Lomnička and others. Table 1 gives us a detailed review and distribution of students at each test and the individual grades in the right (1) and incorrect posture (0). We can say that in almost all

Table 1. Posture and physical fitness

	BH	BW	BMI	waist circum.	Hip circum.	WHR	Lie-sit30s	Lie-sit60s	Jump from place	Schuttle-run	Pull-ups	%fat
A 1roč. 0 n=53	181,0	76,98	23,49	80,89	94,62	0,85	25,74		211,4	49,40		
A 1roč. 1 n=122	181,4	76,88	23,34	82,25	96,43	0,85	26,61		216,9	51,78		
t - test	0,376	0,045	0,246	0,823	1,234	0,15	1,243		1,275	0,914		
A 2roč. 0 n=42	184,5	79,50	23,31	82,00	96,52	0,85	25,10		214,1	49,43		
A 2roč. 1 n=103	181,7	79,03	23,91	84,92	98,18	0,87	26,53		216,6	50,25		
t - test	2,188*	0,206	1,089	1,823(*)	1,094	0,92	1,861(*)		0,592	0,292		
B 2roč. 0 n=29	180,4	78,19	23,99	82,31	95,97	0,86	25,31	44,21	210,2	48,28	6,69	
B 2roč. 1 n=119	181,7	77,38	23,43	81,61	95,18	0,86	26,39	42,52	217,6	54,41	7,07	
t - test	0,966	0,264	0,627	0,39	0,507	0,13	1,31	1,12	1,382	1,846(*)	0,44	
B 3roč. 0 n=35	182,1	80,86	24,36	82,09	97,74	0,84	25,74	41,91	211,2	50,20	7,09	
B 3roč. 1 n=55	184,2	79,00	23,30	80,64	95,35	0,85	26,56	40,89	218,1	55,56	7,07	
t - test	1,383	0,758	1,586	0,82	1,424	0,60	0,94	0,64	1,261	1,852(*)	0,02	
C 1roč. 0 n=25	184,7	83,64	24,44	82,92	99,28	0,83	24,24	40,56	206,3	51,08	3,76	
C 1roč. 1 n=91	181,9	76,98	23,25	82,15	97,26	0,84	25,73	43,38	212,7	58,22	6,08	
t - test	1,863(*)	2,173*	1,426	0,35	1,149	1,01	1,37	1,64	1,024	1,621	3,042**	
C 2roč. 0 n=32	187,0	83,78	23,86	86,81	100,47	0,86	24,66	41,94	209,5	43,16	5,03	
C 2roč. 1 n=119	181,3	77,76	23,67	82,24	96,19	0,86	26,08	42,06	220,9	48,05	6,38	
t - test	4,465**	2,827**	0,357	2,817**	3,127**	0,72	1,59	0,08	2,301*	2,146*	1,742(*)	
D 2roč. 0 n=15	177,4	76,47	24,22	83,13	97,4667	0,85	24,13	43,40	222,0	52,40	6,00	12,91
D 2roč. 1 n=66	182,12	79,44	23,76	84,21	98,2727	0,86	25,80	42,67	219,5	54,70	5,32	12,09
t - test	2,452*	0,862	0,494	0,42	0,386	0,16	0,97	0,36	0,374	0,530	0,60	0,54
D 3roč. 0 n=37	180,16	80,54	24,8579	86,95	100,0	0,87	25,11	45,32	202,89	43,22	5,70	14,21
D 3roč. 1 n=76	181,64	76,9	23,50	81,88	96,5263	0,85	24,41	41,25	214,36	46,30	7,51	12,11
t - test	1,109	1,454	1,931(*)	2,803**	2,803**	1,875(*)	0,683	2,094*	2,100*	1,065	1,28	1,945(*)

measurements, we found that students with better posture (1) also had better values than the physical development of students with poor posture (0). Only in some indicators of the opposite situation. The measurements in A 2 class we found that students with good posture (1) had significantly greater circumferential extent $p < 0.10$. In most cases the students the correct posture (1) lower than with poor posture (0), significantly in A 2 class, $p < 0.01$ C 1 class $p < 0.10$ and C 2 class $p < 0.01$ and 1 Students with (1) have less value in the most peripheral rates in C1 and C 2 class $p < 0.01$, which also had significantly lower weight with students (1) as (0) $p < 0.01$. We found that in most measurements of students with correct posture to achieve better results in motor tests than students with poor posture. The most significant differences can be seen in A 2 class S-30s for L $p < 0.10$, in B 2 class, in B 3 class $p < 0.10$ and C 2 class shuttle run $p < 0.05$. The jump from the place were significantly more students with (1) and especially in C 2 class and D 3 class $p < 0.05$. Pull-ups in the test were significantly better student with an attitude (1) the measurement of C 1 class $p < 0.01$ and C 2 class $p < 0.10$. For assessment of physical fitness test battery was used UNIFITTEST (60-60):

1. explosive power unit capacity - Jump from place. We have found that student achievement in all three measurements of nearly the same average value. In A reached 215.5 cm, in B reached 215.9 cm in C reached 215.4 cm and in D reached 214.5 cm. There were no statistically significant change between each measurement. According to the standard 5-point UNIFITTEST (21-60), FME students evaluated in this test than the average. Significant difference to the detriment of our students, we found among our probands and university students in Czechoslovakia, 1986 (Kolar, Mekota, Sorm, 1989), which reached an average value in the long jump 231.55 cm. (Table 2).
2. Endurance capacity power unit in the abdominal area - Lie-sit for 30s and 60s. Lie-sit in the 60s we started to evaluate the second measurement (B). In the test lie-sit 30s, we found significant changes between measurements, without statistical significance. The measured and found to average 26.24 repeats, 26.20 in B, C in D 24.99 and 25.61 times. In the test lie-sit 60s, the average value 42.26 B, C in D 42.68 and 42.36 times. According to the standard 5-point UNIFITTESTU (21-60), FME students evaluated in this test than the average. In this test, reached the same level as students Palacky University (Mekota, 1991-unpublished), who achieved an average 42.54 repeated/60s. (Table 2).
3. aerobic endurance ability was tested during the endurance shuttle run. We found that the average overrun sections, the individual terms differ significantly. And when measuring the mean overrun sections 50.58, we found the largest number of overrun sections - 53.31 - in C, the decrease took place at 51.21 and 49.04 D, the lowest overrun sections. (Table 3).
4. power arm - Pull-ups. This test was launched from the second measurement. Found average values in B were 7 reps, in C the number of repetitions decreased to 5.8 and in D were 6 repetitions. According to the standard 5-point UNIFITTESTU (21-60), FME students evaluated in B than average. In C and D compared to those among below average. Students Czechoslovak universities, 1986 (Kolar, Mekota, Sorm, 1989), reached an average of 6.66 repetitions, which is under UNIFITTEST value classified as substandard. (Table3).

Table 2. Physical fitness

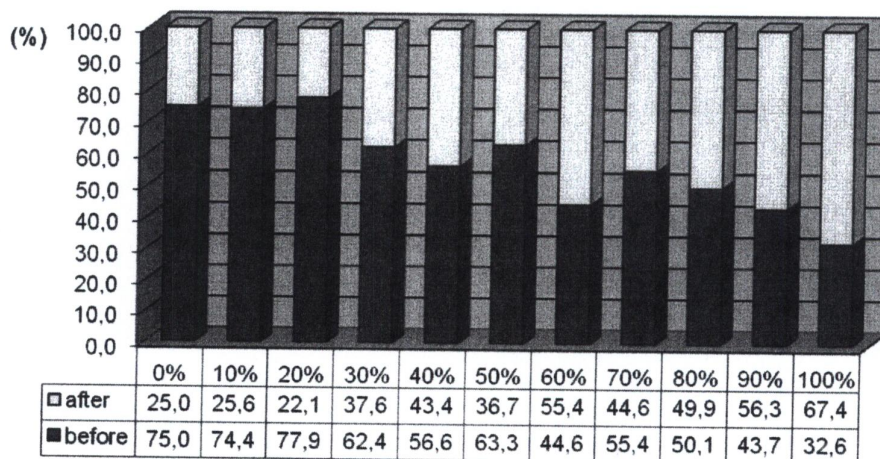
	Lie-sit30s				Lie-sit60s				Jump from place			
	A	B	C	D	A	B	C	D	A	B	C	D
aritm.pr	26,24	26,20	25,61	24,99		42,26	42,36	42,68	215,5	215,9	215,4	214,5
smer.od.	4,26	4,00	4,64	5,50		7,33	7,79	8,81	24,94	25,76	26,49	25,61
median	26,0	27,0	26,0	25,0		41,0	42,0	42,0	217,0	219,0	220,0	217,0
min.	15,0	14,0	5,0	14		22,0	22,0	25	135,0	136,0	114,0	105
max.	39,0	38,0	40,0	66		61,0	66,0	97	284,0	290,0	273,0	279
var.rozp.	24,0	24,0	35,0	52		39,0	44,0	72	149,0	154,0	159,0	174
t-test		0,110	1,515	1,308		0,387	0,141	0,411		0,161	0,224	0,342

Table 3. Physical fitness

	Schuttle-run				Pull-ups			
	A	B	C	D	A	B	C	D
aritm.pr	50,58	53,31	51,21	49,04		7,025	5,869	6,304
smer.od.	15,61	15,22	16,30	15,34		4,104	3,735	6,009
median	50,0	50,0	50,0	48,0		7,0	5,0	5,0
min.	16,0	16,0	20,0	17		0,0	0,0	0
max.	99,0	110,0	125,0	95		20,0	23,0	60
var.rozp.	83,0	94,0	105,0	78		20,0	23,0	60
t-test		2,062*	1,489	1,448			3,315**	0,956

In assessing current psychological states, we found that most student, more than 80%, had an hour before a negative current mental condition. This means that they were no mood, sad, nothing they did not want and only 20% had almost before an hour TV cheerful, active. After hours up to 67% of students are marked current mental state (CMS) as excellent, happy, cheerful, with vigor and only 20% are marked CMS as sad, tired. These results show us that hours of physical education have a positive effect on students' current mental state. Games on the Physical Education reduced stress and mental fatigue. Good mental well-being can affect the quality of education.

Table 4. Current mental state



Conclusion

For everyone, it is important to maintain good posture and continuously improve the exercise habits of a lifetime. Education on proper posture is to be understood not only as a process of keeping the resting position, but as education and raised capacity to deal with physical tasks of daily life at school, at home, at work (sit, lie, learn, run, jump, draw, cook, etc.). Based on the results we can conclude that for most students FME STU we found incorrect posture. Despite the prevailing sedentary students, when there is a study of low demands on the body, leading to hypokinesy. The threshold energy is expected to fall right in activities under $4.1 \text{ kJ} \cdot \text{min}^{-1}$ (Mekota, Cuberek, 2007). Physical activity to them in most cases, guaranteed school physical education. FME STU students prefer mostly games - football, hockey, basketball, fresbee and bodybuilding. Individual measurements are documented, that during the study to students with no significant changes in tests. We found that students belong to a group of people, with almost no risk cardiovascular diseases and diseases resulting from obesity. The 5-point standard lie-set60s was 40 to 42 repetitions, jumping from place to achieve an average of 215 cm in pull-ups made from 5 to 7 bends. Probandes were specific sample of students with mostly psychological employment. Their professional focus does not require general or special physical training, motor development fitness. It is realizing the importance of each individual's daily physical activity for health is important. You just mandatory physical education in college, where physical education teachers have the possibility and also role and motivates students to learn to regular physical activity. This study also confirmed by various authors (Palovičová, J, 2001, Buková, A. 2008). We can talk about health-oriented physical activity for students. This means that their current status in college does not get worse, but that was its maintenance. In conclusion, the hours of compulsory physical education are an important factor in influencing the quality of human life - student university. Very important to confirm the positive impact of physical activity on the current mental state, which encourages students to play an active approach to the sport and raise awareness of their own health and indirectly to improving physical fitness. Students with better posture were more resistant to stress and mental stress, they were more balanced.

References

1. Cepkova, A. (2007). Physical development and functional ability students FME STU Bratislava. In: Physical education, sport and research at universities. Bratislava: STU.
2. Buková, A-Staško, I-Gajdošová, B. (2008). Physical activity UPJŠ students. In: Physical education and sport, health and movement. Proceedings of 2 grade science - pedagogical conferences teachers TV. Prešov: s. 132 – 136. ISBN 978-80-8045-515-6.
3. Zidek, J. (2007). Physical and functional development of students FME STU Bratislava. In: Curricular Transformation of Education in Physical Education and Sport n Slovakia. Nitra.
4. Kolar, V., Měkota, K., Sorm, G.(1989). Motor performance and physical development of students in 1st year university Czechoslovakia 1986. In.: Physical Culture - Proceedings of members' work departments of Physical Education and Sports Medicine 21st Olomouc, Univ. Palackého, 5-63.
5. Měkota, K., Smith, R. et al. (1996). UNIFITTEST. Prague, Faculty of Education, University of Ostrava, 94s.
6. Mekota, K., Cuberek, R. (2007). Physical skills, work-performance. Palackého University, Olomouc, p. 163
7. Palovičová, J. (2003). Regular physical activity in daily mode at students at the university. In.: Current status and trends of university sport and physical education before joining the European Union. Bratislava. MfKTVS UK, SAUŠ, p. 52 – 56. ISBN 80-223-1880-9.

Práce 3

Cepková, A., Kyselovičová, O., Honz, O., Uváček, M., & Žiška, J. (2015). Evaluation of posture among university students. *Acta Universitatis Matthiae Belii physical education and sport*, 7(2), s. 32-42. ISSN 1338-0974.

KTV
UNIVERSITATIS
Banská Bystrica

*Acta Universitatis Matthiae Belii, Physical Education and Sport * Vol. VII * No.2/2015*

**MATEJ BEL UNIVERSITY BANSKÁ BYSTRICA
FACULTY OF ARTS
SLOVAKIA**

**INDEX  COPERNICUS
I N T E R N A T I O N A L**

Index 4,39

**ACTA UNIVERSITATIS MATTHIAE BELII
PHYSICAL EDUCATION AND SPORT**

Vol. VII

No. 2/2015

BANSKA BYSTRICA

2015

ACTA UNIVERSITATIS MATTHIAE BELII PHYSICAL EDUCATION AND SPORT (ISSN 1338-0974) is a peer-reviewed scientific journal. The content of the

magazine is focused on presentation of research notifications and theoretical studies connected with the problems of science of sport. The Editorial Board is looking forward to all manuscripts written on the above subject.

The journal provides open access to its content - all published articles are accessible in PDF format free of charge.

The Journal is indexed in Index Copernicus



index 4,39

ACTA UNIVERSITATIS MATTHIAE BELII PHYSICAL EDUCATION AND SPORT (ISSN 1338-0974) je vedecký časopis. Svojím obsahom je zameraný na

prezentáciu pôvodných výskumných výsledkov a teoretických štúdií, ktoré sa vzťahujú k vedeckej problematike vied o športe. Redakcia uvíta všetky rukopisy spracované v tomto duchu.

Časopis poskytuje otvorený prístup k celkovému obsahu - všetky publikované články sú zadarmo k dispozícii vo formáte PDF.

Časopis je indexovaný v Index Copernicus



index 4,39

Editorial Board

Editor in Chief

doc. PaedDr. Michal Jiří, PhD. FF UMB Banská Bystrica (*Slovakia*)

Managing Editor

prof. PaedDr. Bartik Pavol, PhD. FF UMB Banská Bystrica, (*Slovakia*)

Editorial Board

prof. dr hab. Eugeniusz Bolach	AWF Wroclaw, (<i>Poland</i>)
prof. Evgenia Dimitrova, PhD.	NSA Sofia, (<i>Bulgaria</i>)
prof. Juris Grants, PhD.	Latvian Academy of Sport Education Riga, (<i>Latvia</i>)
prof. PaedDr. Milada Krejčí, CSc.	VŠTVS PALESTRA Praha, (<i>Czech republic</i>)
prof. PaedDr. Jaromír Šimonek, PhD.	UKF Nitra, (<i>Slovakia</i>)
prof. dr hab. Sergej Yermakov	UKW Bydgoszcz, (<i>Poland</i>)
prof. Rajko Vute, PhD.	University of Lublana, (<i>Slovenia</i>)
dr hab. prof. Eligiusz Małolepszy	Jan Długosz University in Częstochowa, (<i>Poland</i>)
dr hab. Adam Jurczak, PhD.	AWF Krakow, (<i>Poland</i>)
doc. PaedDr. Jitka Koprivová, CSc.	FSS MU Brno, (<i>Czech republic</i>)
Dr. Dubravka Ciliga, PhD.	University of Zagreb, (<i>Croatia</i>)
prof. PaedDr. Bartik Pavol, PhD.	FF UMB Banská Bystrica, (<i>Slovakia</i>)
prof. PaedDr. Görner Karol, PhD.	FF UMB Banská Bystrica, (<i>Slovakia</i>)
doc. PaedDr. Adamcák Štefan, PhD.	FF UMB Banská Bystrica, (<i>Slovakia</i>)
doc. PaedDr. Bendíková Elena, PhD.	FF UMB Banská Bystrica, (<i>Slovakia</i>)
doc. PaedDr. Broďáni Jaroslav, PhD.	UKF Nitra, (<i>Slovakia</i>)
doc. PaedDr. Nemeč Miroslav, PhD.	FF UMB Banská Bystrica, (<i>Slovakia</i>)
doc. PaedDr. Novotná Nadežda, PhD.	FF UMB Banská Bystrica, (<i>Slovakia</i>)

Reviewers

dr hab. Adam Jurczak, PhD., prof. Evgenia Dimitrova, PhD., prof. PaedDr. Görner Karol, PhD., Dr. Dubravka Ciliga, PhD., prof. PaedDr. Bartik Pavol, PhD., doc. PaedDr. Adamcák Štefan, PhD., doc. PaedDr. Michal Jiří, PhD., doc. PaedDr. Nemeč Miroslav, PhD., doc. PaedDr. Novotná Nadežda, PhD.,

All contributions were reviewed anonymously.

Všetky príspevky boli recenzované anonymne.

The authors take response for contents and correctness of their texts.

Za obsah a správnosť textov zodpovedajú autori.

Electronic form available on address:

<http://www.ff.umb.sk/katedry/katedra-telesnej-vychovy-a-sportu/veda-a-vyskum/acta-universitatis-matthiae-belii-physical-education-and-sport/>

Elektronická podoba časopisu je k dispozícii na adrese:

<http://www.ff.umb.sk/katedry/katedra-telesnej-vychovy-a-sportu/veda-a-vyskum/acta-universitatis-matthiae-belii-physical-education-and-sport/>

© Jiří Michal, 2015 - Editor

ISSN 1338-0974

CONTENTS

BĚLKA JAN - HŮLKA KAREL - ŠAFÁŘ MICHAL - WEISSER RADIM - DUŠKOVÁ LADA - KRISTEK JAN

ANALYSIS OF THE DIFERENCE BETWEEN THE SUBJECTIVE LOAD INTENSITY PERCEPTION AND REAL HEART RATE OF MALE AND FEMALE PLAYERS IN HANDBALL TRAINING.....6

BOGUSZEWSKI DARIUSZ - SKOWRON AGATA - BUGALSKA ANETA - ADAMCZYK JAKUB GRZEGORZ - BIAŁOSZEWSKI DARIUSZ

THE ASSESSMENT OF FUNDAMENTAL MOVEMENT PATTERNS AND THE CHARACTERISTIC OF INJURIES OF WOMEN AND MEN PRACTICING POLISH FOLK DANCE.....23

CEPKOVÁ ALENA - KYSELOVIČOVÁ OLGA - HONZ OTO - UVÁČEK MARIÁN - ŽIŠKA JÁN

EVALUATION OF POSTURE AMONG UNIVERSITY STUDENTS.....32

DROZDEK-MAŁOLEPSZA TERESA

SPORTS RIVALRY OF WOMEN FROM SLAV COUNTRIES IN THE YEARS 1931–1934 AS REPORTED BY “PRZEGLĄD SPORTOWY” MAGAZINE.....43

FALAT PATRIK - ADAMČÁK ŠTEFAN

PHYSICAL ACTIVITIES OF THE 9- th GRADES PUPILS OF ELEMENTARY SCHOOLS IN SELECTED CITIES OF SLOVAKIA.....58

JURAŠKOVÁ ŽELMÍRA

IMPACT OF MOTOR PROGRAM ON REMOVING MUSCLE IMBALANCE OF PUPILS AT PRIMARY SCHOOL.....68

KOVALANČÍKOVÁ TINA

ANALYSIS AND COMPARISON OF THAI BOX TRAINING PROGRAMMES IN SLOVAKIA.....78

STRAŇAVSKÁ STANISLAVA

PHYSICAL ACTIVITIES IN THEIR FREE TIME SECONDARY SCHOOL STUDENTS.....89

INSTRUCTIONS FOR MANUSCRIPT..... 101

EVALUATION OF POSTURE AMONG UNIVERSITY STUDENTS

CEPKOVÁ ALENA¹, KYSELOVIČOVÁ OLGA², HONZ OTO¹, UVÁČEK MARIÁN¹,
ŽIŠKA JÁN¹

¹ *Faculty of Mechanical Engineering, STU Bratislava, Slovakia*

² *Faculty of Physical Education and Sport, UK Bratislava, Slovakia*

ABSTRACT

The aim of the contribution was to determine the state of posture among students of the 1st year of university. For the evaluation a posture test devised by Jaroš and Lomíček (1957) was used. The stated somatoscope test allowed a detailed evaluation in the individual parts of the spine and parts of the body, with the methodics not being demanding on material equipment, time or evaluation procedure. For a more objective evaluation of the students we measured their BMI (body mass index) somatometric indicators.

The age of the male students was 21.2± 0.76 years and the female students were aged 20.7± 0.47. The average value of the BMI index was 23.07 kg/m² for the males, and 20.76 kg/m² for the females. The students belonged to the group of people with almost no risk of cardiovascular diseases or illnesses resulting from obesity.

In the evaluation of posture we found great deviations from the standard (0°-10) in forward bending of the head (HL) both for the females (22°) and for the males (24.88°). The difference between the males and the females was statistically significant (2.88°) (p<0.05). In shoulder posture (SP) the females achieved on average 11.9° and the males 14.83°. The difference between the males and the females (2.93°) was statistically significant (p<0.10) and the values were designated as average (mark 3). The females had average measured values of spinal curvature (CHK) 5.9cm, and among the males we measured 5.38cm, which corresponded to a mark of 3. The depth of the curve in the middle part of the spine (MS) was for the females 5.85cm and for the males, 3.85cm. The difference was 2cm to the detriment of the females, which was statistically significant (p<0.01). The posture of the spine in the frontal level was very good, without significant deviations for either the males or the females. We found more significant defects when evaluating the height of the shoulders (HS).

The difference between the right and the left shoulder for the males was 2.17cm, and for the females 1.90cm in favour of the left shoulder, which was higher. As regards the slope of the pelvis (SP) we found 32.50° for the females and for the males, 31.96°. According to the Jaroš-Lomíček table, grade 2 is assigned to the angle up to 35°. The optimal value for pelvic slope is 30°. In evaluating the slope of the shoulder blades (SHS) we found a value of 2.10° among the females, and for the males an average value of 2.0°. For up to 5° shoulder blades slope, the evaluation is a mark of 2. The correct slope of the shoulder blades is 0°. In both the females and the males we found normal vaulted chests.

In the overall evaluation we found average values, which means body posture with partial deviations from the correct posture in the individual parts. The statistically significant difference ($p < 0.01$) is in the posture between the males and the females, with the males achieving better average posture values. Our results are of a sectional character without a causal analysis of the individual indicators.

KEY WORDS: Test according to Jaroš and Lomíček, posture, BMI,

INTRODUCTION

The definition of posture has been addressed by several authors, which makes it obvious that the concept has a very wide meaning, and its definition is not simple. Externally, posture is manifested as a certain spatial arrangement of the individual parts of the body in static positions (e.g. standing) but it retains the characteristic features even when the body is in motion, for example in walking or other movement activities. (Hrčka, 2009). According to Gúth (2004) posture or the individual's posture system designates all the person's motor abilities whose purpose is to maintain position. Under the concept posture we understand the mutual positioning of the limbs, the trunk and the head - in stance, in positions and during activity. Long-term straining of the muscles with a mostly tonic function and neglect of the muscles with a mostly phasal function leads to the typical development of muscular imbalance, which is crucial from the standpoint of posture and is the backdrop for the occurrence of functional changes. Some studies have even stated that the appearance of functional changes in contemporary children and youth occurs in up to 80 %! (Fisher, 2003). Physical education is in many cases the only activity which has an effect on physical development during school years. By means of physical and sport activities we can also influence the gaining of the habit of correct posture. Posture, the holding of the body, is not only important from the health standpoint, but also socially. According to Corbin et al, (2009) posture is an important factor of non-verbal communication during first contact which

corresponds to certain personality traits of the individual. Economic factors also play an important role. Roche et al. (2007) found in their long-term study that cheap individual sustained therapeutic activities as part of prevention are more effective than costly convalescent programs in the healing of acute back pain. Many authors (Mayer, 1978, Labudová 1992, Medeková et al 1993, Kanásová, 2011) have addressed the concept of posture and evaluations of posture, but primarily with elementary school children. There is a great lack of information on the state of university students as well as on the methods of evaluation of posture, which would be useful for the diagnosing in universities. We believe that it is important, especially in today's hypo-kinetic times, to monitor university students' posture and, through movement exercises during physical education lessons, to focus on the prevention of the occurrence of acute back pain as a result of incorrect posture and muscular imbalance.

About 80% of the population in the 25-60 age category have experienced back pain during their life, but some studies (Zhu, 2007) have indicated that young people also have these problems. Most frequently, pain occurs in the lumbar or cervical part of the spine. The reason often lies in improper ways of walking and sitting (bad posture, inappropriate positions at the work-table in the home or outside it) and incorrect ways of carrying loads (bags) or unsuitable types of sustained repetitive movement (digging in the garden, continuous posture in constraining positions, etc.).

AIM

The aim of the contribution is to identify the condition of the posture of university students.

TASKS

1. Use of the posture evaluation test battery according to the test of Jaroš- Lomíček.
2. Measuring of the BMI somatic indicators.
3. Processing and evaluating the data.

METHODOLOGY AND PROCEDURE

The subject of the investigation was a group of 24 males and 10 females from the first year at Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology, Bratislava, who had compulsory physical education lessons, with optional disciplines. Testing took place during the physical education lessons, always at the beginning of the class. The students were chosen at random from football, floorball and aerobics classes. We ascertained their

posture on the basis of the Jaroš and Lomíček test (1957). The experimenter measured the subject (individual tested) from a distance of roughly 1 m, with the arms slightly bent in front of them (forearms crossed) and the centre of a protractor was placed according to the description. The experimenter was assisted by a helper who held the loosened plumb line according to instructions. The plumb line determining the vertical axis had always to hang freely.

The measuring was carried out on all the subjects by one person so the same criteria would apply throughout. The controller could also record the measurement data from time to time. The males stripped to the waist for the measuring, while the females wore tight T-shirts.

From the point of view of complexity and accuracy of measurement, this was the most suitable evaluation method.

Evaluation was focused on:

- I. head and neck posture (HP)
- II. shoulder posture (SP)
- III. spine slope (anteroposterioric plane) (SP)
- IV. back slope (anteroposterioric plane) (BS)
- V. spine course at frontal plane (SPF)
- VI. height of shoulders (HS)
- VII. pelvic slope (PS)
- VIII. shoulder-blade slope (SBS)
- IX. chest (CH)

For measuring were needed a protractor (circular with 360⁰ scale), to which two straps are fixed, one attached to the protractor and the second moveable, a wooden triangle, a plumb line with a cord, chalk, and a pencil (Fig.1). The individual measurements are evaluated in degrees or in centimetres. The scales of values are in point form.

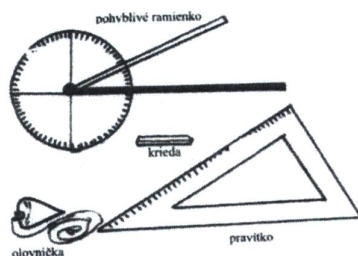


Fig. 1 The needs to measure

For diagnostics of body development we used the values of physical height and weight, and the circumference of the waist and hips. On the basis of the measured values we calculated the BMI index. We processed the data statistically and carried out objective and logical analyses. For comparison of the individual sets we used the non-parametric Mann-Whitney U-test. In the tables we presented the levels of statistical significance: (*) $p < 0,10$, ** $p < 0,01$, * $p < 0,05$.

RESULTS

The average age of male students was 21 years and 20 years in female students. Based on the values measured in the experiment we can state that the BMI values were 23.07 kg/m² in males, with 20.76 in females (Table 1). According to the 5-grade scale the measured values can be considered normal (20 – 25 kg/m²). Our measurements have shown that the average BMI values of our students did not exceed the limits of overweight/obesity. In adults, BMI overweight value is greater than 25kg/m², while BMI obesity value is greater than 30 kg/m².

Table 1 BMI

BMI	Males n=24	Females n=10
Age (years)	21,2+-0,76	20,7+-0,47
Height (cm)	1,81+-0,04	1,70+-0,06
Weight (kg)	78,00+-8,36	60,00+-2,42
BMI (kg.m ²)	23,07+-2,56	20,76+-1,92

The evaluation of the spine according to the Jaroš-Lomíček test is quite detailed and allows discovering faults in the body posture in particular parts of the spine.

We found great deviations from the standard (0°-10°) in head bending forward (H) both in females (22°), and males (24,88°). The difference (2,88°) between the males and females was statistically significant. A similar difference (2,39°) to the detriment of males was discovered by Hrčka (2011). They were assigned a grade 4 according to the Jaroš-Lomíček test representing the worst value of the 4-scale classification. The cervical part of the spine is considerably moveable and is statically stressed by the weight of the head. Its strain results from the forward head inclination (when working on the computer, studying etc.). This leads to an overloading of the neck and back muscles, as well as the shoulder girdle, very often causing headaches. In evaluating the posture of shoulders (SH), the value 0° expresses

the correct body posture. Females achieved on average $11,9^\circ$ and males $14,83^\circ$. The difference between the males and females ($2,93^\circ$) is statistically significant. We assigned grade 3 to the posture of shoulders in both females and males. Hrčka (2011) found lower values: an angle of $8,06^\circ$ in males and $6,79^\circ$ in females. We evaluated the curvature of the spine in the front-posterior level in two areas: in the cervical (C) and the lumbar (L) parts of the spine. According to Jaroš-Lomíček, correct body posture means that the cervical part of the spine is located 3-3,5 cm and the lumbar part 3-4 cm from the exercise pad. Every cm in a positive or negative direction is assigned one grade worse mark (Štěpnička, 1977). The average values of the curvature of the cervical spine were 5,9 cm in females and 5,38 cm in males. The individuals tested achieved the values of the curvature of the cervical spine that correspond on average to grade 3. Hrčka (2011) measured an average value of the curvature of the cervical spine 6.73 cm. The deviation of the curve in the lumbar part was 5.85cm in females and 3.85 in males. The difference was 2 cm, which was statistically significant. The curvature of the spine at the frontal plane (FL) with the correct body posture can be compared to a vertical line (grade 1). The value of deviation is evaluated from grades one to four. We did not record any significant deviations from the standard in the tested group. All of these students were evaluated grade 1. We can conclude that the spinal posture at the frontal level is very good. The most frequent location of disorders in the thoratical part of the spine is in the joints connecting them with the ribs and the junction to the cervical and the lumbar parts of the spine. The functional disorder results from the stress and muscle imbalance of the shortened m. pectoralis major and the weakened low stabilizers of the shoulder blades, as well as the low and middle parts of m. trapezius, m. serratus anterior, m. rhomboideus. The lumbar part of the spine and the sacral bone undergo the greatest static stress. . The functional disorder is caused by a muscle imbalance between the abdominal and gluteus muscles on the one hand and the spine muscles and flexors of the leg on the other.

When evaluating the level of shoulders (SL) within the correct body posture, the shoulders have to be in equal height and their contours should be equalized. Different level of shoulders relates to scoliotic curvature of the spine. The difference between right and left shoulders in males and females within our group was approximately the same: 2cm on average, in favour of the left shoulder – which was higher . This deviation corresponded to the grade 3. Other research results confirm our findings. We discovered the inclination of pelvis (PI) $32,50^\circ$ in females and $31,96^\circ$ in males. According to the chart by Jaroš-Lomíček, 35° angle is evaluated by grade 2. The optimal value of the inclination of the pelvis angle is 30° - this is the angle of the back area of the sacral bone with the vertical axis. We discovered

the value 2.10° in females and 2.0° average value in males when evaluating the inclination of shoulder blades (SBI). The inclination of shoulder blades up to 5° is evaluated by the grade 2. The correct inclination angle of the shoulder blades is 0° , it means the inner edges of the shoulder blades are positioned in parallel. We can say that the students had slight deviation from the correct posture of the shoulder blades. Greater differences have been found in the group of males.

The final evaluation parameter is the shape of the thorax (TS) which was defined by Bartošík and col. (1994). We found normal thorax both in females and males; well-vaulted, with the thoratical spine slightly kyphotic, so that its tip meets the centroidal axis led from the nape. The thorax axis is vertical, while the shoulders are directed accurately to the sides. According to the evaluation, we assigned them grade 1. The thorax evaluation scale has 4 grades. Summing up the points from the particular evaluation parameters we have found that females achieved on average 22.80 points, while males got fewer points, namely 20.29 points on average. We discovered statistically significant difference between males and females.

Table 2 Values of the test by Jaroš-Lomiček – females

Females	H in °	SH in °	C in cm	L in cm	FL in cm	SL in cm	PI in °	SBI in °	TS	Total points
Aritm.av.	22,00	11,90	5,90	5,85	0,07	1,90	32,50	2,10	1,20	22,80
Direction of dev.	3,46	1,29	1,74	0,91	0,15	0,57	2,32	0,99	0,42	2,34
Median	21,0	12,0	5,75	5,75	0,0	2,0	32,0	2,5	1,0	23,0
Min.	19	10	4	5	0	1	30	1	1	20
Max.	30	14	10	8	0,4	3	37	3	2	27
Var.range	11	4	6	3	0,4	2	7	2	1	7

Table 3 Values of the test by Jaroš-Lomíček – males

Males	H in °	SH in°	N in cm	W in cm	FL in cm	SL in cm	PI in °	SBI in °	TS	Total points
Aritm.av	24,88	14,83	5,38	3,85	0,12	2,17	31,96	2,00	1,33	20,29
Direction of dev.	3,60	4,37	1,13	1,60	0,26	0,64	1,92	0,93	0,56	2,29
Median	25	15	5,25	3,25	0	2	31,5	2	1	20
Min.	19	9	3,5	2	0	1	30	1	1	17
Max.	35	25	8	7	1	4	36	4	3	26
Var.range	16	16	4,5	5	1	3	6	3	2	9

U-test	2,255*	1,671(*)	0,745	3,025**	0,214	1,083	1,023	0,338	0,566	2,780**
--------	--------	----------	-------	---------	-------	-------	-------	-------	-------	---------

CONCLUSION

In our report we used the somatometry methodology of evaluation of the spine shape according to Jaroš-Lomíček (1957). This methodology evaluates particular parts of the body in details and does not require complicated material equipment. It is important to execute the evaluation by the same examiners to avoid considerable measuring deviations. Regular physical activity in students with higher stress was done by the activity within the compulsorily optional physical training once a week. The physical training activities affect the improved appearance, condition, the body fat control. The regular physical activities bring the health benefits in future, like lower risk of the muscle injuries, reduction of the spine pain risk, fast recovery after exhausting work, high working effectiveness and increased ability to cope with stress. Walking from and to school was one of their other physical activities. But, in their opinion, they spend a good part of the day sitting due to the studies. As a result, we hypothesized that their body posture would deteriorate. We discovered more significant defects only in the different levels of the shoulders and the shoulder blades resulting in bulging abdomens. In contradiction to our hypothesis, we found almost perfect body posture in female students. The discovered deviations from the standard, which defines the correct body posture, might be caused by the sedentary nature of their daily activities, incorrect body posture when sitting at the computer and during lectures, an improper carrying of bags and other equipment, as well as insufficient regular physical activity, apart from compulsory

physical training once a week. We agree with Kolář (2007) that in a civilized society it is utterly irresponsible not to encourage young people to develop correct body posture and leave it on the nature. In conclusion, it is necessary to state that up till now there are no other research works available that evaluate body posture in adults. The only research works published relate to groups of 11-12 years old children. However, our results have a profile character, without undertaking causal analysis of particular coefficients.

LITERATURE

- ❖ CORBIN CHARLES B., WELK GREGORY J., CORBIN, WILLIAM R., WELK KAREN A., SIDMALE CARA L. 2009. *Concepts of Fitness and Wellness: A comprehensive lifestyle approach*. Mc.Graw-Hill Companies, Inc.
- ❖ FISHER, M. 2003. Functional disorders in children and adolescents. *Clin Fam Practise*, 5, 2003, No. 2, p. 417-444.
- ❖ GÚTH, A. 2004. *Vyšetrovanie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava. Liečreh Gúth, ISBN 80-247-0233-9.
- ❖ HRČKA, J. 2009. *Držanie tela a jeho ovplyvnenie*. Trnava: Univerzita sv. Cyrila a Metoda v Trnave. ISBN 978-80-810-136-4.
- ❖ HRČKA, J. – KOVÁŘOVÁ, M. – BEŇAČKA, J. 2011. *Pohybová aktivita edukantov fyzioterapie vo voľnom čase a jej reflexia na vybraných zdravotných charakteristikách*. Trnava: Univerzita sv. Cyrila a Metoda v Trnave. ISBN 978-80-8105-323-8.
- ❖ JAROŠ, M. – LOMÍČEK, M. 1957. Návrh zjednodušené hodnocení postavy žáků všeobecné vzdělávací školy. *Těl. Vých. Mlád.* 1957, No. 23, p. 194-208.
- ❖ KANÁSOVÁ, J. 2011. Držanie tela u žiakov 1.ročníka základnej školy v Nitre. *Pedagogická kinantropologia*. In.: *Soubor referátů z medzinárodného semináře konaného 27. 4. – 29. 4. 2011*. Brno: Tribun EU, p. 15. ISBN 978-80-7399-129-6
- ❖ KOLÁŘ, P. 2007. Vertebrogenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. In.: *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. 2007, No. 1, p. 3-17.
- ❖ LABUDOVÁ, J. 1992. Držanie tela. In.: *Šport pre všetkých*. Bulletin no. 4. Bratislava: Slovenský zväz RTVŠ, p. 10-20.
- ❖ MAYER, K. 1978. Hodnocení držení těla mládeže metodou postojových standardu a výsledky její aplikace v tělovýchovné praxi. *Acta Chir. Orthop. Traum. čech.* 45, No. 3, p. 202-207.

- ❖ MEDEKOVÁ, H., KOVÁČOVÁ, E., THURZOVÁ, E., RAMACSAY, L. 1993. Držanie tela a svalová nerovnováha detí z hľadiska pohybovej aktivity. In. *Zborník Nitra STVŠ*, p. 83 – 90.
- ❖ OLESKE, D. M., et al. 2007. *Are back supports plus education more effective than education alone in promoting recovery from low back pain?* Results from a randomized clinical trial. *Spine* 32(19):2050-2057.
- ❖ ROCHE, G., et al. 2007. *Comparison of program with active individual physical therapy for patients with chronic low back pain.* Randomized controlled trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 88(10):1229-1235.
- ❖ ŠTĚPNIČKA, J. 1976. Somatotyp, držení těla, motorika a pohybová aktivita mládeže, Praha. Univerzita Karlova. 1976, p. 93.
- ❖ ZHU, K., et al. 2007. *Association of back pain frequency with mortality, coronary heart events, mobility, and quality of life in elderly women.* *Spine* 32(18):2012-2018.

HODNOTENIE DRŽANIA TELA ŠTUDENTOV VYSOKEJ ŠKOLY

SÚHRN

Cieľom príspevku bolo zistiť stav držania tela u študentov 1.ročníka vysokej školy. Na hodnotenie bol použitý test hodnotenia držania tela podľa Jaroša a Lomíčka (1957). Uvedený somatoskopický test nám umožňuje podrobné hodnotenie v jednotlivých častiach chrbtice a častí tela, pričom metodika nie je náročná na materiálne vybavenie, čas a metodiku hodnotenia. Pre objektívnejšie hodnotenie sme u študentov zmerali somatometrické ukazovatele BMI. Vek študentov bol 21,2±0,76 rokov a študentiek 20,7±0,47 rokov. Priemerné hodnoty indexu BMI boli u študentov 23,07 kg/m² a u študentiek 20,76 kg/m². Študenti patrili do skupiny ľudí s takmer žiadnym rizikom kardiovaskulárnych chorôb a chorôb vyplývajúcich z obezity.

Pri hodnotení držania tela sme zistili veľké odchýlky od normy (0°-10°) v predklone hlavy (HL) ako u žien (22°) aj u mužov (24,88°). Rozdiel (2,88°) medzi mužmi a ženami bol štatisticky signifikantný (p<0,05). V držaní ramien (RA) ženy dosahovali v priemere 11,9° a muži 14,83°. Rozdiel medzi mužmi a ženami (2,93°) bol štatisticky signifikantný (p<0,10) a hodnoty sa označujú ako priemerné (známka 3). Ženy mali priemerné namerané hodnoty zakrivenia krčnej chrbtice (CHK) 5,9cm a u mužov sme namerali 5,38cm, čo zodpovedalo

známke 3. Hĺbka oblúka v driekovej časti chrbtice (CHD) bola u žien 5,85cm a u mužov 3,85cm. Rozdiel bol 2cm v neprospech žien, čo bolo štatisticky signifikantné ($p<0,01$). Držanie chrbtice v rovine frontálnej bolo u mužov aj u žien veľmi dobré, bez výrazných odchýliek. Výraznejšie nedostatky sme zistili pri hodnotení výšky ramien (VR). Rozdiel medzi pravým a ľavým ramenom bol u mužov 2,17cm a žien 1,90cm v prospech ľavého ramena, ktoré bolo vyššie. Sklon panvy (SP) sme u žien zistili $32,50^\circ$ a u mužov $31,96^\circ$. Do 35° podľa tabuľky Jaroša-Lomíčka je známka 2. Optimálna hodnota sklonu panvy je 30° . Pri hodnotení sklonu lopatiek (LO) sme zistili u žien hodnotu $2,10^\circ$ a u mužov priemernú hodnotu $2,0^\circ$. Do 5° sklonu lopatiek je hodnotenie známkou 2. Správny sklon lopatiek je 0° . U žien aj u mužov sme zistili normálny hrudník, dobre klenutý.

V celkovom hodnotení sme zistili priemerné hodnoty, to znamená držanie tela, ktoré má v jednotlivých častiach čiastočné odchýlky od správneho držania tela. Štatisticky signifikantný rozdiel ($p<0,01$) je v držaní tela medzi mužmi a ženami, pričom celkovo lepšie priemerné hodnoty držania tela dosiahli muži. Naše výsledky majú prierezový charakter bez kauzálnej analýzy jednotlivých ukazovateľov.

KEÚČOVÉ SLOVÁ: Test podľa Jaroška a Lomíčka, držanie tela, BMI,

Práce 4

Zemková, E., **Cepková, A.**, Uváček, M., & Šooš, Ľ. (2017). A Novel Method For Assessing Muscle Power During The Standing Cable Wood Chop Exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(8), 2246-2254 . ISSN 1064-8011. V databáze: SCOPUS.

A NOVEL METHOD FOR ASSESSING MUSCLE POWER DURING THE STANDING CABLE WOOD CHOP EXERCISE

ERIKA ZEMKOVÁ,^{1,2} ALENA CEPKOVÁ,³ MARIÁN UVAČEK,³ AND L'UBOMÍR ŠOOŠ⁴

¹Department of Sports Kinanthropology, Faculty of Physical Education and Sports, Comenius University in Bratislava, Bratislava, Slovakia; ²Sports Technology Institute, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Slovak University of Technology, Bratislava, Slovakia; ³Institute of Languages and Sports, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology, Bratislava, Slovakia; and ⁴Institute of Manufacturing Systems, Environmental Technology and Quality Management, Faculty of Mechanical Engineering, Slovak University of Technology, Bratislava, Slovakia

ABSTRACT

Zemková, E., Cepková, A., Uvaček, M., and Šooš, L. A novel method for assessing muscle power during the standing cable wood chop exercise. *J Strength Cond Res* 31(8): 2246–2254, 2017.—The study estimates the repeatability and sensitivity of a novel method for assessing (a) the maximal power during the standing cable wood chop exercise with different weights and (b) the endurance of the core muscles. A group of 23 fit men performed (a) maximal effort single repetitions of the standing cable wood chop exercise with weights increasing stepwise up to 1 repetition maximum (1RM) and (b) a set of 20 repetitions at a previously established weight at which maximal power was achieved. Results showed that mean power during the standing cable wood chop exercise is a reliable parameter, with intraclass correlation coefficient values above 0.90 for all weights tested. It was also shown to be a sensitive parameter able to discriminate within-group differences in the maximal power and endurance of core muscles. Substantial individual differences were found in mean power, especially at higher weights, and in the maximal power achieved at about 75% of 1RM (462.2 ± 57.4 W, $n = 11$), 85% of 1RM (327.2 ± 49.7 W, $n = 7$), and 83% of 1RM (524.0 ± 63.2 W, $n = 5$). At these weights, there were also significant differences between the initial and the final repetitions of the wood chop exercise (13.9%, $p = 0.025$; 10.2%, $p = 0.036$; and 13.8%, $p = 0.028$, respectively). These findings indicate that the evaluation of the maximal power and endurance of the core muscles during the standing cable wood chop exercise on a weight stack machine is a reliable method and sensitive to differences among physically active individuals.

KEY WORDS: muscular endurance, power outputs, repeatability, sensitivity, testing

INTRODUCTION

Given the importance of core strength in athletic performance, its assessment should be considered an integral part of functional diagnostics. Above all, such testing should differentiate between athletes with different demands on the power and endurance of their trunk muscles and provide relevant information on the efficiency of sport-specific training (e.g., in rowing, canoeing, wrestling, judo, karate, golf).

Traditionally, these tests include isometric measures of endurance and isokinetic measures of strength and work (3,5,15,19). Furthermore, there are isoinertial tests such as those of trunk flexor endurance recommended by the American College of Sports Medicine and the National Strength and Conditioning Association. Most current field tests evaluate the endurance (e.g., trunk flexor and extensor endurance tests and lateral bridge test) rather than the strength and power component of trunk muscles.

Trunk rotation endurance is supposed to be more important than strength alone in the prevention and treatment of low back pain. This has been documented by a study of Lindsay and Horton (14) who found significantly less endurance in the nondominant direction (the follow-through of the golf swing) in golfers with low back pain than in a healthy group. McGill et al. (18) reported that poor trunk muscular endurance, and aberrant flexor/extensor endurance ratios, correlates with a history of low back injury. Spinal extensor endurance has also been shown to correlate with decreases in injury risk for the low back (23).

However, the strength and power component of trunk muscles may better mimic the demands imposed by sports. Usually, single repetitions of a particular exercise with increasing weights stepwise up to the 1 repetition maximum (1RM) are performed to obtain individual force-velocity and power-velocity curves or to analyze power- and velocity-weight lifted relationship. It is known that with increasing weights there is a decrease in velocity in the concentric phase of lifting. Contrary to this, power increases from lower weights, reaches a peak, and then toward higher weights, decreases again. Such an optimal velocity, that is, the one

Address correspondence to Dr. Erika Zemková, zemkova@fsport.uniba.sk
9/2246–2254

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2016 National Strength and Conditioning Association

allowing the production of the greatest power, depends on ratio of fast and slow twitch muscle fibers (27); thus, it may be hardly changed with training. However, the optimal weight at which maximal power is achieved increases significantly after the training. Moreover, the maximal power obtained from the testing procedure consisting of maximal effort single repetitions with increasing weights is less complicated and hence a more practical alternative for the assessment of strength capabilities than the traditional 1RM approach.

Alternatively, this weight may serve as the one used for endurance power tests. Monitoring power in a set of a determined number of repetitions performed with maximal effort in the concentric phase enables the quantification of fatigue in a way similar to other endurance tests. Peak power and mean power from entire set and the fatigue index (calculated as the ratio of the decrease in power from the peak to the lowest values and the peak power) are the most used parameters of strength endurance.

Yet, there are only few studies that have evaluated muscular strength and endurance during trunk flexion and extension motions (10,16,21,25,29). Typically, isokinetic machines (7,8,20) or electromyography (9,17,22) are used to measure strength characteristics during axial rotation movements. However, when using an isokinetic dynamometer with a torso rotation attachment, no significant differences in peak torque were found within or between groups of healthy individuals who do not play golf and those who are highly skilled at the sport (14). The authors also reported no significant difference in the endurance of trunk muscles between the healthy elite golfers and the non-golfing controls. Similarly, Suter and Lindsay (26) were unable to show any significant differences in the static holding times or a decline in the electromyography median frequency between low-handicap golfers with low back pain and healthy, age-matched controls who did not golf.

The limitation of these measurements is that torso rotation performed while sitting on the chair with straps around the back and legs provides artificial movement patterns. Additionally, most of the custom-made equipments are relatively expensive and not portable for use on the sporting field. To avoid these drawbacks, one can use a system that allows monitoring of basic biomechanical parameters during rotational movement of the trunk. So far, the study of Andre et al. (1) determined the test-retest reliability of the kinetic rotational characteristics of the pulley trainer when performing a rotational exercise of the axial skeleton in the transverse plane while sitting on a box. The authors found that a pulley system and an external dynamometer can be used together as a reliable research tool to assess rotational power. Although such a test is suitable for canoeing, for example, for many other sports, such as hockey or tennis, rotational movement performed during standing would be a more specific alternative. As athletes prefer free weights or weight exercise machines to improve the strength

of their trunk muscles, the testing should be as close as possible to the movement used during training or competition. Presumably, the test adapted from the wood chop exercise may provide conditions similar to those imposed in many sports involving trunk rotation (baseball, golf, karate, etc.). However, the methodological issues associated with such testing have not been investigated yet. Such rotational movement allowing more involvement of the lower body may be less confined to the trunk, which in turn should increase the movement variability and influence the reliability.

Therefore, 3 specific research questions were addressed in the present study: (a) Is the reliability of data obtained from the standing cable wood chop exercise acceptable for its use in the evaluation of rotational power? (b) Are there individual differences in mean power during the standing cable wood chop exercise? If so, at which weight are these differences most pronounced? (c) Is endurance power test sensitive for distinguishing among healthy fit individuals with different levels of maximal power production? We hypothesized that the power produced during the standing cable wood chop exercise would be a reliable parameter able also to discriminate within-group differences. Verification of this hypothesis was accomplished by the estimation of the repeatability and sensitivity of a novel method for assessing the maximal power during the standing cable wood chop exercise with different weights and the endurance of the core muscles.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

This study adopted a fully controlled research design with repeated measurements on 2 separate occasions 1 week apart. Our first interest was to estimate the repeatability of a novel method for assessing the mean power during a standing cable wood chop exercise. Then, we conducted experiments with aims to determine the maximal value of mean power using maximal effort single repetitions of the standing cable wood chop exercise with increasing weights and to evaluate the endurance of the core muscles during a set of a determined number of repetitions performed at a previously established weight at which maximal power was achieved. To do this, young fit men performed maximal effort single repetitions of the standing cable wood chop exercise with weights increasing stepwise up to 1RM, and a set of 20 repetitions at a previously established weight at which maximal power was achieved. A FiTRO Dyne Premium system based on precise analogue velocity sensor with sampling rate of 100 Hz was used to monitor basic biomechanical parameters involved in the exercise. During both exercises, mean values of power were analyzed.

Subjects

A group of 23 fit men (age 22.4 ± 1.9 years, height 184.0 ± 9.3 cm, and weight 79.6 ± 12.2 kg) volunteered to

participate in the study. All of them had at last 4 years of experience with resistance training, including exercises to strengthen the trunk muscles. They provided information on their physical activity, health status, and history of neurological and musculoskeletal disorders or injuries. No subject had experienced low back pain for less than 12 months before the study. Individuals who had previously undergone surgery or other medically invasive procedures for low back pain were excluded from participation in the study. They were asked to avoid any strenuous exercises during the study. All of them were informed of the procedures and the main purpose of the study and gave their written informed consent. The procedures presented were in accordance with the ethical standards on human experimentation stated in compliance with the Declaration of Helsinki and approved by the head of the Institute where testing was carried out.

Procedures

Subjects were exposed to a familiarization session during which the technique of the standing cable wood chop exercise was explained and trial sets were carried out. They performed slow practice repetitions of trunk rotation to become accustomed with the desired movement. Afterward they underwent trunk rotation strength and endurance testing. Both tests were carried out mid-morning. The testing procedure and time of day were identical for all subjects. The same experienced researchers conducted the measurements during testing sessions.

After the warm-up, subjects performed 2 repetitions (1 repetition at a higher weight) of the standing cable wood chop exercise with a stepwise increase in the weight up to 1RM. Their task was to rotate their torso forcefully until they reached a 90° rotation and then to slowly return to the starting position facing the weight stack machine. The test was then repeated for the opposite side of the body. The right torso rotation for a right-handed participant was categorized as the "dominant" rotation, whereas the left rotation was referred as the, "nondominant" rotation and vice versa for a left-handed participant. To estimate the repeatability of this strength test for trunk muscles, the test was undergone again 7 days after the initial testing session.

On the second test day, they performed the standing cable wood chop exercise at the previously established weight at which maximal power was achieved until a determined number of repetitions were completed. Subjects were instructed to perform repetitions with maximal effort in the concentric phase. Emphasis was placed on the proper position of the body during the exercise. They stood with their feet wider than shoulder width apart and toes slightly pointed outward while grasping the handle with both hands. They rotated the body from the right (or the left) toward the opposite side until the hands reached the end position in front of the body. They were asked to keep the elbows close to the body. They had to engage their abdominal/core muscles to stiffen the torso and stabilize the spine.

Particularly in the endurance test, they had to keep their mid-section tense through the whole set. A laboratory assistant made sure that subjects remained upright throughout the movement and that their head, chest, and torso were aligned over their hips.

Basic biomechanical parameters during both tests were monitored by means of the FiTRO Dyne Premium (FiTRONiC, Slovakia). For this system, Jennings et al. (4) reported intraclass correlation coefficients (ICCs) of 0.97 (95% confidence interval [CI], 0.95–0.98) for maximal power during squat jumps and 0.97 (95% CI, 0.95–0.98) for biceps curls with the limits of agreement of -17 ± 96 W and 0.11 ± 13.90 W, respectively. A study by Zemková et al. (31) showed ICC and SEM% values in the range 0.97–0.98 and 7.6–7.7%, respectively, for mean power in the entire concentric phase of lifting, 0.96–0.98 and 9.1–9.6%, respectively, for mean power in the acceleration phase, and 0.94–0.97 and 9.2–10.0%, respectively, for peak power during bench presses with weights of 40, 60, and 80% 1RM. In particular, for rotational power, the intraclass correlation coefficients were 0.97 (at 9% of body weight), 0.94 (at 12% of body weight), and 0.95 (at 15% of body weight). When participants were separated by gender, similar ICC values were found (1). Thus, rotational exercises performed while seated on a box and holding the handle with both arms extended in front of the body can be considered to be a reliable research tool for assessing rotational power.

The system consists of a sensor unit based on a precise encoder mechanically coupled with a reel. While pulling the tether (connected by means of small hook to a barbell axis) out, the reel rotates and measures velocity. The rewinding of the reel is guaranteed by a string producing force of about 2 N. Signals from the sensor unit are conveyed to the PC by means of a USB cable. The system operates on Newton's law of universal gravitation (force equals mass multiplied by the gravitational constant) and Newton's law of motion (force equals mass multiplied by acceleration). Instant force while moving a barbell of a given mass in the vertical direction is calculated as a sum of the gravitational force (mass multiplied by gravitational constant) and the acceleration force (mass multiplied by acceleration). The acceleration of vertical movements (positive or negative) is obtained by the derivation of vertical velocity, measured by a highly precise device, mechanically coupled with the weight stack machine. Power is calculated as a product of the force and the velocity, and the actual position by the integral over the velocity. In both tests, mean values of power were analyzed. The device was placed on the floor and attached to the weights of the exercise machine by a nylon tether. Participants performed the wood chop exercise while pulling on a nylon tether of the device (Figure 1).

Statistical Analyses

Data analyses were performed using the statistical program SPSS for Windows version 18.0 (SPSS, Inc., Chicago, IL,

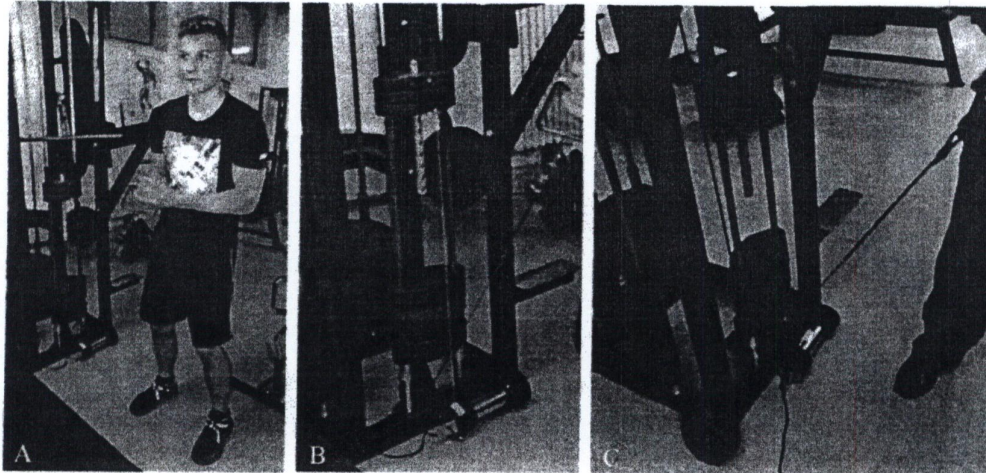


Figure 1. Measurement of strength parameters during the standing cable wood chop exercise on a weight stack machine (A and B) using the FITRO Dyne Premium system (C).

USA). Ordinary statistical methods including average and *SD* were used. Because the reliability of power during various resistance exercises, including a trunk rotational exercise, was provided, data analysis was limited to the estimation of the repeatability of power measurements during the standing cable wood chop exercise with different weights. Repeated measures of the analysis of variance (day \times load) with Tukey's post hoc analyses were used to determine the differences in power output. The alpha level for significance was set a priori at $p \leq 0.05$. The ICC values were calculated using the model 2,1 with 95% confidence intervals. A value above 0.80 was considered acceptable. In the endurance test, a paired *t*-test was used to determine the statistical significance of differences in power during initial and final

repetitions of the standing cable wood chop exercise with different weights; $p \leq 0.05$ was considered significant.

As no significant differences in peak torque in strength testing or in total work in rotational endurance testing between dominant and nondominant rotations were found in healthy golfers, control group, and golfers with low back pain (14), we assumed no side-to-side differences in power output in healthy, fit adults. Nevertheless, a paired *t*-test was used to determine the statistical significance of the differences between power output during the standing cable wood chop exercise on the left and the right sides. The criterion level for significance was set at $p \leq 0.05$. Lindsay and Horton (14) also showed a moderate correlation between body weight and peak torque that supports the findings of Newton

TABLE 1. Intraclass correlation coefficients, model 2,1 (95% confidence interval), and *p* values for mean power during the standing cable wood chop exercise with different weights.*

Standing cable wood chop exercise with different weights (kg)	Session 1		Session 2	
	Mean power (W)	Mean power (W)	ICC (95% CI)	<i>p</i>
20	255.6 \pm 40.4	275.6 \pm 42.3	0.96 (0.94–0.97)	0.678
25	298.7 \pm 46.8	310.7 \pm 47.1	0.97 (0.95–0.98)	0.690
30	330.1 \pm 51.1	348.1 \pm 53.3	0.96 (0.94–0.97)	0.638
35	370.8 \pm 54.2	397.6 \pm 55.2	0.96 (0.94–0.97)	0.644
40	422.9 \pm 58.0	451.1 \pm 59.8	0.95 (0.93–0.97)	0.619
45	431.6 \pm 60.9	461.5 \pm 61.5	0.94 (0.91–0.95)	0.623
50	410.5 \pm 58.1	440.6 \pm 60.5	0.93 (0.91–0.95)	0.566
55	366.5 \pm 61.2	400.8 \pm 63.4	0.93 (0.91–0.94)	0.578

*ICC = intraclass correlation coefficient; CI = confidence interval.

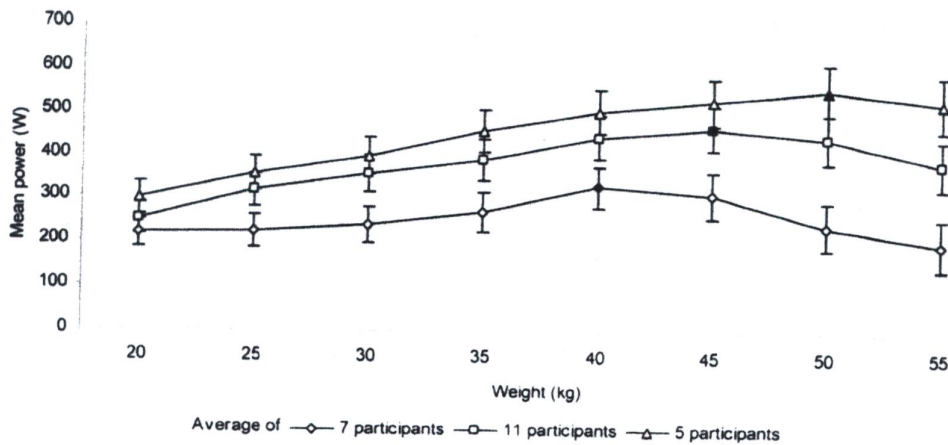


Figure 2. Mean power during the standing cable wood chop exercise performed with different weights in participants that achieved maximal values of power at 40 kg ($n = 7$), 45 kg ($n = 11$), and 50 kg ($n = 5$).

et al. (20), suggesting that rotational strength and endurance data can be presented in absolute terms (not normalized) when making between-subject comparisons.

RESULTS

As expected, there were no significant differences in the mean power between the dominant and nondominant sides of rotation with all weights used. Therefore, average values of better trial on each side were used for analysis. Analysis of variance showed no significant differences in mean power during the standing cable wood chop exercise with all weights used between the 2 testing sessions. The ICC values were above 0.90 (Table 1), which is comparable with those

obtained for rotational power during the exercise where participants were seated on a box and held the handle with both arms extended in front of their body (1).

Further analysis showed that mean power increased from lower weights, reached a peak, and then, toward higher weights, decreased again (Figure 2). However, there were substantial individual differences not only in mean power, especially at higher weights, but also in its maximal values. For most participants, the maximal values of mean power during the standing cable wood chop exercise were achieved at about 75% of 1RM (462.2 ± 57.4 W, $n = 11$), whereas for others, it was at 67% of 1RM (327.2 ± 49.7 W, $n = 7$) or at 83% of 1RM (524.0 ± 63.2 W, $n = 5$).

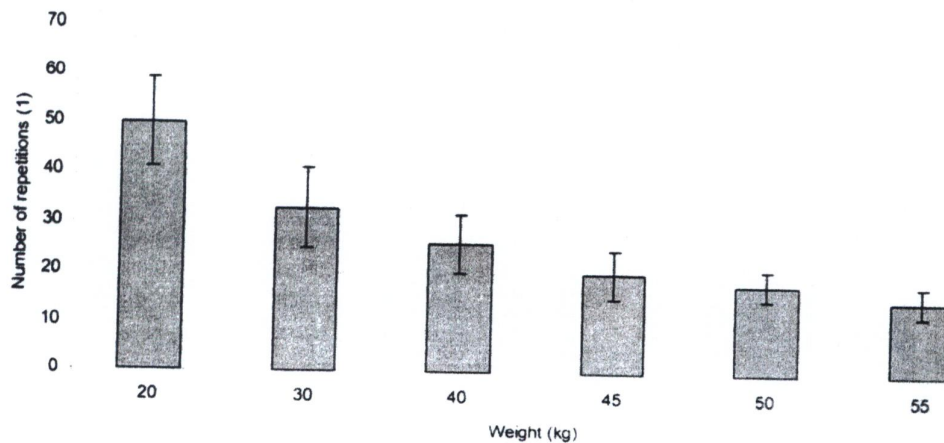


Figure 3. Number of repetitions during the exhaustive set of the standing cable wood chop exercise with different weights.

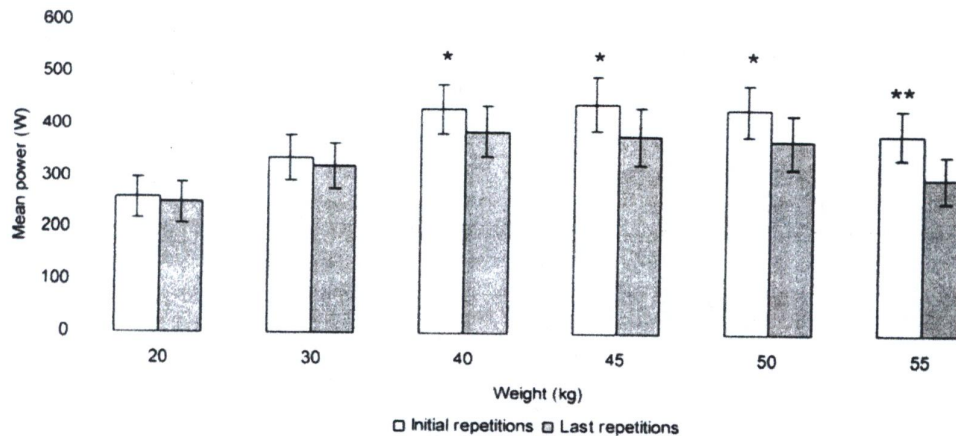


Figure 4. Maximal and minimal values of mean power, during the standing cable wood chop exercise performed in a set of 20 repetitions with different weights.

The trunk endurance test was performed for a determined number of repetitions instead of performing repetitions until exhaustion. This is because fatigue during the final repetitions of the standing cable wood chop exercise impaired the ability to produce power more profoundly at lower than at higher weights. It is probably due to a greater number of repetitions with lower than higher weights (Figure 3). This resulted in conflicting effects of fatigue occurring at the end of the repeated wood chop exercise with different weights and different numbers of repetitions. As setting the appropriate weight and number of repetitions is one of the critical issues of trunk endurance testing, using a predetermined set of 20 repetitions for this purpose has been shown to be a better approach.

The rationale for this procedure may be corroborated by significant differences between the initial and the final repetitions of the standing cable wood chop exercise with higher weights (≥ 40 kg), whereas with lower weights (< 40 kg), subjects were able to produce similar power throughout the set of 20 repetitions (Figure 4). Moreover, there were no significant within-group differences when using lower weights, indicating that this method is not sensitive enough to discriminate between individuals with different levels of trunk muscle endurance. Contrary to this, when a weight of ≥ 50 kg was used, most subjects were not able to complete the entire set of 20 repetitions. The weight at which maximal power was achieved should be thereafter used for the trunk endurance test (i.e., 40, 45, and 50 kg). When subjects performed the test with these weights (e.g., 40 kg was used for subjects who achieved the maximal values of power at 40 kg), they were able to complete, on average, 20 repetitions. At these weights, significant differences between the initial and the final repetitions of the wood chop exercise were found (13.9%, $p = 0.025$; 10.2%, $p = 0.036$; and 13.8%, $p = 0.028$, respectively).

DISCUSSION

It has been found that mean power produced during the standing cable wood chop exercise is a reliable parameter able to discriminate within-group differences. These findings are in agreement with the previous study by Andre et al. (1), which reported ICC values above 0.90 for rotational power measured during motion of the torso with arms extended in front of the body while sitting on a box. Contrary to this, subjects in the present study performed trunk rotations in standing position while keeping the elbows close to the body. We obtained maximal values of mean power from the testing procedure consisting of maximal effort single repetitions with increasing weights. This may represent a more specific and hence more appropriate alternative than the traditional 1RM approach. Such assessment of rotational power in the form of standing cable wood chop exercise may be applied in sports requiring the production of maximal force over a short period and in fitness-oriented training involving core exercises.

Core exercises incorporated into strength and power training regimens require bilateral agonist-antagonist coactivation to produce movement and stabilize the spine. When the trunk muscles must be co-activated to stabilize the spine, that exercise is by definition a core stability exercise (11). Core stability is the ability of the lumbopelvic-hip structures and musculature to withstand compressive forces on the spine and return the body to equilibrium after perturbation (30). Factors such as the endurance, strength, power, and coordination of the abdominal, hip, and spine musculature are important components of core stability. The result of the study of Keogh et al. (6) suggests that similar to strength, core stability exhibits relatively high levels of task specificity. The implication of this is that once some initial conditioning

of the core musculature is obtained, core stability training should be as specific as other aspects of the conditioning program if functional performance is to be improved. It could be argued that one way to achieve this would be the use of functional total body exercises that mimic in some respects actual movements that are routinely performed by the athletes in their sports. These total body exercises may also be used to assess functional core stability. The challenge remains as to what aspects of performance in these total body tasks would be assessed and how this would be quantified in an objective manner.

Selecting a single appropriate test to fully evaluate core stability is difficult, given the complex interaction of the lumbopelvic-hip structures and musculature. A number of static single-joint core stability measures and ratios were unable to distinguish resistance-trained subjects with high and low strength and power levels or to evaluate the efficiency of training involving complex dynamic core exercises.

Thus, there was a need to develop new, sport-specific tests evaluating rotational power of the trunk. It was especially important to develop tests that require little or no equipment and hence are inexpensive and fast to administer. Most current tests evaluate the endurance (e.g., trunk flexor and extensor endurance tests and the lateral bridge test) rather than the strength and power component of core stability. Given that rotational power is a better predictor of sport performance, tests that measure this component of the core may be more useful, especially because they may better mimic the demands imposed by sports.

The value of this novel method for assessing muscle power during the standing cable wood chop exercise is that it simulates movement that occurs in many sports, for instance, swinging a bat or stick or throwing while twisting the torso (baseball, basketball, cricket, golf, hockey, tennis, soccer, etc.). The difference is mainly the velocity of the trunk movement and the unloading or loading conditions under which it is being performed.

Core strength does have a significant effect on an athlete's ability to create and transfer forces to the extremities (24). It is obvious that the effective execution of the tennis stroke or golf swing not only requires rapid movement of the extremities but also substantial rotational power and/or velocity of the trunk muscles. Trunk extensors, flexors, rotators, and lateral bend agonists are active throughout the stroke in baseball and tennis as well as the golf swing. Watkins et al. (28) measured muscle activity in the erector spinae, abdominal oblique, and rectus abdominis. These authors found that all trunk muscles were relatively active during the acceleration phase of the golf swing with the trail-side abdominal oblique muscles showing the highest level of activity. Because of the muscular demands of sports, such as tennis, golf, ice-hockey, etc., testing should include the assessment of power over the entire motion of the trunk and in its acceleration and deceleration phase. The diagnostic system used in the present study allows assessment of peak power

and mean power in the entire concentric phase and in its acceleration segment.

Although for some athletes the rotational power may represent a sport-specific pattern (e.g., a karate stroke), for others it may be the strength endurance of trunk muscles that is important for their athletic performance (e.g., canoe slalom). In sports requiring repetitive trunk rotations, it is therefore important to evaluate muscular endurance. Assessing the mean power in a set of a predetermined number of repetitions at a previously established weight enables the quantification of the effect of fatigue on core performance. This may be expressed as a decline of power values from the initial to the final repetitions. The weight at which maximal power is achieved has been found appropriate for the endurance test of the trunk muscles.

Given the relative importance of the trunk muscles in these sports, particularly in generating powerful trunk rotations, repetitive play and practice might contribute to the enhancement of the rotational power and endurance of the trunk muscles. However, the asymmetric pattern of trunk rotation during the tennis stroke or golf swing may cause side-to-side imbalances in rotational strength and endurance. These potential imbalances may contribute to an increased susceptibility to developing low back pain. Indeed, our preliminary study showed higher values of mean velocity in the acceleration phase of trunk rotation in the dominant than nondominant side in golfers and tennis players, suggesting that this parameter may be considered specific to asymmetric loading of trunk rotation (32).

The findings of these studies support the view that tests that enable the assessment of the rotational power and endurance of the trunk muscles during complex dynamic tasks are needed. So far, a variety of core stability tests have been developed for use in both clinical and research settings (2,12,13). Despite this, data are scarce regarding trunk rotation strength and endurance capabilities in athletes and in the general population. According to Kumar (7), the scarcity of data for trunk rotation is directly attributable to the lack of suitable, accurate, standardized, and affordable devices to carry out such measurements.

Furthermore, the problematic reliability and validity of current diagnostic methods for evaluating the strength of the trunk muscles limits their practical application. To our knowledge, this study is the first to examine the test-retest reliability and sensitivity of the maximal power and endurance of core muscles during the standing cable wood chop exercise on a weight stack machine. This study also dealt with methodological issues associated with such testing. The testing protocol should consist of 2 trials (one at higher weights) on each side of rotation with weights increasing stepwise up to 1RM. A practice trial is recommended before measurement to become familiar with the technique of the exercise and to attenuate the possibility of a learning effect. For the endurance test of the trunk muscles, 20 repetitions should be performed with the previously established weight

at which maximal values of power were achieved. Assessment of the maximal power and endurance of the trunk muscles in this way may represent a more specific and therefore more appropriate alternative for athletes practicing core exercises with free weights or on weight stack machines as part of their training routine or competition. It can be effectively used by strength and conditioning practitioners in evaluating the power performance during the rotational movement of the trunk. However, further studies are needed to establish normative data by measuring trunk rotational power and muscular endurance in healthy individuals and age-matched athletes in relevant sports. Collection of these data would permit comparisons between individuals with different demands on the core musculature and possible side-to-side imbalances because of the asymmetric nature of sport-specific movements (e.g., tennis stroke and golf swing).

PRACTICAL APPLICATIONS

Evaluation of the maximal power and endurance of core muscles during the standing cable wood chop exercise on a weight stack machine is both a reliable method and sensitive to differences among physically active individuals. Mean power during the standing cable wood chop exercise is a reliable parameter with ICC values above 0.90 at all weights tested. It is also a sensitive parameter able to discriminate within-group differences in the maximal values of mean power and the endurance of core muscles. Substantial individual differences are observed in the mean power produced, especially at higher weights, and in its maximal values achieved at about 75, 67, and 83% of 1RM. At these weights, significant differences between the initial and the final repetitions of the wood chop exercise can also be found. Therefore, this method of assessing (a) maximal power using maximal effort single repetitions of the standing cable wood chop exercise with increasing weights and (b) the endurance of the core muscles using a set of a predetermined number of repetitions performed at a previously established weight at which maximal power was achieved may be used in functional performance testing, namely, for athletes who require the production of rotational power during training or competition (e.g., tennis players, ice-hockey players, and canoeists).

To date, no study has documented either the intersession test consistency or the sensitivity of power measurement during the standing cable wood chop exercise on a weight stack machine. We estimated the test-retest reliability of rotational power when performing a standing cable wood chop exercise with different weights. We also established the methodology for assessing the maximal power and endurance of core muscles. Taking into account the individual differences in maximal values of mean power during the standing cable wood chop exercise with stepwise-increasing weights, and in the decline of the mean power during the trunk endurance test, this method may be considered to be a suitable and practical alternative for sport-specific and fitness-oriented testing.

ACKNOWLEDGMENTS

This work was supported by the Scientific Grant Agency of the Ministry of Education, Science, Research and Sport of the Slovak Republic and the Slovak Academy of Sciences (No. 1/0373/14). The results of this study do not constitute endorsement of the product by the authors or the National Strength and Conditioning Association. The authors declare that there is no conflict of interest.

REFERENCES

1. Andre, MJ, Fry, AC, Heyrman, MA, Hudy, A, Holt, B, Roberts, C, Vardiman, JP, and Gallagher, PM. A reliable method for assessing rotational power. *J Strength Cond Res* 26: 720-724, 2012.
2. Cowley, PM and Swensen, TC. Development and reliability of two core stability field tests. *J Strength Cond Res* 22: 619-624, 2008.
3. Deplitto, A, Rose, SJ, Crandell, CE, and Strube, MJ. Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine* 16: 800-803, 1991.
4. Jennings, CL, Viljoen, W, Durandt, J, and Lambert, MI. The reliability of the FitroDyne as a measure of muscle power. *J Strength Cond Res* 19: 167-171, 2005.
5. Keller, A, Hellesnes, J, and Brox, JI. Reliability of the isokinetic trunk extensor test, Biering-Sorensen test, and Astrand bicycle test. *Spine* 26: 771-777, 2001.
6. Keogh, JW, Aickin, SE, and Oldham, AR. Can common measures of core stability distinguish performance in a shoulder pressing task under stable and unstable conditions? *J Strength Cond Res* 24: 422-429, 2010.
7. Kumar, S. Axial rotation strength in seated neutral and pre-rotated postures of young adults. *Spine* 22: 2213-2221, 1997.
8. Kumar, S, Dufresne, RM, and Van Schoor, T. Human trunk strength profile in lateral flexion and axial rotation. *Spine* 20: 169-177, 1995.
9. Kumar, S and Narayan, Y. Spectral parameters of trunk muscles during fatiguing isometric axial rotation in neutral posture. *J Electromyogr Kinesiol* 8: 257-267, 1998.
10. Langrana, NA and Lee, CK. Isokinetic evaluation of trunk muscles. *Spine* 9: 171-175, 1984.
11. Lehman, GJ. Resistance training for performance and injury prevention in golf. *J Can Chiropr Assoc* 50: 27-42, 2006.
12. Liemohn, WP, Baumgartner, TA, Fordham, SR, and Srivatsan, A. Quantifying core stability: A technical report. *J Strength Cond Res* 24: 575-579, 2010.
13. Liemohn, WP, Baumgartner, TA, and Gagnon, LH. Measuring core stability. *J Strength Cond Res* 19: 583-586, 2005.
14. Lindsay, DM and Horton, JF. Trunk rotation strength and endurance in healthy normals and elite male golfers with and without low back pain. *N Am J Sports Phys Ther* 1: 80-88, 2006.
15. Luoto, S, Heliövaara, M, Hurri, H, and Alaranta, H. Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 10: 323-324, 1995.
16. Mayer, T, Gatchel, R, Betancur, J, and Bovasso, E. Trunk muscle endurance measurement. Isometric contrasted to isokinetic testing in normal subjects. *Spine* 20: 920-926, 1995.
17. McGill, SM. Electromyographic activity of the abdominal and low back musculature during the generation of isometric and dynamic axial trunk torque: Implications for lumbar mechanics. *J Orthop Res* 9: 91-103, 1991.

18. McGill, S, Grenier, S, Bluhm, M, Preuss, R, Brown, S, and Russell, C. Previous history of LBP with work loss is related to lingering deficits in biomechanical, physiological, personal, psychosocial and motor control characteristics. *Ergonomics* 46: 731-746, 2003.
19. McGill, SM, Childs, A, and Liebenson, C. Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil* 80: 941-944, 1999.
20. Newton, M, Thow, M, Somerville, D, Henderson, I, and Waddell, G. Trunk strength testing with iso-machines. Part 2: Experimental evaluation of the Cybex II Back Testing System in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine* 18: 812-824, 1993.
21. Parnianpour, M, Nordin, M, Kahanovitz, N, and Frankel, V. The triaxial coupling of torque generation of trunk muscles during isometric exertions and the effect of fatiguing isoinertial movements on the motor output and movement patterns. *Spine* 13: 982-992, 1998.
22. Pope, MH, Andersson, GB, Broman, H, Svensson, M, and Zetterberg, C. Electromyographic studies of the lumbar trunk musculature during the development of axial torques. *J Orthop Res* 4: 288-297, 1986.
23. Rissanen, A, Heliövaara, M, Alaranta, H, Taimela, S, Malkia, E, Knekt, P, Reunanen, A, and Aromaa, A. Does good trunk extensor performance protect against back-related work disability? *J Rehabil Med* 34: 62-66, 2002.
24. Shinkle, J, Nesser, TW, Demchak, TJ, and McMannus, DM. Effect of core strength on the measure of power in the extremities. *J Strength Cond Res* 26: 373-380, 2012.
25. Sparto, PJ and Parnianpour, M. Estimation of trunk muscle forces and spinal loads during fatiguing repetitive trunk exertions. *Spine* 23: 2563-2573, 1998.
26. Suter, E and Lindsay, DM. Back muscle fatigability is associated with knee extensor inhibition in subjects with low back pain. *Spine* 26: E361-E366, 2001.
27. Tihanyi, J, Apor, P, and Fekete, G. Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol* 48: 331-343, 1982.
28. Watkins, RG, Uppal, GS, Perry, J, Pink, M, and Dinsay, JM. Dynamic electromyographic analysis of trunk musculature in professional golfers. *Am J Sports Med* 24: 535-538, 1996.
29. Wessel, J, Ford, D, and van Driesum, D. Torque of trunk flexion and trunk flexion with axial rotation in healthy men and women. *Spine* 19: 329-334, 1994.
30. Willson, JD, Dougherty, CP, Ireland, ML, and Davis, IM. Core stability and its relationship to lower extremity function and injury. *J Am Acad Orthop Surg* 13: 316-325, 2005.
31. Zemková, E, Jeleň, M, Kováčiková, Z, Ollé, G, Vilman, T, and Hamar, D. Reliability and methodological issues of power assessment during chest presses on unstable surface with different weights. *J Sports Med Phys Fitness* 55: 922-930, 2015.
32. Zemková, E, Jeleň, M, Ollé, G, Jezerčák, D, Zapletalová, L, and Hamar, D. Mean velocity in acceleration phase of trunk rotations to the dominant and non-dominant side in golfers and tennis players. *J Strength Cond Res* 28(Suppl 1): 149, 2014.

Running Performance, Nationality, Sex, and Age in the 10-km, Half-Marathon, Marathon, and the 100-km Ultramarathon IAAF 1999–2015.....2189

Pantelis T. Nikolaidis, Vincent O. Onywera, and Beat Knechtle

Increase in the Age of Olympic Swimmers in Modern Times.....2208

Facundo M. Mazzilli

Using the Split Squat to Potentiate Bilateral and Unilateral Jump Performance.....2216

Chris J. Bishop, Joe Tarrant, Paul T. Jarvis, and Anthony N. Turner

Full Range of Motion Induces Greater Muscle Damage Than Partial Range of Motion in Elbow Flexion Exercise With Free Weights.....2223

Bruno M. Baroni, Marcelo G. Pompermayer, Anelize Cini, Amanda S. Peruzzolo, Régis Radaelli, Clarissa M. Brusco, and Ronei S. Pinto

Comparison of Anthropometry and Lower Limb Power Qualities According to Different Levels and Ranking Position of Competitive Surfers.....2231

Iosu Fernandez-Gamboa, Javier Yanci, Cristina Granados, and Jesus Camara

Foam Rolling of Quadriceps Decreases Biceps Femoris Activation.....2238

Mark T. Cavanaugh, Saied Jalal Aboodarda, Daniel D. Hodgson, and David G. Behm

A Novel Method for Assessing Muscle Power During the Standing Cable Wood Chop Exercise.....2246

Erika Zemková, Alena Cepková, Marián Uvaček, and L'ubomír Soos

Influence of Scapular Position on the Core Musculature Activation in the Prone Plank Exercise.....2255

Juan M. Cortell-Tormo, Miguel Garcia-Jaén, Iván Chulvi-Medrano, Sergio Hernández-Sánchez, Ángel G. Lucas-Cuevas, and Juan Tortosa-Martínez

A Single Session of Low-Volume High-Intensity Interval Exercise Reduces Ambulatory Blood Pressure in Normotensive Men.....2263

Teresa C.B. Dantas, Luiz F. Farias Junior, Daniel T. Frazão, Paulo H.M. Silva, Altieres E. Sousa Junior, Ingrid B.B. Costa, Raphael M. Ritti-Dias, Cláudia L.M. Forjaz, Todd A. Duhamel, and Eduardo C. Costa

Resistance Training Improves Sleep Quality in Subjects With Moderate Parkinson's Disease.....2270

Carla Silva-Batista, Leandro C. de Brito, Daniel M. Corcos, Hamilton Roschel, Marco T. de Mello, Maria E.P. Piemonte, Valmor Tricoli, and Carlos Ugrinowitsch

Evaluation of Basketball-Specific Agility: Applicability of Preplanned and Nonplanned Agility Performances for Differentiating Playing Positions and Playing Levels.....2278

Damir Sekulic, Miran Pehar, Ante Krolo, Miodrag Spasic, Ognjen Uljevic, Julio Calleja-González, and Tine Sattler

Effects of Pelvic and Core Strength Training on High School Cross-Country Race Times.....2289

Anne W. Clark, Maggie K. Goedeke, Saengchoy R. Cunningham, Derek E. Rockwell, Bryan J. Lehecka, Robert C. Manske, and Barbara S. Smith

SDC

Validity of the Elite HRV Smartphone Application for Examining Heart Rate Variability in a Field-Based Setting.....2296

Andrew S. Perrotta, Andrew T. Jeklin, Ben A. Hives, Leah E. Meanwell, and Darren E.R. Warburton

TECHNICAL REPORT

Technology in Strength and Conditioning: Assessing Bodyweight Squat Technique With Wearable Sensors.....2303

Martin A. O'Reilly, Darragh F. Whelan, Tomas E. Ward, Eamonn Delahunty, and Brian M. Caulfield

SHORT RESEARCH COMMUNICATION

Ratings of Perceived Exertion During Acute Resistance Exercise Performed at Imposed and Self-Selected Loads in Recreationally Trained Women.....2313

Joshua A. Cotter, Matthew J. Garver, Taylor K. Dinyer, Ciaran M. Fairman, and Brian C. Focht

BRIEF REVIEW

Can the Critical Power Model Explain the Increased Peak Velocity/Power During Incremental Test After Concurrent Strength and Endurance Training?.....2319

Benedito S. Denadai and Camila C. Greco

Can Resistance Training Enhance the Rapid Force Development in Unloaded Dynamic Isoinertial Multi-Joint Movements? A Systematic Review.....2324

Bas Van Hooren, Frans Bosch, and Kenneth Meijer

Effects of Betaine Supplementation on Muscle Strength and Power: A Systematic Review.....2338

Ahmed Ismaeel

MANUSCRIPT CLARIFICATION

Available Online at <http://journals.lww.com/nsca-jscr>.

Running Performance, Nationality, Sex, and Age in the 10-km, Half-Marathon, Marathon, and the 100-km Ultramarathon AF 1999–2015.....2189

Antonis T. Nikolaidis, Vincent O. Onywera, and Beat Knechtle

Increase in the Age of Olympic Swimmers in Modern Times2208

Luciano M. Mazzilli

Using the Split Squat to Potentiate Bilateral and Unilateral Jump Performance2216

Chris J. Bishop, Joe Tarrant, Paul T. Jarvis, and Anthony N. Turner

Full Range of Motion Induces Greater Muscle Damage Than Partial Range of Motion in Elbow Flexion Exercise With Free Weights..... 2223

Roberto M. Baroni, Marcelo G. Pompermayer, Anelize Cini, and Sandra S. Peruzzolo, Régis Radaelli, Clarissa M. Brusco, and Ronaldo S. Pinto

Comparison of Anthropometry and Lower Limb Power Qualities According to Different Levels and Ranking Position of Competitive Surfers2231

Diego Fernandez-Gambos, Javier Yanci, Cristina Granados, and Jesus Camara

Ham Rolling of Quadriceps Decreases Quadriceps Femoris Activation2238

Mark T. Cavanaugh, Saied Jalal Aboodarda, Daniel D. Hodgson, and David G. Behm

A Novel Method for Assessing Muscle Power During the Standing Cable Wood Chop Exercise2246

Lucy Zemková, Alena Capková, Marián Uvaček, and L'ubomír Šooš

Influence of Scapular Position on the Core Musculature Activation in the Front Plank Exercise2255

Ignacio M. Cortell-Tormo, Miguel Garcia-Jaén, Iván Chuivi-Medrano, Sergio Hernández-Sánchez, Ángel G. Lucas-Cuevas, and Juan Tortosa-Martínez

Single Session of Low-Volume High-Intensity Interval Exercise Reduces Ambulatory Blood Pressure in Normotensive Men2263

Luiza C.B. Dantas, Luiz F. Farias Junior, Denniel T. Frazão, and H.M. Silva, Altieres E. Sousa Junior, Ingrid B.B. Costa, Raphael M. Ritti-Dias, Cláudia L.M. Forjaz, Todd A. Duhamel, and Eduardo C. Costa

Resistance Training Improves Sleep Quality in Subjects With Moderate Parkinson's Disease..... 2270

Carla Silva-Batista, Leandro C. de Brito, Daniel M. Corcos, Milton Roschel, Marco T. de Mello, Maria E.P. Piemonte, and Carlos Ugrinowitsch

Evaluation of Basketball-Specific Agility: Applicability of Preplanned and Nonplanned Agility Performances for Differentiating Playing Positions and Playing Levels.....2278

Damir Sekulic, Miran Pehar, Ante Krolo, Miodrag Spasic, Ognjen Uljevic, Julio Calleja-González, and Tine Sattler

Effects of Pelvic and Core Strength Training on High School Cross-Country Race Times.....2289

Anne W. Clark, Maggie K. Goedeke, Saengchoy R. Cunningham, Derek E. Rockwell, Bryan J. Lehecka, Robert C. Manske, and Barbara S. Smith

SDC

Validity of the Elite HRV Smartphone Application for Examining Heart Rate Variability in a Field-Based Setting2296

Andrew S. Perrotta, Andrew T. Jeklin, Ben A. Hives, Leah E. Meanwell, and Darren E.R. Warburton

TECHNICAL REPORT

Technology in Strength and Conditioning: Assessing Bodyweight Squat Technique With Wearable Sensors.....2303

Martin A. O'Reilly, Darragh F. Whelan, Tomas E. Ward, Eamonn Delahunty, and Brian M. Caulfield

SHORT RESEARCH COMMUNICATION

Ratings of Perceived Exertion During Acute Resistance Exercise Performed at Imposed and Self-Selected Loads in Recreationally Trained Women.....2313

Joshua A. Cotter, Matthew J. Garver, Taylor K. Dinyer, Ciaran M. Fairman, and Brian C. Focht

BRIEF REVIEW

Can the Critical Power Model Explain the Increased Peak Velocity/Power During Incremental Test After Concurrent Strength and Endurance Training?2319

Benedicto S. Denadai and Camila C. Greco

Can Resistance Training Enhance the Rapid Force Development in Unloaded Dynamic Isoinertial Multi-Joint Movements? A Systematic Review2324

Bas Van Hooren, Frans Bosch, and Kenneth Meijer

Effects of Betaine Supplementation on Muscle Strength and Power: A Systematic Review2338

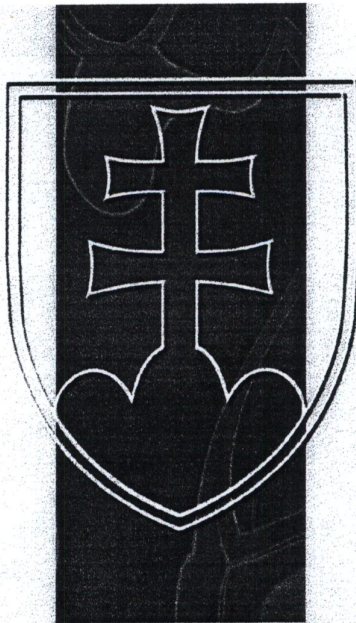
Ahmed Ismaeel

MANUSCRIPT CLARIFICATION

Available Online at <http://journals.lww.com/nsca-jscr>.

Práca 5

Šooš, L., Zemková, E., **Cepková, A.**, Štefanka, M., & Jeleň, M. (2018). *Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu : patentový spis č. 288578*. Banská Bystrica Úrad priemyselného vlastníctva SR 2018. 25 s.
Patent



ÚRAD PRIEMYSELNÉHO VLASTNÍCTVA
SLOVENSKEJ REPUBLIKY



PATENTOVÁ LISTINA



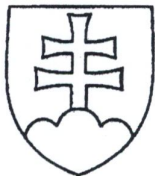
A handwritten signature in black ink, appearing to be 'J. J.' or similar.

predseda
Úradu priemyselného vlastníctva
Slovenskej republiky

SLOVENSKÁ REPUBLIKA

(19)

SK



ÚRAD
PRIEMYSELNÉHO
VLASTNÍCTVA
SLOVENSKEJ REPUBLIKY

PATENTOVÝ SPIS

(11) Číslo dokumentu:

288578

(13) Druh dokumentu: B6

(51) Int. Cl. (2018.01):

A63B 23/00

A63B 24/00

A61B 5/00

A61H 1/00

- (21) Číslo prihlášky: **5038-2014**
(22) Dátum podania prihlášky: **22. 8. 2014**
(31) Číslo prioritnej prihlášky:
(32) Dátum podania prioritnej prihlášky:
(33) Krajina alebo regionálna organizácia priority:
(40) Dátum zverejnenia prihlášky: **1. 3. 2016**
Vestník ÚPV SR č.: **03/2016**
(45) Dátum oznámenia o udelení patentu: **2. 8. 2018**
Vestník ÚPV SR č.: **08/2018**
(47) Dátum sprístupnenia patentu verejnosti: **6. 6. 2018**
(62) Číslo pôvodnej prihlášky v prípade vylúčenej prihlášky:
(67) Číslo pôvodnej prihlášky úžitkového vzoru v prípade odbočenia:
(86) Číslo podania medzinárodnej prihlášky podľa PCT:
(87) Číslo zverejnenia medzinárodnej prihlášky podľa PCT:
(96) Číslo podania európskej patentovej prihlášky:

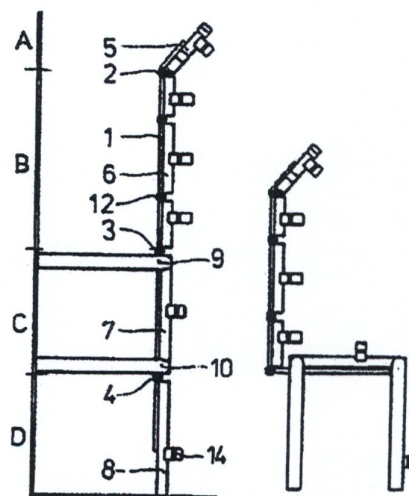
(73) Majiteľ: **Šooš Lubomír, prof. Ing., PhD., Bratislava, SK;**
Zemková Erika, prof. Mgr., PhD., Nové Mesto nad Váhom, SK;
Cepková Alena, Mgr., PhD., Bratislava, SK;
Štefanka Marek, Ing., Bratislava, SK;
Jeleň Michal, Mgr., Stará Ľubovňa, SK;

(72) Pôvodca: **Šooš Lubomír, prof. Ing., PhD., Bratislava, SK;**
Zemková Erika, prof. Mgr., PhD., Nové Mesto nad Váhom, SK;
Cepková Alena, Mgr., PhD., Bratislava, SK;
Štefanka Marek, Ing., Bratislava, SK;
Jeleň Michal, Mgr., Stará Ľubovňa, SK;

(74) Zástupca: **Kováčik Štefan, Ing., Bratislava, SK;**

(54) Názov: **Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu**

(57) Anotácia:
Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu sa skladá zo sústavy nosných tyčových prvkov (1) so vsadeným multifunkčným kĺbom (2) zóny (A) hlavy, so vsadeným multifunkčným kĺbom (3) zóny (B) trupu alebo jednoduchým rotačným kĺbom (12) v zóne (B) trupu a so vsadeným multifunkčným kĺbom (4) dolných končatín zóny (C) stehien alebo dvoma jednoduchými rotačnými kĺbmi (12) dolných končatín v zóne (C) stehien a v zóne (D) predkolenia. Zariadenie obsahuje snímač tlaku a/alebo ohybu s drôtovým alebo bezdrôtovým prenosom dát.



Oblasť techniky

Vynález sa týka konštrukčného riešenia variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a/alebo rehabilitačného zariadenia svalov trupu. Vynález patrí do oblasti diagnostickej techniky, diagnostických a posilňovacích tréningových/rehabilitačných zariadení.

Doterajší stav techniky

Dôležitosť funkcie tzv. core pre stabilizáciu tela a produkciu sily vo všetkých športových aktivitách začala byť vysoko uznávanou. „Core“ je opisovaná ako skupina abdominals vpredu, paraspinals a gluteals vzadu, diaphragm navrchu a svalstvo pelvic floor a hip girdle naspodu (Richardson a kol., 1999). Zatiaľ čo výraz sila „core“ znamená silu týchto svalov, stabilita „core“ znamená schopnosť kontrolovať pozíciu a pohyb trupu nad panvou a končatinami na účely optimálnej produkcie, transferu a kontroly sily a pohybu ku konečnému segmentu v komplexnom pohybovom reťazci (Kibler a kol., 2006).

Napriek rozšírenému používaniu je výskum ohľadne stabilizácie a sily svalov v oblasti trupu nedostatočný. Propagovaný bol preventívny program ako forma rehabilitácie a ako program na zvýšenie výkonnosti po rôznych spinálnych a kostrosvalových poraneniach. Vedecké dôkazy o účinnosti „core“ tréningu na zvýšenie športovej výkonnosti alebo prevencie a rehabilitácie rôznych spinálnych a kostrosvalových poranení sú však nedostatočné a protichodné. Je to najmä v dôsledku nedostatku štandardného systému diagnostiky spinálnej stability a sily svalov v oblasti trupu.

Súčasná diagnostická metóda zahŕňajú štrukturálne a/alebo výkonnostné posudzovanie, čo môže alebo nemusí zahŕňať elektromyogram príslušných svalov a svalových skupín.

Lekári často využívajú štrukturálne posudzovanie pre pacientov s bolesťami alebo zotavujúcich sa po zraneniach. Napríklad pri klinickom vyšetrení pacientov s bolesťami dolnej časti chrbta je štandardom posudzovanie rozsahu pohybu a spinálnej stability, po ktorom nasleduje rádiologické vyšetrenie. Opakovateľnosť, senzitivita a špecifita týchto meraní je však nedostatočná. Lekári sa stretávajú s problémami opakovaného diagnostikovať spinálnu nestabilitu pomocou manuálneho posudzovania rozsahu pohybu trupu a segmentálneho pohybu (Binkley a kol., 1995; Hicks a kol., 2003). Navyše, takéto manuálne posudzovanie neodrzkaďuje segmentálny spinálny pohyb in vivo (Landel a kol., 2008). Zatiaľ čo magnetická rezonancia je dôležitý diagnostický nástroj na identifikáciu anatomických súvislostí bolestí dolnej časti chrbta, niekedy zlyháva v diferenciacii medzi tými so spinálnymi abnormalitami a bolesťami dolnej časti chrbta od tých bez bolestí dolnej časti chrbta (Iwai a kol., 2004; Okada a kol., 2007). Štrukturálne posudzovanie sa vo všeobecnosti používa pri diagnostike zranenia, takže jeho užitočnosť pri posudzovaní zdravých športovcov je limitovaná.

Výkonnostné posudzovanie sily svalov v oblasti trupu je rutinou v športovej medicíne pre jej význam pri zisťovaní rozsahu zranenia a sledovaní predoperačného a pooperačného procesu, ako aj z dôvodu jej prognostickej hodnoty rizika zranenia (Flory a kol., 1993; Ireland a kol., 2003; Nadler a kol., 2000, 2001). Väčšina súčasných testov posudzuje silu alebo vytrvalosť paravertebrálnych svalov. Kým na posudzovanie sily sa používajú izometrické a izokinetické dynamometre, testy vytrvalosti sú výlučne vykonávané v izometrickom režime do zlyhania v danej úlohe (Flory a kol., 1993; McGill a kol., 1999). Izometrické testy vytrvalosti zahŕňajú Biering-Sørensen test lumbárnej extenzie (Biering-Sørensen, 1984) a „flexor a side bridge“ vytrvalostné testy (McGill, 2001). Propagované boli aj isoinertial testy, akými sú terénne testy vytrvalosti flexorov trupu (Baechle a kol., 2008). Navrhované boli aj nové testy spinálnej stability, ktoré korelujú s tradičnými meraniami, ako je „front abdominal power test“ Cowleyho a Swensena (2008). Tento test, spolu s vybranými antropometrickými dátami, môže byť použitý na zistenie izokinetickej sily svalov trupu (Cowley a kol., 2009). Je však nepravdepodobné, že charakteristika spinálnej stability použitím jednoduchých testov zachytí kľúčovú úlohu týchto svalov počas pohybovej činnosti. Nízka korelácia medzi testami izokinetickej sily svalov trupu a izometrickou vytrvalosťou svalov trupu skutočne naznačuje, že tieto testy posudzujú rozdielne aspekty funkcií tzv. core (Latikka a kol., 1995; Nesser a kol., 2008). Okrem toho, externá validita týchto testov k pohybovým úlohám nie je jednoznačná. Zatiaľ čo niektorí autori zistili významný vzťah medzi meraniami spinálnej stability a športovou výkonnosťou (Nesser a kol., 2008; Sato a Mokha, 2009), iní nie (Schibek a kol., 2001; Stanton a kol., 2004; Tse a kol., 2005). Preto sú potrebné nové komplexné testy na posudzovanie viacerých aspektov funkcií tzv. core, ktoré by mali vzťah k pohybovým úlohám.

Ďalšie inštrumentálne testy využívajú posudzovanie nervovo-svalovej kontroly tzv. core, ako napr. úlohy skladajúce sa z premiestnenia trupu či vypustenia závažia (Reeves a kol., 2006; Silfies a kol., 2007). Úloha premiestnenia trupu vyžaduje, aby sa jedinec aktívne alebo pasívne naklonil dozadu do neutrálnej spinálnej pozície nasledovanej po vopred definovanom premiestnení. Úloha vypustenie závažia si vyžaduje, aby jedinec vykonal izometrickú kontrakciu svalov trupu vopred definovanou intenzitou proti vonkajšiemu zaťaženiu, ktoré je následne uvoľnené a hodnotí sa veľkosť premiestnenia trupu. Možno použiť elektromyografiu na posúdenie on-off aktivácie svalov trupu po uvoľnení závažia. Výraznejšie zmeny EMG aktivity svalov

v oblasti trupu lak a rame posu na p testy na ac celú nové s poh V silou napr. hania 2002 svalov zranením 2007 ba br kde c byť b máln: nenie svalov iliotit (Fred 2001; preve li neú Steff brať (sie k alebo V opak od, 20 zarad dynar o zerr priam vyžad nároč: nu sp chrbti lance. Ni chrbta stabili fické (Ne denéh tým p ram. 2 aj nast a/aleb

v oblasti trupu po uvoľnení závažia možno pozorovať u športovcov po poraneniach dolnej časti chrbta (Cholewicki a kol., 2002). Navyše, chyby v presnosti návratu do požadovanej polohy a veľkosť rozsahu posunu trupu pri uvoľnení závažia predikuje zranenia dolných končatín u športovkýň, nie však u športovcov (Zazulak a kol., 2007). Zatiaľ čo tieto testy s určitou presnosťou majú prognostickú hodnotu rizika zranenia, ich vzťah k parametrom športovej výkonnosti u zdravých športovcov nie je známy. Existuje veľa spoľahlivých testov na posudzovanie funkcií tzv. core, treba však ešte experimentálne overiť ich validitu. Veľa všeobecných testov na posudzovanie funkcií tzv. core, treba však ešte experimentálne overiť ich validitu. Veľa všeobecných testov na posudzovanie funkcií tzv. core, treba však ešte experimentálne overiť ich validitu. Veľa všeobecných testov na posudzovanie funkcií tzv. core, treba však ešte experimentálne overiť ich validitu. Veľa všeobecných testov na posudzovanie funkcií tzv. core, treba však ešte experimentálne overiť ich validitu.

Tieto testy sa ukázali ako spoľahlivé pri veľkom počte populácie a sú relatívne jednoduché na administráciu (prehľadová štúdia Willson a kol., 2005). Žiaden jednoduchý test nemôže byť použitý pre celú populáciu a testy by mali byť vybrané na základe požiadaviek danej pohybovej úlohy. Potrebne sú tiež nové validné testy spinálnej stability, ktoré by posudzovali viaceré aspekty jej funkcií a vysoko korelovali s pohybovou úlohou.

Výskum v oblasti športu sa orientuje najmä na posudzovanie tzv. core výkonnosti v športe. Vzťah medzi silou svalov v oblasti trupu a končatín bol dokumentovaný pri rôznych športovo-špecifických úlohách, ako napr. hody nad hlavou v bejzbale, údery forhend a bекhend v tenise, pri bicyklovaní a rôznych formách zdvíhania vo vzpieraní (Abt a kol., 2007; Aguinaldo a kol., 2007; Brown a Abani, 1985; Cholewicki a VanVliet, 2002; Ellenbecker a Roetert, 2004; Stodden a kol., 2001; Thelen a kol., 1996). Tieto štúdie zdôrazňujú úlohu svalov v oblasti trupu, ktorú zohrávajú pri transfere momentov a hybnosti cez kinetický reťazec počas športového výkonu. Chyby v akejkoľvek časti kinetického reťazca môžu viesť k deformovanej výkonnosti alebo zraneniu. Napríklad únava svalov v oblasti trupu pred zaťažením na bicyklovom ergometri maximálnym úsilím môže zmeniť kinematiku dolných končatín, čo môže zvýšiť pravdepodobnosť zranenia (Abt a kol., 2007). Toto podčiarkuje dôležitosť rovnomerného zaťažovania všetkých častí kinetického reťazca, ktoré treba brať do úvahy pri plánovaní tréningových programov na rozdiel od tréningov sily svalov trupu izolovane, kde charakter a rozsah aktivácie svalov je pravdepodobne rozdielny ako počas pohybovej úlohy. Preto musia byť brané do úvahy faktory, ako postúra, externé sily, rýchlosť pohybu a únava. Veľa štúdií uvádza, že optimálna spinálna stabilita je kľúčová pri prevencii zranení, nakoľko zhoršená spinálna stabilita preindukuje zranenie. Zhoršená spinálna stabilita, ktorá je zvyčajne definovaná ako oslabené svalstvo v špecifickej skupine svalov trupu (napr. hip abduction), je predikciou zranenia predného skrúženého väzu, bolesti atellofemoral, iliotalbického syndrómu, bolesti dolnej časti chrbta a nesprávnej kinematiky pri dopade (napr. kneé valgus) (Fredericson a kol., 2000; Ireland a kol., 2003; Jacobs a kol., 2007; Leetun a kol., 2004; Nadler a kol., 2000, 2001; Pollard a kol., 2007). Zatiaľ čo tieto štúdie podporujú zaradenie tzv. core tréningových programov na prevenciu zranení, nepredpokladajú, že zlepšia aj výkonnosť. Takéto tréningové programy sa dokonca ukázali neúčinné v prevencii zranení alebo vo zvýšení sily a športovo-špecifickej výkonnosti (Nadler a kol., 2002; Steffen a kol., 2008). Preto, keď sa posudzuje úloha sily svalstva trupu počas pohybových úloh, je dôležité brať do úvahy požiadavky všetkých kĺbov a svalov v kinetickom reťazci zahŕňajúce vzdialenejšie aj tie bližšie k trupu. Je nepravdepodobné, že jeden kĺb alebo sval pracujúci v izolácii by prispel k poklesu výkonnosti alebo k zvýšeniu rizika zranenia.

V súčasnosti sa sila svalov trupu posudzuje v zmysle toho, akú veľkú hmotnosť možno zdvihnúť, koľko opakovaní možno vykonať alebo ako dlho sa možno udržať v neutrálnej stabilnej pozícii (Faries a Greenwood, 2007). Posudzovanie spinálnej stability je náročnejšie ako meranie sily svalov trupu, nakoľko vyžaduje zaradenie parametrov koordinácie a rovnováhy. Jedným z príkladov testovania stability je výpad. Výpad je dynamický pohyb, pri ktorom sa vykonáva dlhý krok vpred s pokrčením kolena a dotykom druhého kolena o zem. Chrbtica by mala udržiavať vzpriamenú pozíciu bez nakláňania panvy alebo ramien, predná noha je priamo pod kolenom a končatina sa nevychyľuje ani vpravo ani vľavo. Vykonanie tohto cviku bez výchyliek vyžaduje, aby hlboké svaly trupu kontrolovali chrbticu, panvu a bedrá pri zdvíhaní hmotnosti tela. Príkladom náročnejšieho testovania spinálnej stability je "clean and jerk". Toto vyžaduje veľkú silu svalov trupu, správnu spinálnu synchronizáciu pri zdvíhaní postupne zvyšujúcej sa hmotnosti. Iným príkladom je udržiavanie chrbtice a trupu v stabilnej polohe v sede alebo v stoji na nestabilnej podložke, ako je „gym ball“ alebo „balance board“ pri súčasnom zdvíhaní hmotnosti rukami alebo nohami.

Nízka spoľahlivosť a senzitivita súčasných diagnostických metód posudzujúcich silu svalov dolnej časti chrbta obmedzuje ich využitie v praxi. Ďalšou nevýhodou je, že súčasné metódy sa nezameriavajú na hlavné stabilizátory chrbtice a to ani napriek skutočnosti, že štúdie ukázali, že najdôležitejšie stabilizátory sú špecifické danej úlohe.

Na základe stavu techniky bolo vyvinuté úsilie na vývoj nového manuálneho, prípadne aj počítačom riadeného, zariadenia umožňujúceho funkčnú diagnostiku spinálnej stability a sily svalov trupu. Umožnilo by sa tým posúdiť aktuálny stav jedinca, na základe ktorého by bolo možné vytvoriť individuálny tréningový program. Zariadenie by umožňovalo pohyb trupu v definovaných smeroch (v stoji, sede a ľahu), jeho rozsah, ako aj nastavenie požadovanej odporovej sily. Výsledkom tohto úsilia je ďalej opisované variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa tohto vynálezu.

Podstata vynálezu

Uvedené nedostatky sú odstránené variabilným diagnostickým a/alebo posilňovacím tréningovým a/alebo rehabilitačným zariadením svalov trupu podľa tohto vynálezu. Podstata vynálezu spočíva v tom, že sa skladá zo sústavy nosných tyčových prvkov so vsadeným multifunkčným kĺbom zóny hlavy, so vsadeným multifunkčným kĺbom zóny trupu, so vsadeným multifunkčným kĺbom dolných končatín zóny stehien a zóny predkolenia alebo dvoma jednoduchými rotačnými kĺbmi dolných končatín v zóne stehien a zóne predkolenia. Pritom jeden nosný tyčový prvok zóny hlavy je vybavený oporným segmentom hlavy. Aspoň jeden nosný tyčový prvok zóny trupu je vybavený oporným segmentom trupu. Aspoň jeden nosný tyčový prvok zóny stehien a zóny predkolenia sú vybavené aspoň po jednom opornom stehennom segmente a aspoň jedným oporným segmente predkolenia. Prípadne dva nosné tyčové prvky zóny stehien a zóny predkolenia sú vybavené dvoma opornými stehennými segmentmi a dvoma opornými segmentmi predkolenia. Oporný segment hlavy, aspoň jeden oporný segment trupu, oporné stehenné segmenty a oporné segmenty predkolenia sú vybavené popruhmi na prichytenie osoby. Na cvičenie v sede je nutné, aby bola zóna stehien vybavená prvými a druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami. Realizácia môže byť taká, že multifunkčný kĺb zóny trupu alebo oporné stehenné segmenty sú vybavené prvými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami a multifunkčný kĺb dolných končatín zóny stehien alebo oporné segmenty predkolenia sú vybavené druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami.

Je daná variabilnosť konštrukcie zariadenia v tom, že medzi multifunkčným kĺbom zóny hlavy a multifunkčným kĺbom zóny trupu je usporiadaná sústava jednoduchých rotačných kĺbov navzájom prepojených nosnými tyčovými prvkami zóny trupu vybavenými opornými segmentmi trupu. Okrajové nosné tyčové prvky zóny trupu nadväzujú na multifunkčný kĺb zóny hlavy a multifunkčný kĺb zóny stehien. Na cviky v sede sú prvé stabilizačné sklopné/výklopné prvky a druhé stabilizačné sklopné/výklopné prvky výklopné do vertikálnej polohy. Na cviky v stoji sú prvé stabilizačné sklopné/výklopné prvky a druhé stabilizačné sklopné/výklopné prvky výklopné do horizontálnej polohy. Na cviky v ľahu sú prvé stabilizačné sklopné/výklopné prvky a druhé stabilizačné sklopné/výklopné prvky sklopné do roviny oporných segmentov stehien. Je zostava cvikov, kde obe dolné končatiny vykonávajú rovnaký spoločný pohyb. Potom oporné segmenty stehien a/alebo oporné segmenty predkolenia sú voliteľne spriahnuté spojovacím prvkom. Je zostava cvikov, kde každá dolná končatina vykonáva samostatný pohyb, resp. len jedna dolná končatina vykonáva pohyb. Potom oporné segmenty stehien a/alebo oporné segmenty predkolenia sú kinematicky nezávislé.

Multifunkčný kĺb hlavy zóny hlavy a multifunkčný kĺb zóny trupu je výkyvný v osi „x“ v osi „y“ a je otočný v osi „z“ a obsahuje prestaviteľný režim. Multifunkčný kĺb dolných končatín zóny stehien je výkyvný v osi „x“. Alternatívne, multifunkčný kĺb dolných končatín zóny stehien je delený alebo zdvojený a obsahuje indexovací mechanizmus na kinematické spriahnutie oporných segmentov stehien a/alebo oporných segmentov predkolenia. Všetky multifunkčné kĺby obsahujú prestaviteľný brzdiaci mechanizmus, kde parametrom prestavenia je odporová sila. Aby bola zóna stehien pri sedení na zariadení bezpečná, tak multifunkčný kĺb dolných končatín zóny stehien je vybavený dvoma nosnými priečnymi tyčovými prvkami a taktiež multifunkčný kĺb zóny trupu je vybavený dvoma nosnými priečnymi tyčovými prvkami. V jednom variante sú nosné priečne tyčové prvky vybavené prvými a druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami. Multifunkčný kĺb zóny trupu je variabilný v konštrukcii, pretože môže byť delený alebo zdvojený. Variabilnosť zariadenia je aj v tom, že nosné tyčové prvky so vsadeným multifunkčným kĺbom zóny hlavy a/alebo so vsadeným multifunkčným kĺbom zóny trupu, a/alebo so vsadeným multifunkčným kĺbom dolných končatín stehennej zóny sú dĺžkovo prestaviteľné. Iný konštrukčný variant spočíva v tom, že na multifunkčný kĺb zóny trupu nadväzujú dva nosné priečne tyčové prvky pre zónu stehien s dvoma jednoduchými rotačnými kĺbmi s nosnými tyčovými prvkami na prichytenie oporných stehenných segmentov, na ktoré nadväzujú ďalšie dva jednoduché rotačné kĺby s nosnými tyčovými prvkami na prichytenie oporných segmentov predkolenia. Je možné, aby jednoduché rotačné kĺby boli vybavené prestaviteľnými brzdiacimi mechanizmami, kde parametrom prestavenia je odporová sila. Ďalší iný konštrukčný variant spočíva v tom, že na dva jednoduché rotačné kĺby zóny stehien a/alebo na dva nosné tyčové prvky zóny stehien nadväzujú dva oddelené nosné priečne tyčové prvky s indexovacím prvkom na ich spriahnutie. Ďalší iný konštrukčný variant spočíva v tom, že oporný segment hlavy a/alebo aspoň jeden oporný segment trupu, a/alebo oporné stehenné segmenty, a/alebo oporné segmenty predkolenia sú dĺžkovo prestaviteľné.

Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa vytvoreného vynálezu môže byť sofistikované až do takej miery, že oporný segment hlavy, aspoň jeden oporný segment trupu, oporné stehenné segmenty a/alebo oporné segmenty predkolenia, a/alebo nosné tyčové prvky, a/alebo multifunkčný kĺb zóny hlavy, a/alebo multifunkčný kĺb zóny trupu, a/alebo multifunkčný kĺb dolných končatín zóny stehien, a/alebo jednoduché rotačné kĺby v stehennej zóne, a/alebo v zóne trupu, sú vybavené snímačmi tlaku a/alebo ohybu s drôtovým alebo bezdrôtovým dátovým prenosovým vedením k vyhodnocovaciemu modulu a/alebo k modulu nastavenia parametrov, a/alebo k monitorovaciemu modulu.

Výhody variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a/alebo rehabilitačného zariadenia svalov trupu podľa vytvoreného vynálezu sú zjavné z účinkov, ktorými sa prejavuje navonok. Podstatnou výhodou zariadenia je fakt, že umožňuje ľahké nastavenie do požadovanej polohy, širokú škálu cvikov v stoj, v sede a v ľahu. Ďalej umožňuje jednoducho nastaviť odporovú silu v jednotlivých častiach zariadenia. Taktiež je daná možnosť prispôsobenia veľkosti jednotlivých častí zariadenia vzhľadom na veľkosť postavy osoby, ktorá vykonáva cviky. Pritom zariadenie je prenosné, v kufríkovom prevedení a je ľahko skladovateľné. Vyrobené je z ľahkých a na dotyk príjemných materiálov.

Prehľad obrázkov na výkresoch

Na priložených výkresoch je znázornené variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa vynálezu a jeho funkčné konfigurácie. Na obr. 1a je znázornený predklon hlavy. Na obr. 1b je znázornená konfigurácia zariadenia na predklon hlavy v stoj a v sede. Na obr. 1c je znázornená konfigurácia zariadenia na predklon hlavy v ľahu. Na obr. 2a je znázornený záklon hlavy. Na obr. 2b je znázornená konfigurácia zariadenia na záklon hlavy v stoj a v sede. Na obr. 3a je znázornený úklon hlavy. Na obr. 3b je znázornená konfigurácia zariadenia na úklon hlavy v stoj a v sede. Na obr. 4a je znázornený predklon trupu. Na obr. 4b je znázornená konfigurácia zariadenia na predklon trupu v stoj a v sede. Na obr. 4c je znázornená konfigurácia zariadenia na predklon trupu v ľahu. Na obr. 5a je znázornený záklon trupu. Na obr. 5b je znázornená konfigurácia zariadenia na záklon trupu v stoj a v sede. Na obr. 5c je znázornená konfigurácia zariadenia záklonu trupu z ľahu na bruchu. Na obr. 6 je znázornená konfigurácia zariadenia na úklon trupu v stoj a v sede. Na obr. 7a je znázornená rotácia trupu. Na obr. 7b je znázornená konfigurácia zariadenia na rotáciu trupu v stoj a v sede. Na obr. 8a je znázornená šikmá rotácia trupu. Na obr. 8b je znázornená konfigurácia zariadenia na šikmú rotáciu trupu v stoj a v sede. Na obr. 8c je znázornená konfigurácia zariadenia na šikmú rotáciu trupu v ľahu. Na obr. 9a je znázornené prednožovanie. Na obr. 9b je znázornená konfigurácia zariadenia na prednožovanie v stoj. Na obr. 9c je znázornená konfigurácia zariadenia na zanožovanie v ľahu. Na obr. 10a je znázornené zanožovanie. Na obr. 10b je znázornená konfigurácia zariadenia na zanožovanie v ľahu. Na obr. 11a je znázornené predkopávanie. Na obr. 11b je znázornená konfigurácia zariadenia na predkopávanie v stoj a v sede. Na obr. 11c je znázornená konfigurácia zariadenia na predkopávanie v ľahu. Na obr. 12a je znázornené zakopávanie. Na obr. 12b je znázornená konfigurácia zariadenia na zakopávanie v stoj a v sede. Na obr. 12c je znázornená konfigurácia zariadenia na zakopávanie v ľahu. Na obr. 13 je znázornený zložený stav variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a/alebo rehabilitačného zariadenia svalov trupu podľa technického riešenia. Na obr. 14 je znázornená rozložená konštrukcia variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a/alebo rehabilitačného zariadenia svalov trupu podľa vynálezu so štyrmi jednoduchými kĺbmi v zóne dolných končatín. Na obr. 15 je znázornená rozložená konštrukcia variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a/alebo rehabilitačného zariadenia svalov trupu podľa vynálezu s delenými multifunkčnými kĺbmi v zóne trupu a dolných končatín.

Príklady uskutočnenia vynálezu

Jednotlivé uskutočnenia vynálezu sú predstavované na ilustráciu a nie ako obmedzenia technických riešení. Odborníci poznajúci stav techniky nájdu alebo budú schopní zistiť s použitím nie viac ako rutinného experimentovania mnoho ekvivalentov k špecifickým uskutočneniam vynálezu. Aj takéto ekvivalenty budú patriť do rozsahu nasledujúcich nárokov. Odborníkom poznajúcim stav techniky nemôže robiť problém optimálne navrhnuť konštrukcie, preto tieto znaky neboli detailne riešené.

Príklad 1

V tomto príklade konkrétneho uskutočnenia predmetu vynálezu je opísaná principiálna základná zostava variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a rehabilitačného zariadenia svalov trupu znázornená na obr. 1b a 1c. Z príkladu je zrejماً možnosť realizácie cvikov v stoj, v sede a v ľahu. Poloha zariadenia v stoj a v sede je zabezpečená stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami 9 a 10. V každej polohe je cvičiaca osoba indexovaná popruhmi 14. Nosné tyčové prvky 1 ako aj oporné prvky všetkých zón sú dĺžkovo prestaviteľné podľa telesnej výšky a dĺžky dolných končatín a trupu cvičiacej osoby. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu sa skladá zo sústavy šiestich nosných tyčových prvkov 1 so vsadeným multifunkčným kĺbom 2 zóny A hlavy, so vsadeným multifunkčným kĺbom 3 zóny B trupu, so vsadeným multifunkčným kĺbom 4 dolných končatín zóny C stehien a zóny D predkolenia. Pritom jeden nosný tyčový prvok 1 zóny A hlavy je vybavený jedným oporným

segmentom 5 hlavy. Tri nosné tyčové prvky 1 zóny B trupu sú vybavené troma opornými segmentmi 6 trupu. Jeden nosný tyčový prvok 1 zóny C stehien a jeden nosný tyčový prvok 1 zóny D predkolenia sú vybavené po dvoch oporných stehenných segmentoch 7 a po dvoch oporných segmentoch 8 predkolenia. Zóna C stehien je vybavená prvými a druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami 9, 10. Realizácia je taká, že multifunkčný kĺb 3 zóny B trupu je vybavený prvými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami 9 a multifunkčný kĺb 4 dolných končatín zóny C stehien je vybavený druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami 10. Medzi multifunkčným kĺbom 2 zóny A hlavy a multifunkčným kĺbom 3 zóny B trupu je usporiadaná sústava dvoch jednoduchých rotačných kĺbov 12 navzájom prepojených nosnými tyčovými prvkami 1 zóny B trupu vybavenými oporným segmentmi 6 trupu. Okrajové nosné tyčové prvky 1 zóny B trupu nadväzujú na multifunkčný kĺb 2 zóny A hlavy a multifunkčný kĺb 3 zóny C stehien.

Multifunkčný kĺb 2 hlavy zóny A hlavy a multifunkčný kĺb 3 zóny B trupu je výkyvný v osi „x“ v osi „y“ a je otočný v osi „z“ a umožňuje nastaviteľný režim. Multifunkčný kĺb 4 dolných končatín zóny C stehien je výkyvný v osi „x“. Multifunkčné kĺby obsahujú nastaviteľný brzdiaci mechanizmus, kde parametrom nastavenia je odporová sila. Multifunkčný kĺb 4 dolných končatín zóny C stehien je vybavený dvoma nosnými priečnymi tyčovými prvkami 11 a taktiež multifunkčný kĺb 3 zóny B trupu je vybavený dvoma nosnými priečnymi tyčovými prvkami 11.

Príklad 2

V tomto príklade konkrétneho uskutočnenia predmetu vynálezu je opísaná zostava variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a rehabilitačného zariadenia svalov trupu pre šikmú rotáciu trupu podľa obr. 15. Skladá sa zo sústavy siedmich nosných tyčových prvkov 1 so vsadeným multifunkčným kĺbom 2 zóny A hlavy, so vsadeným multifunkčným kĺbom 3 zóny B trupu, so vsadeným multifunkčným kĺbom 4 dolných končatín zóny C stehien a zóny D predkolenia. Pritom jeden nosný tyčový prvok 1 zóny A hlavy je vybavený jedným oporným segmentom 5 hlavy. Dva nosné tyčové prvky 1 zóny B trupu sú vybavené dvoma opornými segmentmi 6 trupu. Dva nosné tyčové prvky 1 zóny C stehien sú vybavené po dvoch oporných stehenných segmentoch 7 a dva nosné tyčové prvky 1 zóny D predkolenia sú vybavené po dvoch oporných segmentoch 8 predkolenia. Oporný segment 5 hlavy, dva oporné segmenty 6 trupu, dva oporné stehenné segmenty 7 a dva oporné segmenty 8 predkolenia sú vybavené popruhmi 14 na prichytenie osoby. Zóna C stehien je vybavená prvými a druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami 9, 10. Medzi multifunkčným kĺbom 2 zóny A hlavy a multifunkčným kĺbom 3 zóny B trupu je usporiadaný jeden jednoduchý rotačný kĺb 12 napojený na nosné tyčové prvky 1 zóny B trupu.

Multifunkčný kĺb 3 zóny B trupu je vybavený indexovacím prvkom 13 na spriahnutie jeho dvoch konštrukčných častí. Aj multifunkčný kĺb 4 dolných končatín zóny C stehien je vybavený indexovacím prvkom 13 na spriahnutie jeho dvoch konštrukčných častí. Multifunkčný kĺb 3 zóny B trupu a multifunkčný kĺb 4 dolných končatín zóny C stehien je vybavený dvoma nosnými priečnymi tyčovými prvkami 11. Ostatné konštrukčné detaily sú už obsiahnuté v príklade 1.

Príklad 3

V tomto príklade konkrétneho uskutočnenia predmetu vynálezu je opísaná jedna optimálna zostava variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a rehabilitačného zariadenia svalov trupu na šikmú rotáciu trupu podľa obr. 14. Skladá sa zo sústavy ôsmich nosných tyčových prvkov 1 so vsadeným multifunkčným kĺbom 2 zóny A hlavy, so vsadeným multifunkčným kĺbom 3 zóny B trupu, so vsadeným multifunkčným kĺbom 4 dolných končatín zóny C stehien a zóny D predkolenia dovoľujúcim rotačný pohyb, ku ktorému sú cez dva nosné priečne tyčové prvky 11 pridružené dva jednoduché rotačné kĺby 12 dolných končatín v zóne C stehien a dva jednoduché rotačné kĺby 12 dolných končatín zóny D predkolenia. Pritom každý nosný tyčový prvok 1 zóny C stehien je vybavený jedným oporným stehenným segmentom 7 a každý nosný tyčový prvok 1 zóny D predkolenia je vybavený jedným oporným segmentom 8 predkolenia. Oporné stehenné segmenty 7 a oporné segmenty 8 predkolenia sú voliteľne spriahnuté spojovacím prvkom 15. Dva nosné tyčové prvky 1 zóny D predkolenia sú vybavené s indexovacím prvkom 13 na ich spriahnutie.

Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa vytvoreného vynálezu je sofistikované až do takej miery, že oporný segment 5 hlavy, aspoň jeden oporný segment 6 trupu, oporné stehenné segmenty 7 a/alebo oporné segmenty 8 predkolenia, a/alebo nosné tyčové prvky 1, a/alebo multifunkčný kĺb 2 zóny A hlavy, a/alebo multifunkčný kĺb 3 zóny B trupu, a/alebo multifunkčný kĺb 4 dolných končatín zóny C stehien, a/alebo jednoduché rotačné kĺby 12 v zóne C stehien, a/alebo v zóne B trupu v najrôznejších kombináciách sú vybavené snímačmi tlaku a/alebo ohybu s drôtovým alebo bezdrôtovým dátovým prenosovým vedením k vyhodnocovaciemu modulu a/alebo k modulu nastavenia parametrov, a/alebo k monitorovaciemu modulu. Ostatné konštrukčné detaily sú už obsiahnuté v príklade 1.

Priemyselná využiteľnosť

Konstrukcia variabilného diagnostického a/alebo posilňovacieho tréningového a rehabilitačného zariadenia svalov trupu podľa vynálezu nachádza využiteľnosť v aplikáciách, ako sú rehabilitačné cvičenia po zraneniach, rehabilitačné dlhodobé cvičenia telesne postihnutých ľudí, tréningové cvičenia športovcov a rekreačné cvičenia a v aplikáciách na posudzovanie sily svalov trupu a rozvoja sily svalov trupu.

u.
né
-
á,
i 2
/-
B
šo-
ny
y“
1 je
e-
ni
/mi

ios-
u-
/m
i kl-
v A
ve-
och
och
te-
Zó-
ledzi
dno-
kon-
kom
b 4
on-

aria-
trupu
ým
ým
ohyb,
ných
itom
každý
porné
Dva

trupu
ieden
osné
alebo
tehien,
ovým
tave-
ríklade

PATENTOVÉ NÁROKY

1. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že sa skladá zo sústavy nosných tyčových prvkov (1) so vsadeným multifunkčným kĺbom (2) zóny (A) hlavy, so vsadeným multifunkčným kĺbom (3) zóny (B) trupu a so vsadeným multifunkčným kĺbom (4) dolných končatín zóny (C) stehien a zóny (D) predkolenia a/alebo dvoma jednoduchými rotačnými kĺbmi (12) v zóne (C) stehien a dvoma jednoduchými rotačnými kĺbmi (12) v zóne (D) predkolenia, pričom jeden nosný tyčový prvok (1) zóny (A) hlavy je vybavený oporným segmentom (5) hlavy, aspoň jeden nosný tyčový prvok (1) zóny (B) trupu je vybavený oporným segmentom (6) trupu a aspoň jeden nosný tyčový prvok (1) zóny (C) stehien a zóny (D) predkolenia sú vybavené aspoň po jednom opornom stehennom segmente (7) a aspoň jednom opornom segmente (8) predkolenia; pričom oporný segment (5) hlavy, aspoň jeden oporný segment (6) trupu, aspoň jeden oporný stehenný segment (7) a aspoň jeden oporný segment (8) predkolenia sú vybavené popruhmi (14); pričom zóna (B) trupu je vybavená prvými a druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami (9, 10).
2. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa nároku 1, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že medzi multifunkčným kĺbom (2) zóny (A) hlavy a multifunkčným kĺbom (3) zóny (B) trupu je usporiadaná sústava jednoduchých rotačných kĺbov (12) navzájom prepojených nosnými tyčovými prvkami (1) zóny (B) trupu vybavenými opornými segmentmi (6) trupu, pričom okrajové nosné tyčové prvky (1) zóny (B) trupu nadväzujú na multifunkčný kĺb (2) zóny (A) hlavy a multifunkčný kĺb (3) zóny (B) trupu.
3. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa nárokov 1 až 2, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že prvé stabilizačné sklopné/výklopné prvky (9) a druhé stabilizačné sklopné/výklopné prvky (10) sú výklopné do vertikálnej polohy alebo do horizontálnej polohy a sú vždy sklopné do roviny oporných stehenných segmentov (7).
4. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 3, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že oporné stehenné segmenty (7) a/alebo oporné segmenty (8) predkolenia sú voliteľne spriahnuté spojovacím prvkom (15).
5. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 3, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že oporné stehenné segmenty (7) a/alebo oporné segmenty (8) predkolenia sú kinematicky nezávislé.
6. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 5, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že multifunkčný kĺb (2) zóny (A) hlavy a multifunkčný kĺb (3) zóny (B) trupu je výkyvný v osi „x“ v osi „y“ a je otočný v osi „z“ a obsahuje prestaviteľný brzdiaci mechanizmus.
7. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 5, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že multifunkčný kĺb (4) dolných končatín zóny (C) stehien a zóny (D) predkolenia je výkyvný v osi „x“ a obsahuje prestaviteľný brzdiaci mechanizmus.
8. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 5, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že multifunkčný kĺb dolných končatín (4) zóny (C) stehien a zóny (D) predkolenia je delený alebo zdvojený a obsahuje indexovací mechanizmus (13) na kinematické spriahnutie oporných stehenných segmentov (7) a/alebo oporných segmentov (8) predkolenia.
9. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 8, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že multifunkčný kĺb (4) dolných končatín zóny (C) stehien je vybavený dvoma nosnými priečnymi tyčovými prvkami (11).
10. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 5, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že multifunkčný kĺb (3) zóny (B) trupu je delený alebo zdvojený a obsahuje indexovací mechanizmus (13).
11. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 10, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že multifunkčný kĺb (3) zóny (B) trupu je vybavený dvoma nosnými priečnymi tyčovými prvkami (11).
12. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 11, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že multifunkčný kĺb (3) zóny (B) trupu alebo oporné stehenné segmenty (7) sú vybavené prvými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami (9) a multifunkčný kĺb (4) dolných končatín zóny (C) stehien alebo oporné stehenné segmenty (7) sú vybavené druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami (10).
13. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 9, 11 a 12, **v y z n a č u j ú c e s a t ý m**, že nosné priečne tyčové prvky (11) sú vybavené prvými a druhými stabilizačnými sklopnými/výklopnými prvkami (9, 10).

14. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 13, vyznačujúce sa tým, že nosné tyčové prvky (1) so vsadeným multifunkčným kĺbom (2) zóny (A) hlavy a/alebo so vsadeným multifunkčným kĺbom (3) zóny (B) trupu, a/alebo so vsadeným multifunkčným kĺbom (4) dolných končatín zóny (C) stehien, a/alebo zóny (D) predkolenia sú dĺžkovo prestaviteľné.

15. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 14, vyznačujúce sa tým, že na multifunkčný kĺb (3) zóny (B) trupu nadväzujú dva nosné priečne tyčové prvky (11) pre zónu (C) stehien s dvoma jednoduchými rotačnými kĺbmi (13) s nosnými tyčovými prvkami (1) na prichytenie oporných stehenných segmentov (7), na ktoré nadväzujú ďalšie dva jednoduché rotačné kĺby (12) s nosnými tyčovými prvkami (1) na prichytenie oporných segmentov (8) predkolenia.

16. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 15, vyznačujúce sa tým, že na dva jednoduché rotačné kĺby (12) zóny (C) stehien a/alebo na dva nosné tyčové prvky (1) zóny (C) stehien nadväzujú dva oddelené nosné priečne tyčové prvky (11) s indexovacím prvkom (13).

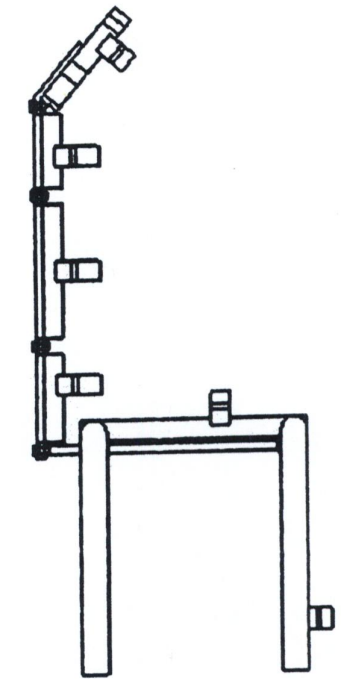
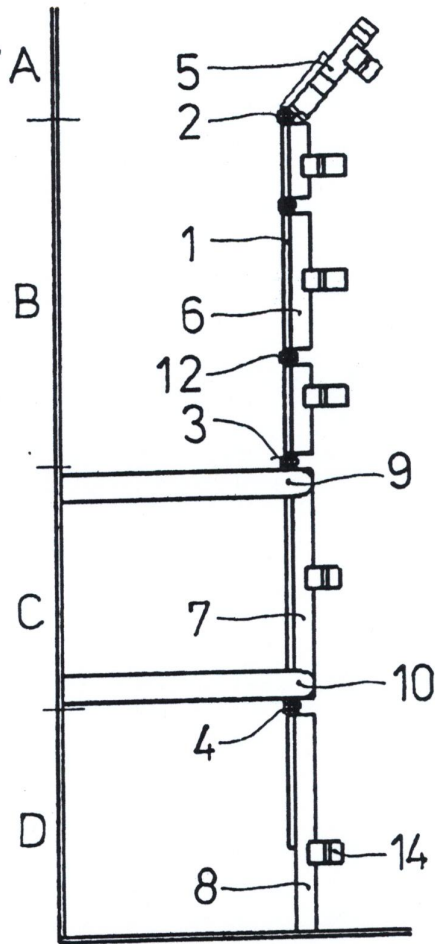
17. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 16, vyznačujúce sa tým, že oporný segment (5) hlavy a/alebo aspoň jeden oporný segment (6) trupu, a/alebo oporné stehenné segmenty (7), a/alebo oporné segmenty (8) predkolenia sú dĺžkovo prestaviteľné.

18. Variabilné diagnostické a/alebo posilňovacie tréningové a/alebo rehabilitačné zariadenie svalov trupu podľa aspoň jedného z nárokov 1 až 17, vyznačujúce sa tým, že oporný segment (5) hlavy, aspoň jeden oporný segment (6) trupu, oporné stehenné segmenty (7) a/alebo oporné segmenty (8) predkolenia, a/alebo nosné tyčové prvky (1), a/alebo multifunkčný kĺb (2) zóny (A) hlavy, a/alebo multifunkčný kĺb (3) zóny (B) trupu, a/alebo multifunkčný kĺb (4) dolných končatín zóny (C) stehien, a/alebo jednoduché kĺby (12) v zóne (C) stehien a/alebo v zóne (B) trupu, sú vybavené snímačmi tlaku a/alebo ohybu s drôtovým alebo bezdrôtovým dátovým prenosovým vedením k vyhodnocovaciemu modulu a/alebo k modulu nastavenia parametrov, a/alebo k monitorovaciemu modulu.

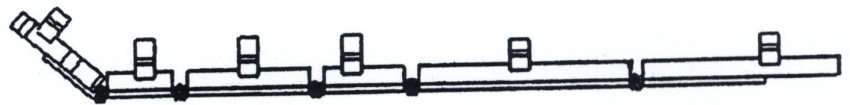
16 výkresov



Obr. 1a



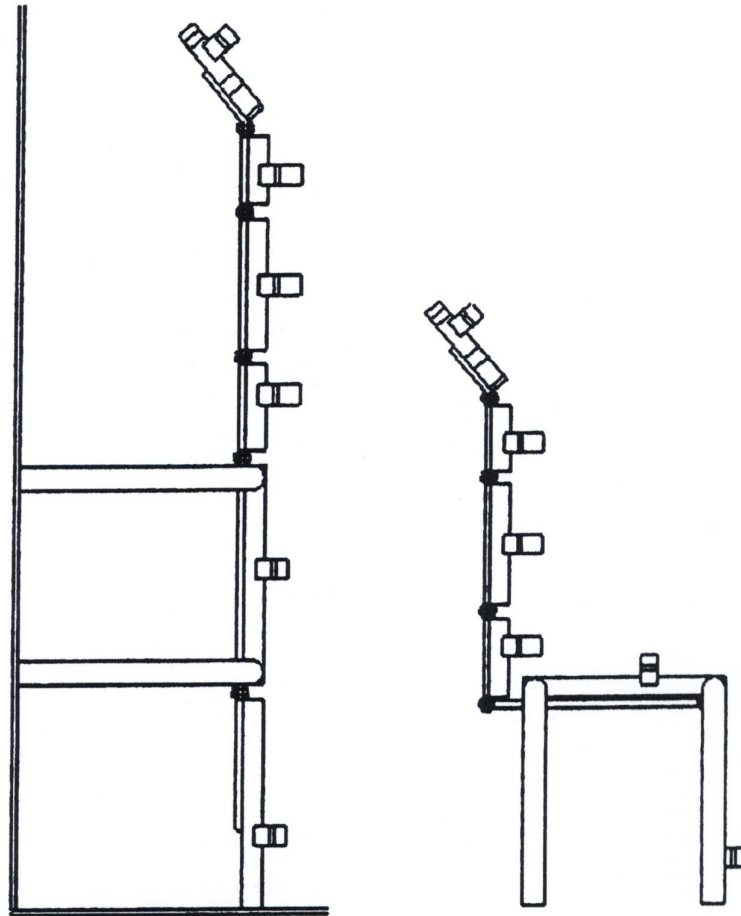
Obr. 1b



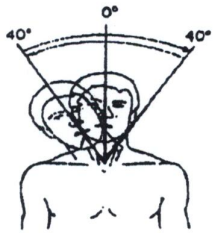
Obr. 1c



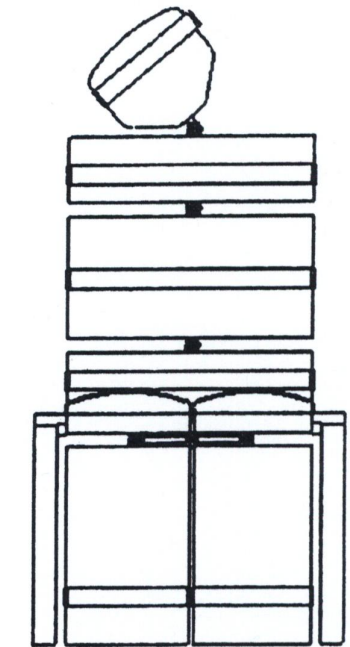
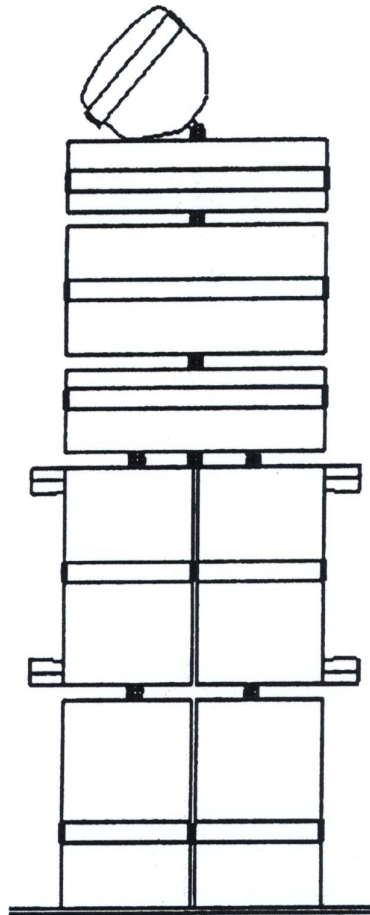
Obr. 2a



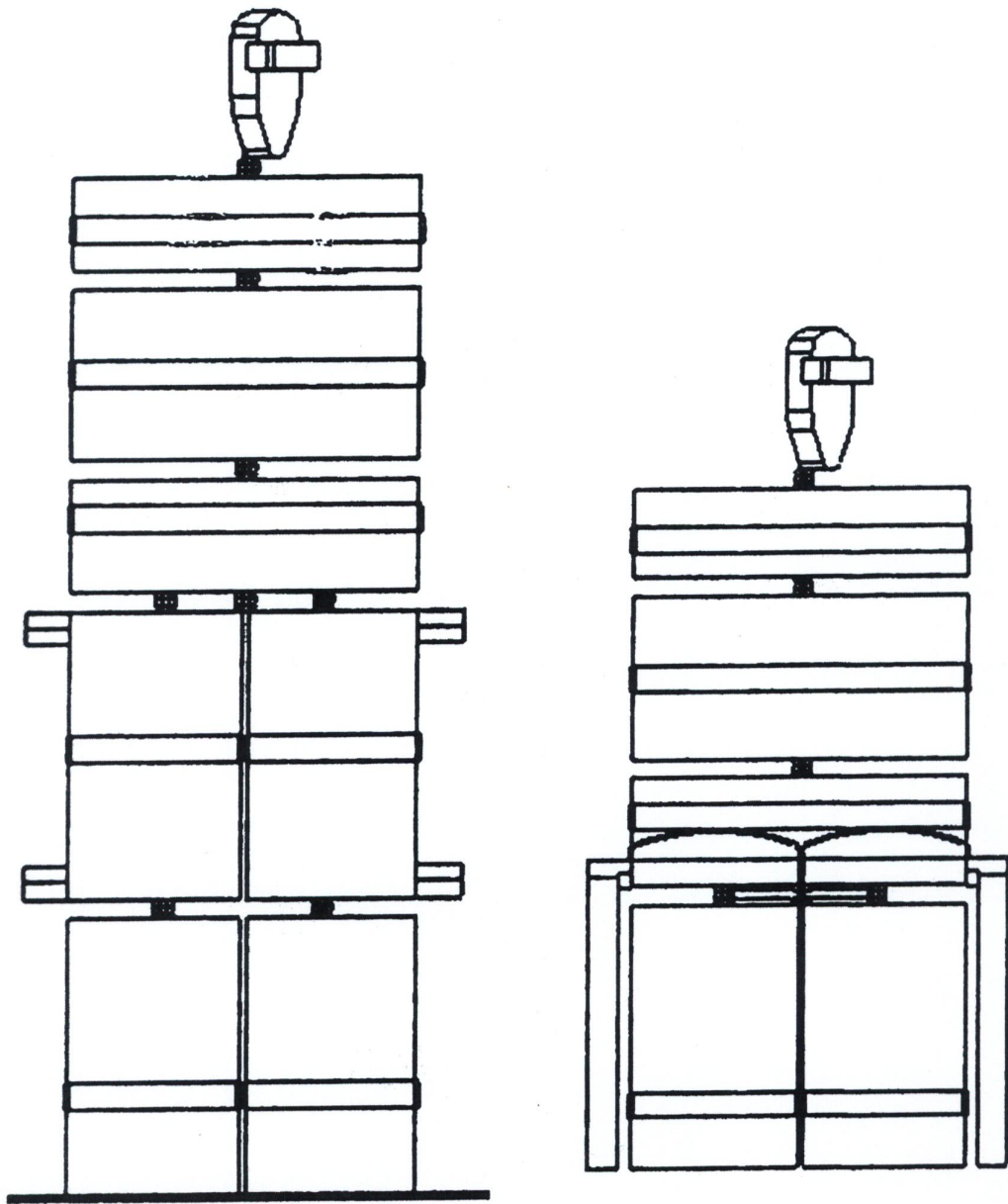
Obr. 2b



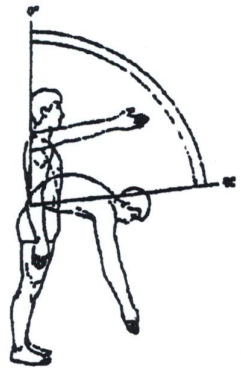
Obr. 3a



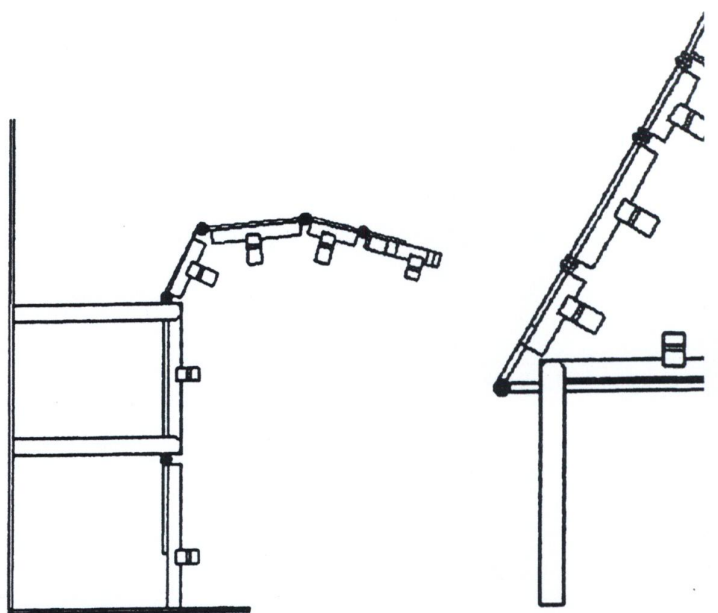
Obr. 3b



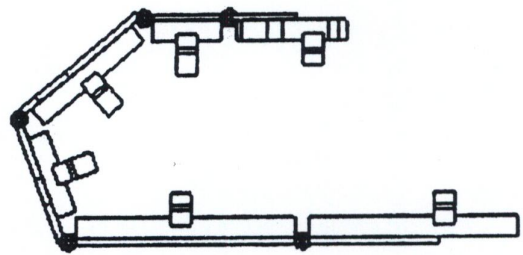
Obr. 3c



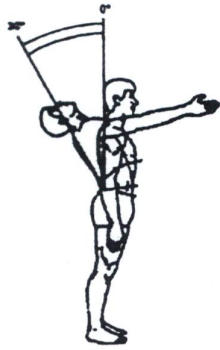
Obr. 4a



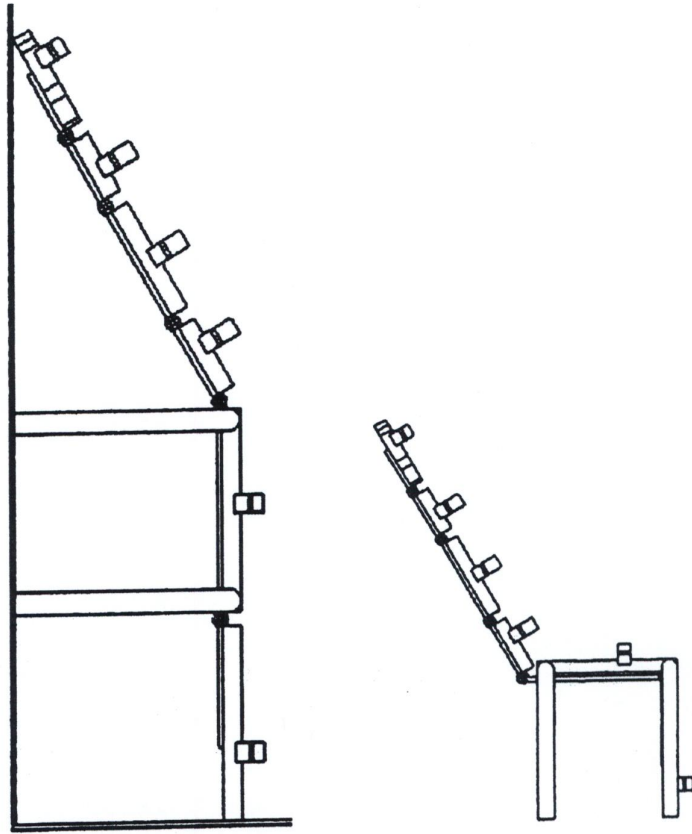
Obr. 4b



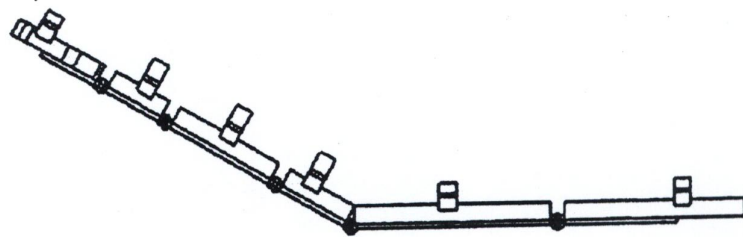
Obr. 4c



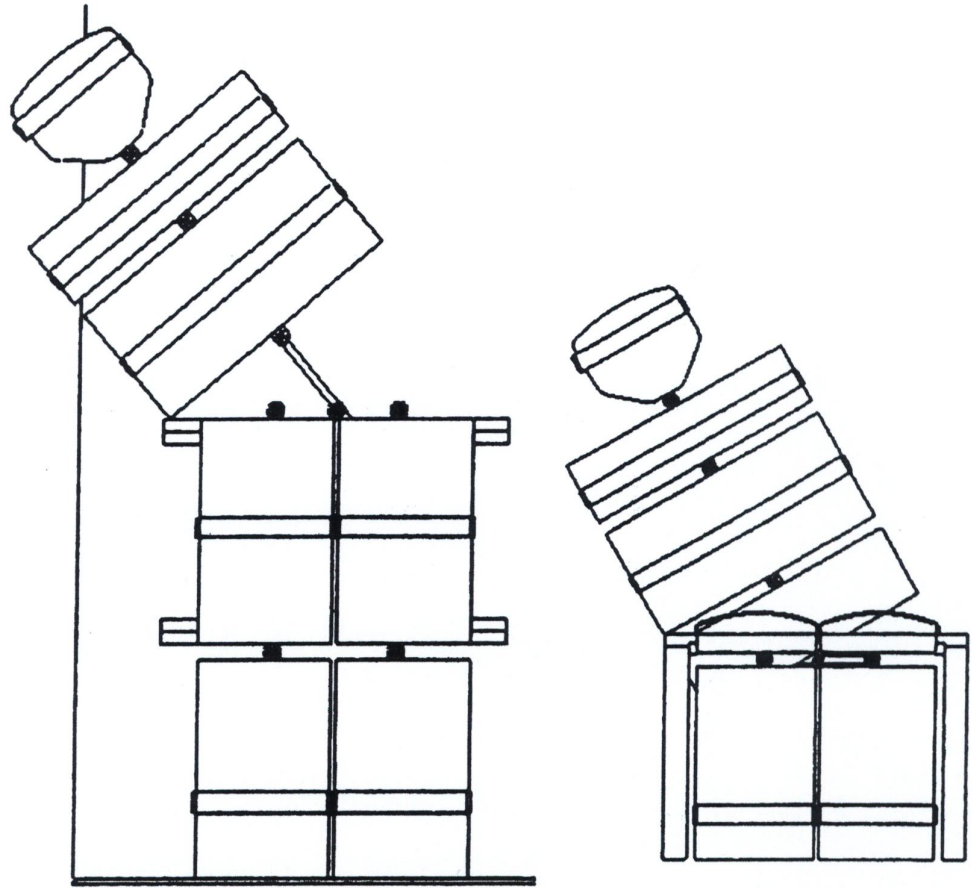
Obr. 5a



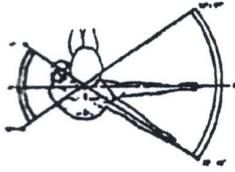
Obr. 5b



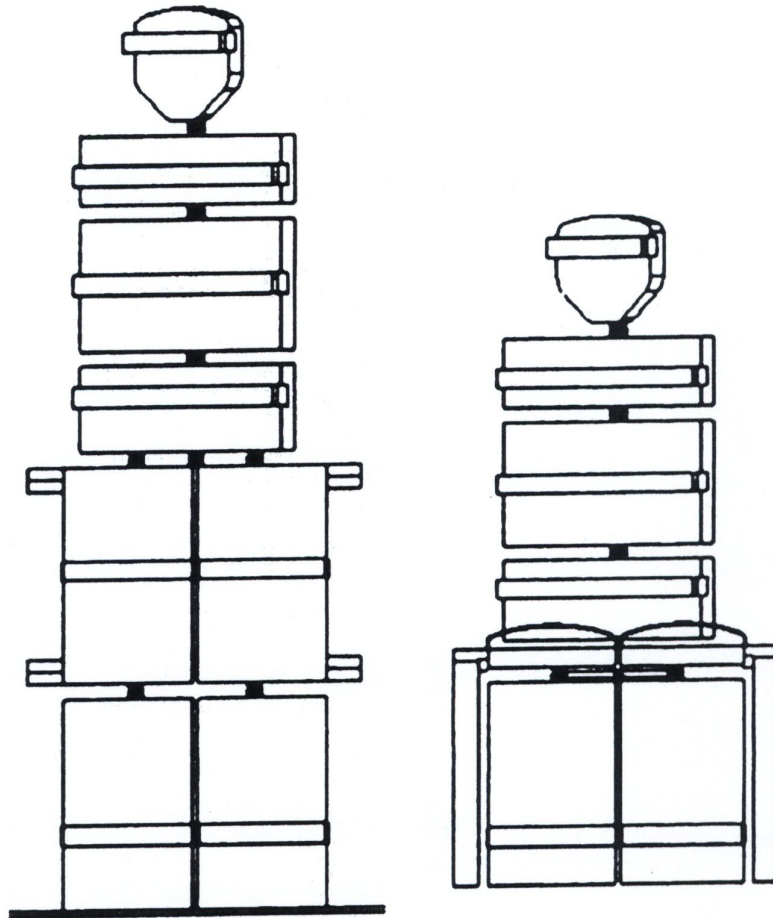
Obr. 5c



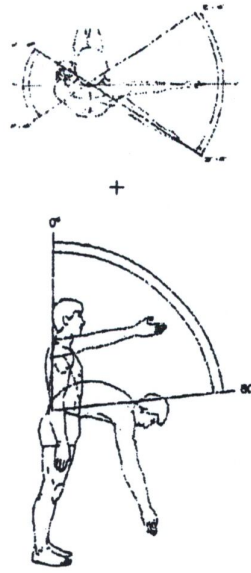
Obr. 6a



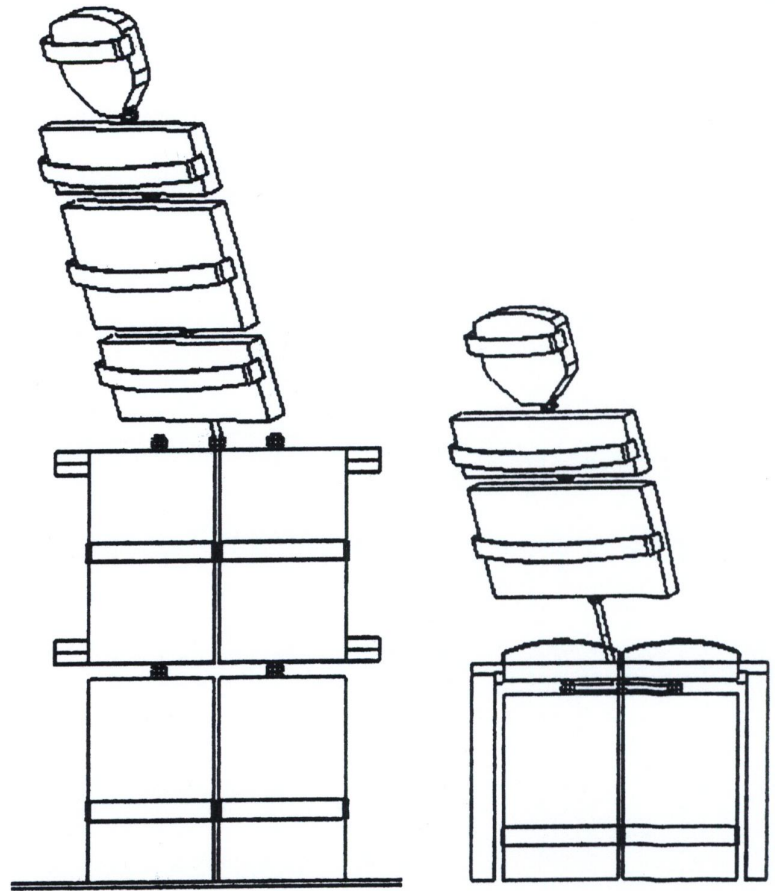
Obr. 7a



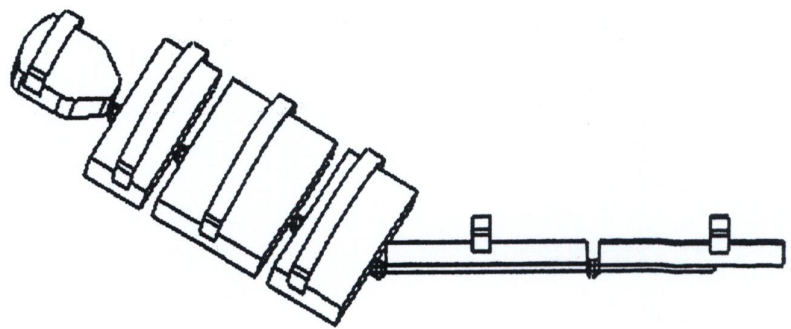
Obr. 7b



Obr. 8a



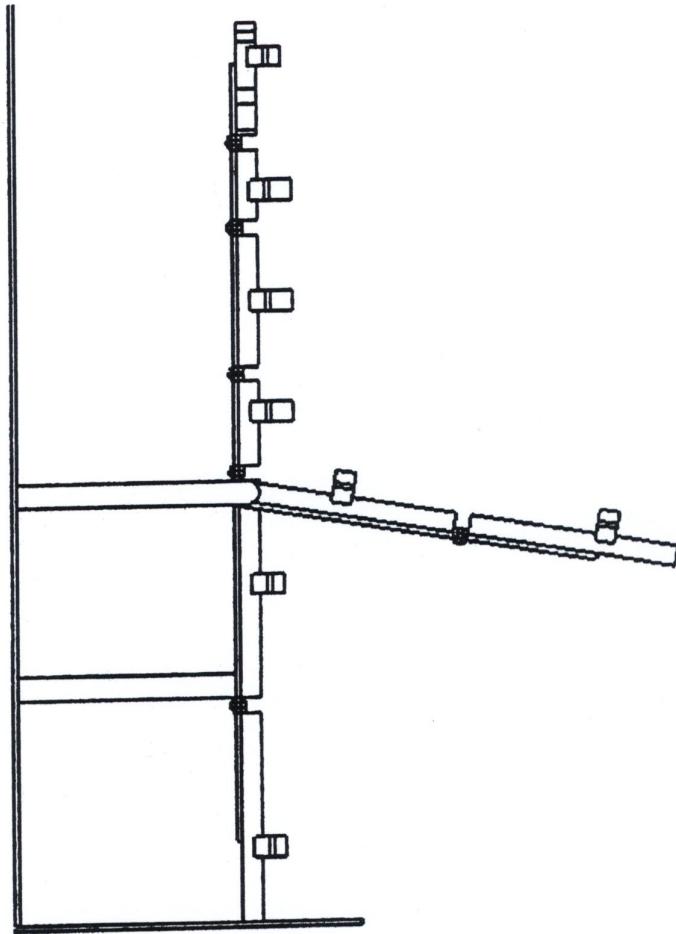
Obr. 8b



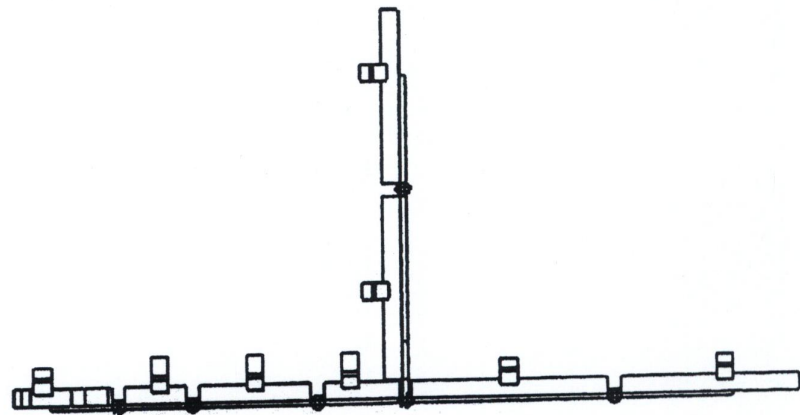
Obr. 8c



Obr. 9a



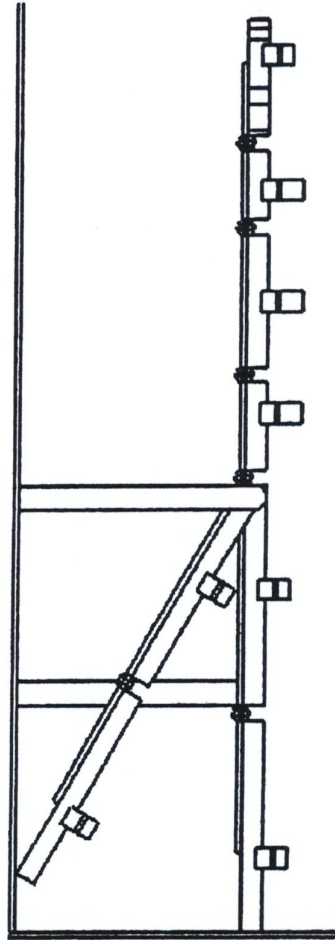
Obr. 9b



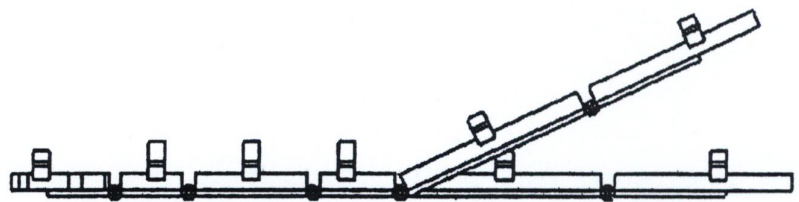
Obr. 9c



Obr. 10a



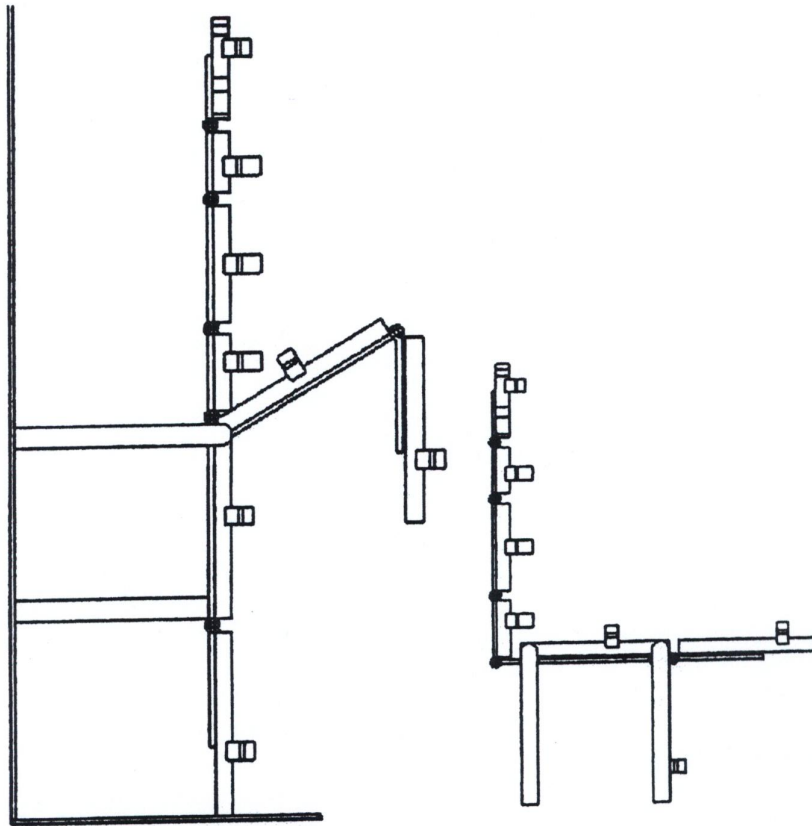
Obr. 10b



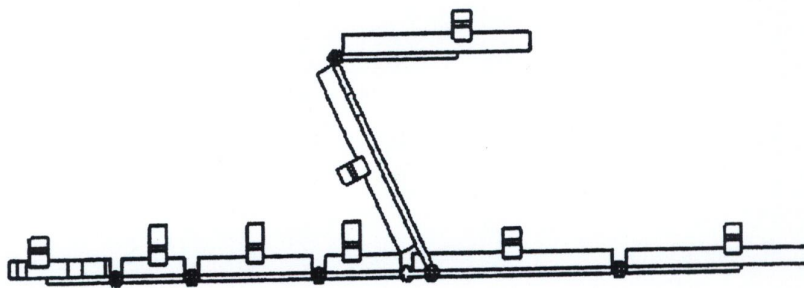
Obr. 10c



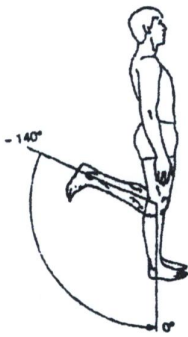
Obr. 11a



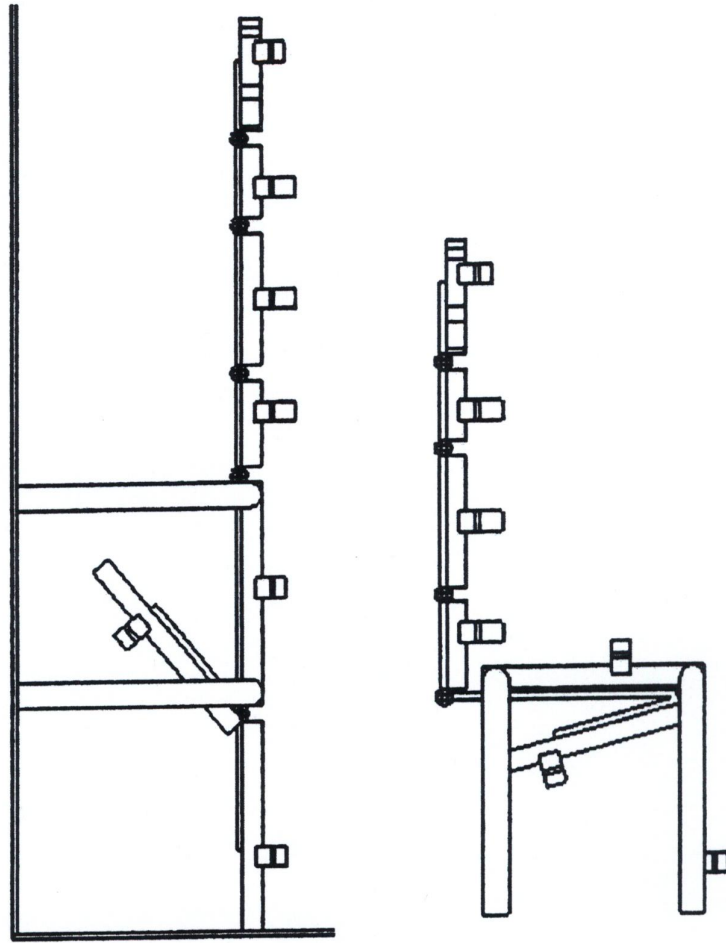
Obr. 11b



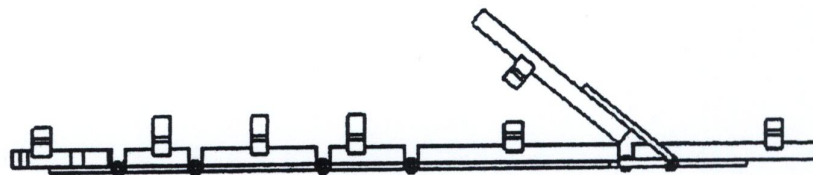
Obr. 11c



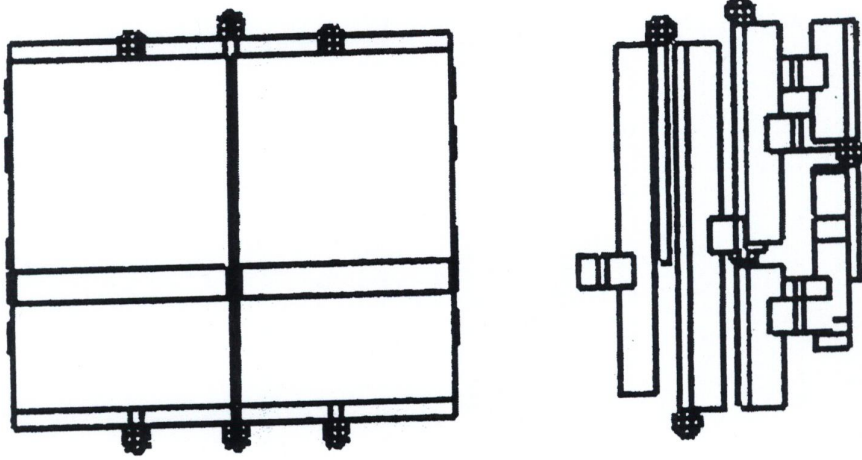
Obr. 12a



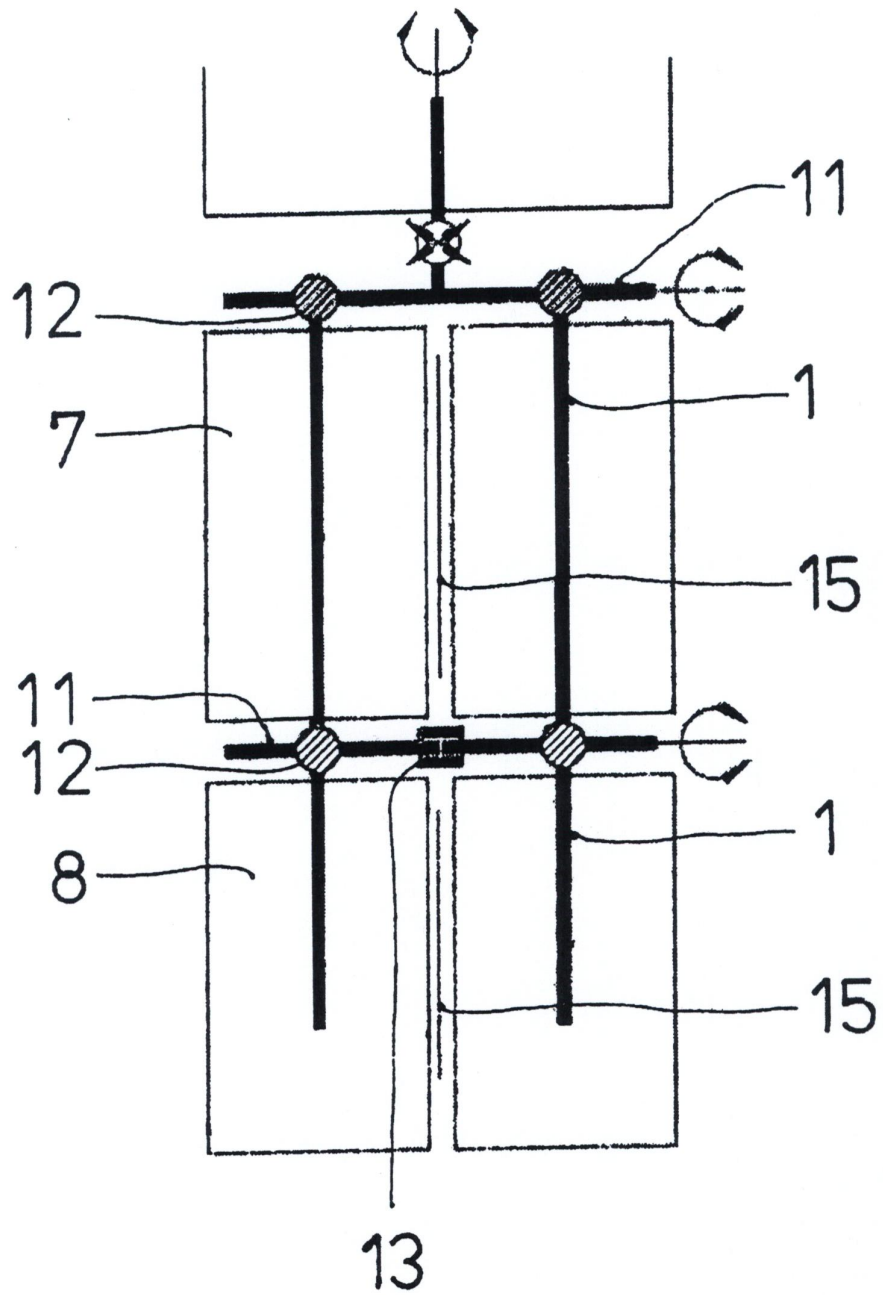
Obr. 12b



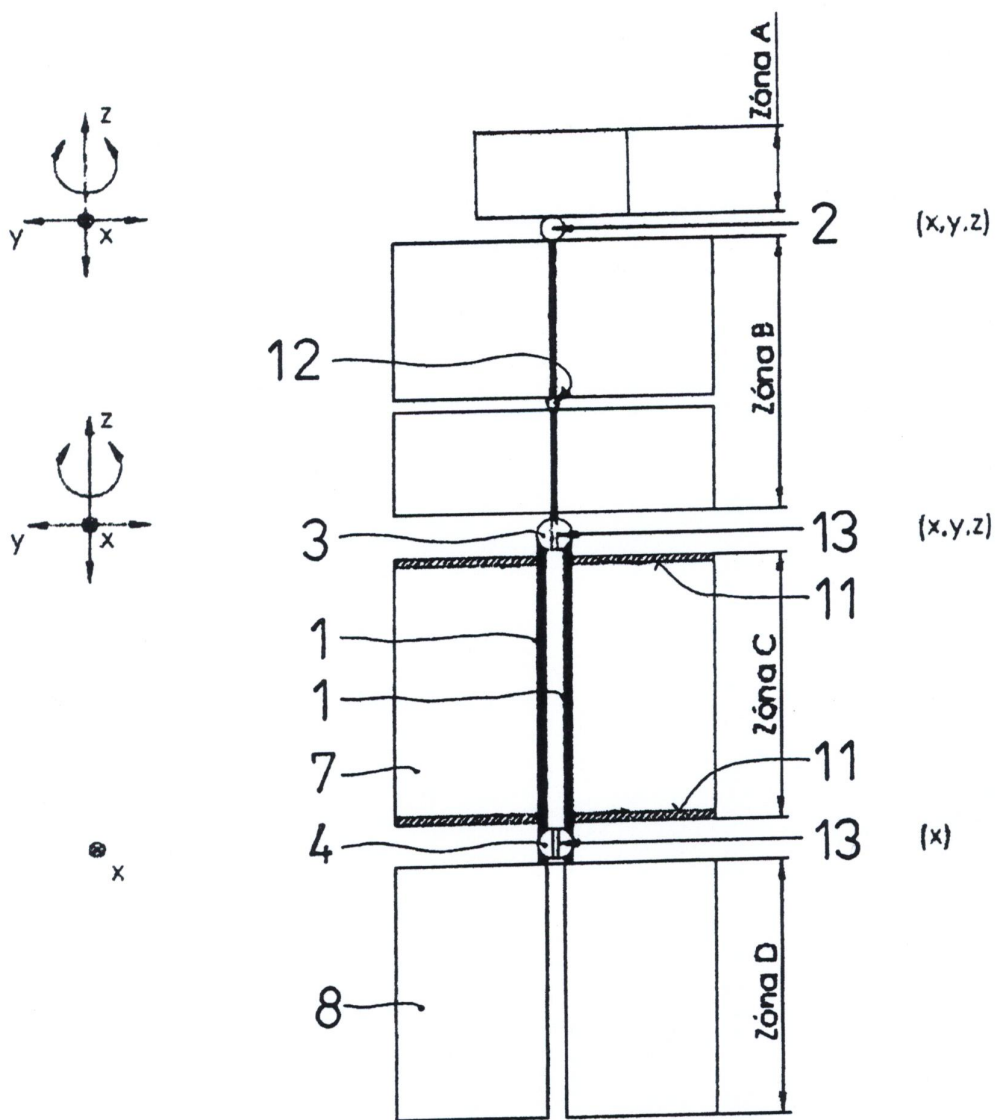
Obr. 12c



Obr. 13



Obr. 14



Obr. 15

Koniec dokumentu

Práca 6

Šooš, Ľ. & Cepková, A. (2019). Variable diagnostic and/or strengthening training equipment for the upper-body muscles. *Human Systems Engineering and Design : proceedings of the 1st international conference on Human Systems Engineering and Design : Future Trendy and Applications*. 1. vyd. Cham : Springer Nature Switzerland, 891-897. ISBN 978-3-030-02052-1. V databáze: SCOPUS: 2-s2.0-85055805005.

Advances in Intelligent Systems and Computing 876

Tareq Ahram
Waldemar Karwowski
Redha Taiar *Editors*

Human Systems Engineering and Design

Proceedings of the 1st International
Conference on Human Systems
Engineering and Design (IHSED2018):
Future Trends and Applications,
October 25–27, 2018, CHU-Université
de Reims Champagne-Ardenne,
France

 Springer

Formalization and Quantification of Team Contexts for Meso-cognitive Studies	838
Taro Kanno, Daichi Mitsuhashi, Satoru Inoue, Daisuke Karikawa, and Kohei Nonose	
IHSED 5: Sports Design and Sports Medicine	
DJ-Running: Wearables and Emotions for Improving Running Performance	847
Pedro Álvarez, José Ramón Beltrán, and Sandra Baldassarri	
A Survey of Motion Capture Technology and Its Application in Sports	854
Tianyu He and Qi Luo	
Experimental Elucidation on Balance Mechanism in Golf Swing for Performance Improvement	860
Minoru Fukumoto, Kyoko Shibata, Yoshio Inoue, and Motomichi Sonobe	
Organization of Tennis Clubs to Eliminate Barriers Most Frequently Specified by People with Visual Impairments	866
Aleksandra Polak-Sopinska and Ewa Nebelska	
Design and Realization of Catching and Grappling Course Multimedia CAI System Based on Web	873
Xin Wang	
IHSED 6: Biomechanics, Evaluation and Assessment	
Full Body Three Dimensional Joint Angles Validation Using TEA Ergo Inertial Measurement Units	879
Thomas Peeters, Stijn Verwulgen, Raman Garimella, Koen Beyers, and Steven Truijen	
Biomechanical Digital Human Models: Chances and Challenges to Expand Ergonomic Evaluation	885
Markus Peters, Eric Quadrat, Alexander Nolte, Alexander Wolf, Jörg Miehling, Sandro Wartzack, Wolfgang Leidholdt, Sebastian Bauer, Lars Fritzsche, and Sascha Wischniewski	
Variable Diagnostic and/or Strengthening Training Equipment for the Upper-Body Muscles	891
Lubomír Šooš and Alena Cepková	
Workers' Body Constitution as a Risk Factor During Manual Materials Handling	898
Ana Colim, Pedro Arezes, Paulo Flores, and Ana Cristina Braga	

Editors

Tareq Ahram
Institute for Advanced Systems Engineering
University of Central Florida
Orlando, FL, USA

Redha Taiar
Université de Reims Champagne-Ardenne
Reims, France

Waldemar Karwowski
University of Central Florida
Orlando, FL, USA

ISSN 2194-5357 ISSN 2194-5365 (electronic)
Advances in Intelligent Systems and Computing
ISBN 978-3-030-02052-1 ISBN 978-3-030-02053-8 (eBook)
<https://doi.org/10.1007/978-3-030-02053-8>

Library of Congress Control Number: 2018957480

© Springer Nature Switzerland AG 2019

This work is subject to copyright. All rights are reserved by the Publisher, whether the whole or part of the material is concerned, specifically the rights of translation, reprinting, reuse of illustrations, recitation, broadcasting, reproduction on microfilms or in any other physical way, and transmission or information storage and retrieval, electronic adaptation, computer software, or by similar or dissimilar methodology now known or hereafter developed.

The use of general descriptive names, registered names, trademarks, service marks, etc. in this publication does not imply, even in the absence of a specific statement, that such names are exempt from the relevant protective laws and regulations and therefore free for general use.

The publisher, the authors and the editors are safe to assume that the advice and information in this book are believed to be true and accurate at the date of publication. Neither the publisher nor the authors or the editors give a warranty, express or implied, with respect to the material contained herein or for any errors or omissions that may have been made. The publisher remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

This Springer imprint is published by the registered company Springer Nature Switzerland AG
The registered company address is: Gewerbestrasse 11, 6330 Cham, Switzerland



Variable Diagnostic and/or Strengthening Training Equipment for the Upper-Body Muscles

Lubomír Šoos^(✉) and Alena Cepková

The Faculty of Mechanical Engineering,
Slovak University of Technology Bratislava,
Námestie Slobody 17, 812 31 Bratislava 1, Slovak Republic
{lubomir.soos,alena.cepkova}@stuba.sk

Abstract. The aim of this paper is to describe the development and design of testing, training and strengthening equipment for the upper-body muscles. This involves a light, modular and portable device that is constructed of high endurance yet light materials. The paper's authors have submitted a utility model application and patent application for the new progressive design training device. The basic constructional element is a combination of support elements made of plastics parts and supporting - elements made of aluminum alloys, magnesium and titanium light alloys, as well as of compacted composites based on these materials. From the standpoint of construction, the most demanding task is to design and measure the strength of the working joints of the equipment's individual parts. One specific demand for the design of the device is that all its defined functions (direction, angle size, torque moment, resistance force) must be adjustable in both manual and remote regimes. At the same time evaluation and archiving of pre-set data must be ensured. Retrospective diagnostics through data collection must also be looked at – with an evaluation of each movement (graph + curves, torque over time...) while the option of adding further sensors must also be provided. In the paper is described a proposal for the first stage in the equipment's development and for athletes and untrained individuals the testing of the intelligent joint that is at the heart of the whole device.

Keywords: Strengthening Training · Diagnostic · Rehabilitation Equipment
Upper-body muscles

1 Introduction

On the market there exists whole range of training devices that make possible the strengthening of individual muscles and limbs in various combinations. [1–4]. These devices do not however regularly allow for strengthening and monitoring the upper-body system for athletes and untrained individuals with functional backache. On the basis of an analysis of existing equipment carried out and the state of the technology, we can reliably state that at the present time a mobile modular upper-body system device for both athletes and untrained individuals is not available.

Accordingly there arose the demand to create such a device that would allow a functional diagnosis of spinal stability and upper-body muscle strength. We have submitted a utility model application and a patent application. At present, the collection of authors, Šooš, Lubomír, Zemková, Erika - Cepková, Alena - Štefanka, Marek and Jeleň, Michal has been awarded Utility Model no.7147 with the title "Variable Diagnostic and/or Strengthening Training and/or Rehabilitation Equipment for the Upper-Body Muscles", and we expect the granting of a patent in a short time.

The device allows movement of the torso in defined direction (standing, sitting and lying position), its range as well as adjusting the required weight. The device will be able to assess the current state of the subject on which it will be possible to create an individual training program. Advantages of the variable diagnostic and/or work-out training and/or rehabilitation device for torso muscles according to the created engineering solutions are apparent from the effects which are reflected externally.

1.1 Describe of Training and/or Rehabilitation Equipment

Fundamental of the technical solution is that the device consists of a set of supporting beams marked 1 for recessed multifunctional joint marked 2 in the heads zone A, with recessed multifunctional joint marked 3 in the torso zone B, with recessed multifunctional joint marked 4 in the legs – thighs of zone C and tibia of zone D or two simple rotary joints marked 5 for the lower extremities in thighs zone C and shins zone D.

The material for construction of the supporting beams will be based on aluminum and magnesium. Beams will be attached to the supporting segments (sliding mounts). Part of the beams will be integrated mechanism enabling force action on individual parts of the body while allowing scope bending and twisting individual parts of the body. We assume that these structural elements will be ensured with relatively simple kinematics on the principle of spring mechanisms (whether by means of wound springs, coil springs, rubber expanders, etc.).

Much more demanding will be the development and manufacturing of multifunctional joint mechanisms of which there will be at least two different design solutions. While the neck as well as the hip joint will need 3 degrees of freedom. An important aspect will be the resolving of the lock position in each axis as well as the setting of action force, and loosening the joint mechanisms for folding of the device and preparation for transport (Fig. 2).

As shown in Fig. 3. the device can be used as a variable diagnostic and/or fitness training and/or rehabilitation device for torso muscles in sitting position, while the stabilizing, folding supporting elements P on Fig. 1. will serve as legs. The device will be designed so that it will be possible to change the distance between the abutments of the segments under physiological distortions of an individual.

Throughout the process of designing and producing variants, we assume usage of materials based on plastics, aluminum and magnesium alloys and composite materials such as aluminum foam, foamed plastics. The aim of the realization team is to create a device that will dispose properties, such as sufficient rigidity while maintaining a low weight. In the design and manufacture of individual components assume the use of classical methods of machining and processing of semi-products, as well as use of CNC technology, vacuum forming and the use of 3D printers. Through the design process of

the device, software modules for calculating and sizing of individual parts will be used. Part of the solution will be a stress analysis and verification of the functionality of the various joints and supporting segments for their lifecycle. Based on experience and after operational tests on a group of individuals, we will modify the drawing documentation and the final production documentation will be created.

2 Ideological Design of the Structure

It is a lightweight, modular and portable device, which is made of high strength but lightweight materials [5–7]. The supporting structure is a combination of the support part elements made of plastics and support parts - elements made of light alloys based on aluminum, magnesium and titanium, as well as foaming composites based on the mentioned materials. In terms of structure the most challenging task will be the design and working joints strength dimensioning of the device parts. The whole process of construction will be divided into following stages:

- Defining the desired range of forces, torques and the strength of the device parts,
- Design of the kinematics simulation of the desired motion of device parts, defining degrees of freedom and a collision situations design,
- Requirements definition and design of operational joints kinematics of device parts,
- Strength calculation of device parts strength calculation of the entire device,
- Structural design solutions assemblies' modular construction device for strengthening muscles in the torso area,
- Detail reports and design of production drawings of the individual assemblies.

2.1 Made of Prototype

The actual production of the device includes planning, technical preparation of production, technology design and production of assemblies of the modular device for strengthening of muscles in the torso area.

Planning fully follows the output from the design and its role is to procure material and place of manufacture based on technological capabilities and predispositions proposed manufacturers. Output of the technology will be precisely defined the desired technological process. Together with the requirements for the design and precise manufacturing will form the basis for the assignment of public procurement?

Production is the determining and transparent interaction part of the whole process of design, stress analysis, planning and design of the technology.

2.2 Methodology

The point of this section is the methodology of measuring and testing the technical and functional characteristics of the device according to the status of an individual, under which it will be possible to create individual training program. The methodology will include individual training procedures for adult healthy subjects, for individuals with physical weakening and individuals with disabilities. The methodology will include

strengthening exercises and stretching exercises for each part of the torso with respect to the individual and degree of physical weakness. This allows specific classification of devices with the settings of resistance. The methodology will be specified for the three basic parts: head, torso, legs.

2.3 Testing Technical Parameters

The content of this phase of the project is to test the technical and functional parameters of the manufactured equipment for strengthening muscles in the torso area. The main testing will be:

- Testing of the functional characteristics of the device - motor skills and movement kinematics,
- Strength testing of the device - power and torque load,
- Variability of the device,
- The output of this phase will be documentation for long-term testing and suggestion for necessary adjustments.

2.4 Testing of Students

The core of this section is to verify the proposed methodology established training procedures for students of physical education at Faculty of Mechanical Engineering. Testing will take place during the winter semester 2018/19 and it will be attended by students of 1st and 2nd year of bachelor's degree. At the beginning of the test, students will be informed with the course of testing and it will involve only healthy pro-bands. They will form two separate groups - women and men. The results will be recorded in the protocol.

2.5 Device Modification

The following stage involves results from the previous stages. Based on the results of functional, strength and "operational" testing will be started again to a qualitatively higher level, which is the result of acquired knowledge.

- The aim is to repeat:
- Analysis and finalization of device kinematics, simulation of the motion of the device parts, define degrees of freedom.
- Final draft of joint kinematics of working joint of the device parts,
- Another strength calculation of the individual parts and general construction of the device.
- Engineering design of configuration and adjustments to production documentation.

3 Conclusion

Currently we have made working joints and we finished produce simple testing stand, [9] for to test this working joint, Fig. 5. The first working joint was made due to the complexity on the 3 D printer, Fig. 4. Because of the simplicity and difficulty of production, this test device was made to test just one working joint. The first joint tests confirm the functionality and correctness of the design.

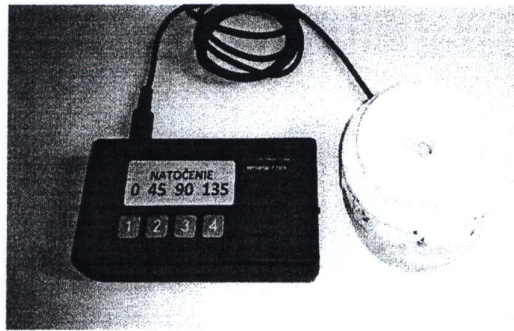


Fig. 4. Working joints

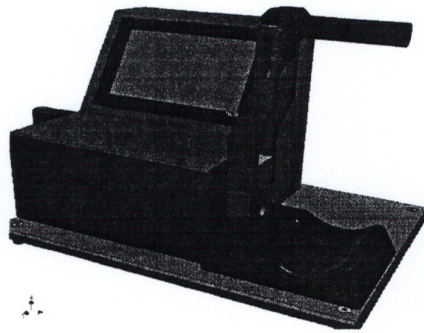


Fig. 5. Testing stand

Acknowledgments. Analyses and measurements in this test were funded from the project APVV No.APVV-15-0704. Split-Core Trainer Strengthening System for athletes and untrained individuals with functional back pain. The heading should be treated as a 3rd level heading and should not be assigned a number.

References

1. <http://www.glabshop.com/>
2. <http://www.spinecor.com/ForProfessionals/IntroductionToSpineCor.aspx>
3. <http://www.google.sk/search?q=blackroll+posture&hl=sk&gbv=2&prmd=ivns&tbn=isch&tbo=u&source=univ&sa=X&ved=0ahUKEwi28Y3z85TQAhVI1hoKHZPDBd4QsAQIGg>
4. http://www.proxomed.com/en/produktlinie/tergumed_710_-_new-42.php
5. Šooš, L., Zemková, E., Cepková, A., Štefanka, M., Jeleň, M.: Variable diagnostic and/or strengthening training and/or rehabilitation equipment for body muscles: Úžitkový vzor č.7147. - Banská Bystrica: Úrad priemyselného vlastníctva Slovenskej republiky, p. 24 (2015)
6. Ashby, M.F., et al.: Metal Foams: A Design Guide, p. 263. Butterworth-Heinemann, Oxford (2000)
7. Wang, R.-M., et al.: Polymer Matrix Composites and Technology, p. 568. Woodhead Publishing, Sawston (2011)
8. Liptáková, T., et al.: Polymérne konštrukčné materiály, p. 188. STU, Bratislava (2012)
9. Šooš, L., Cepková, A., Zemková, E., Pokusová, M.: Multi-part training body strengthening system for sports people and untrained individuals with functional back pains. In: ISERD, Japan, 9–10 December (2017). ISBN 978-93-87405-54-7

ZOZNAM BIBLIOGRAFICKÝCH ODKAZOV

- Akuthota, V., A. Ferreira, T. Moore, & M. Fredericson. (2008). Core Stability Exercise Principles. March, *Current Sports Medicine Reports* 7(1):39-44
DOI: 10.1097/01.CSMR.0000308663.13278.69
- Albertsen IM et al. (2018). Spinal postural changes during the modified Matthiass test in healthy children : *Interday and interrater reliability of dynamic rasterstereographic measurements*. *Orthopade*. Jul;47(7):567-573. doi: 10.1007/s00132-018-3558-z.
- Alricsson, M, & Werner, S. (2006). Young elite cross-country skiers and low back pain- A 5-year study. In *Phys Ther Sport*. 7:181–184. [PubMed].
- Betsch M, Wild M, Jungbluth P, et al. (2010). The rasterstereographic-dynamic analysis of posture in adolescents using a modified Matthiass test. *Eur Spine J*.19(10):1735–1739. doi:10.1007/s00586-010-1450-6
- Binovský, A. (2003). *Funkčná anatómia*. Bratislava: Univerzita Komenského. 247s.
- Biskup, Š. (2009). Aspektné hodnotenie postury ve fyzioterapii se zaměřením na hodnotení fází zátěžových testů. Diplomová práce. Praha: Univerzita Karlova v Praze, 2. lékařská fakulta.
- Bobrik, M., et al. (2012). Somatický profil a motorická výkonnosť študentov Fakulty chemickej a potravinárskej technológie STU v Bratislave. In *Telesná výchova & šport*, 22(4), 18-24.
- Brenan, R., (2014). *Správne držanie tela. Pre život bez bolesti, napätia a stresu*. Bratislava, Slovart, spol.s.r.o., 197s.
- Brügger, A., et. al., (1995). *Zdravé držení těla podle Dr. med. A. Brüggera*. Praha : Alexander Kollmann, 128 s.
- Buckup, K. (2005). *Clinical Tests for the Musculoskeletal System*. Examination, Signs, Phenomena. New York: Thieme.
- Carregaro, R. L. et al., (2007). Comparison between two clinical tests for evaluating the flexibility of the posterior muscles of the thigh. In: *Brazilian Journal of Physical Therapy*. 11(2), 139–145. <http://doi.org/10.1590/S1413-35552007000200009>
- Cepková, A.(2013). Hodnotenie držania tela volejbalistiek. *Akademický šport 2013 = Academic sports 2013* [elektronický zdroj] : zborník vedeckých prác na CD nosiči. Nitra : Slovenská poľnohospodárska univerzita v Nitre, CD-ROM, 12-17. ISBN 978-80-552-1080-3.
- Cepková, A. (2015). *Pohybová aktivita, zdravie, zdatnosť vysokoškolákov*. 1. vyd. Bratislava : Nakladateľstvo STU, 80 s.
- Cepková, A., Kyselovičová, O., Honz, O. et al. (2016). Somatic Changes of University Students in BMI and WHR. In *Acta Facultatis Educationis Physicae Universitatis Comenianae*. 56 (1), 30-41.
- Ciklaminiová, E. (1990). *Sledovanie vybraných faktorov chybného držania tela u detí na území Slovenska*. (Záverečná správa výskumnej úlohy). Bratislava, Ústav zdravotnej výchovy.
- Cohen, R. et al. (2016). Mobility and Upright Posture Are Associated with Different Aspects of Cognition in Older Adults. In: *Frontiers in Aging Neuroscience*. 8, 257.

- Cudre-Mauroux, N., Kocher, N., Bonfils, R., Pirlet, M., Meichtry, A., & Hilfiker, R. (2006). Relationship between impaired functional stability and back pain in children: an exploratory cross-sectional study. In *Swiss Med Wkly*, 136(45-46), 721-725.
- Čermák, J. - Chválová, O. - Botlíková, V. (2008) . *Záda už mě nebolí*. Praha : Jan Vašut, s.r.o., 2008. 296 s.
- Dishman, R. et al. (2004). *Self-efficacy partially mediates the effect of a school-based physical-activity intervention among adolescent girls*. June. Preventive Medicine 38(5):628-36
- Faries M. D. & Greenwood, M. Core Training: Stabilizing the Confusion. *Strength and Conditioning Journal*, 29(2), 10-25.
- Dobešová, P. (2002). Cvičíme s měkkým míčem. 3. vydání. Havířov: DOMI-GA., 36 s. ISBN 80-902222-2-6.
- Dýrová, J. & Lepková, H. a kol. (2008). Kardiofitness – vytr. aktivity v každém věku. 1. vyd. Praha: Grada P., 192 p.
- Gúth A. et al. (1999). *Výchovná rehabilitácia alebo ako učiť školu chrbtice*. Bratislava: Liečreh Gúth. s. 5-7.
- Gúth, A. et al. (2004). *Vyšetrovacie metodiky v rehabilitácii pre fyzioterapeutov*. Bratislava, Liečreh Gúth.
- Hainer, V. et al. (2007). *Obezita*. Praha: Galén.
- Haladová, E. & Nechvátalová, L. (2003). *Vyšetrovací metody hybného systému*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů, 137 s.
- Haladová, E. & L. Nechvátalová, (1997). *Vyšetrovací metody hybného systému*. Brno: IDVZP, 137 s.
- Halmová, N. (2013) . *Výskyt, prevencia obezity a možnosti jej odstránenia u detí a dospelých*. Nitra: UKF, 68 s.
- Hamade, J. H., Janechová, J. & Nováková, (2003). Projekt „Prevencia chybného držania tela u školských detí“ [online]. Bratislava: Úrad verejného zdravotníctva SR; [cit. 7. ledna 2015]. Dostupné z: http://www.szu.sk/ine/verejnezdravotnictvo/drzanie_tela2.htm.
- Han, J. et al. (2016). Effects of forward head posture on forced vital capacity and respiratory muscles activity. In *Journal of Physical Therapy Science*, 28(1), 128 – 131.
- Hansraj, K. (2014). Assessment of stressed in the cervical spine caused by posture and the position of the head. In *Surgery Technology*. 25, 277-9.
- Havranová, M. (2003). Telesný rozvoj a pohybová výkonnosť študentiek Právnickej fakulty UK v Bratislave. In: *Telesná výchova, šport, výskum na univerzitách*. Bratislava: Slovenská technická univerzita, s. 75-78.
- Hides, J.A., Richardson, C.A. & Jull, G.A. (1996). Multifidus muscle recovery is not automatic after resolution of acute, first-episode low back pain. In *Spine*. 21:2763Y2769.
- Hnízdil, J., Šavlík, J., & Chválová, O. (2005). *Vadné držení těla dětí*. Praha: Triton.
- Hodges, P.W. (2003). Core stability exercise in chronic low back pain. *Orthop. Clin. North Am.* 34:245Y254.
- Hošková, B. & Matoušková, M. (2003). *Kapitoly z didaktiky zdravotní tělesné výchovy pro studující FTVS UK*. Dotisk 1. vyd. Praha: Karolinum.,

- Hrčka, J. (2009). *Držanie tela a jeho ovplyvnenie*. Trnava: Univerzita sv. Cyrila a Metoda v Trnave.
- Hromádková, J. et al. (1999). *Fyzioterapie*. Vyd. 1. — Jinočany : H&H, 1999 — 428 s.
- Jacobs, J.L., et al. (2007). Identification of functional, endogenous programmed -1 ribosomal frameshift signals in the genome of *Saccharomyces cerevisiae*. *Nucleic Acids Res* 35(1):165-74
- Janda, V., & Gilbertová, S. (1982). Sedavá zaměstnání a bolesti v zádech. In: *Moderní řízení* 17(2), s.75-78.
- Janda, V., 1996. *Funkční svalový test*. Praha: Grada Publishing, 325 s.
- Kanásová, J. (2005). *Funkčné svalové poruchy u atlétov, tenistov, plavcov, hokejistov, volejbalistiek a moderných gymnastiek OŠG v Nitre*. In: ATLETIKA 2005: elektronický sborník mezinárodní konference 24. - 25. 11. 2005. Praha : UK.
- Kanásová, J. (2006) . *Držanie tela u 10 až 12 ročných žiakov a jeho ovplyvnenie v rámci školskej telesnej výchovy*. 1.vyd. Bratislava: Peter Mačura – PEEM. 70 s.
- Kanásová, J. (2015). *Vývinové zmeny funkčných porúch pohybového systému 11 až 15 - ročných žiakov a možnosti ich ovplyvnenia*. Prvé vydanie. Nitra : UKF, 2015. 149 s.
- Kašćáková, D. (2006). Prevencia nesprávneho držania tela u žiakov mladšieho školského veku. *Škola a zdraví 21*. 2. Konferencie, Brno [online]. Brno: Paido; 2007 [cit. 7. ledna 2015]. Dostupné http://www.ped.muni.cz/z21/2006/konference_2006/sbornik_2006/df/060.pdf
- Keslová, L. (2016). Výskyt vadného držení těla u předškolních dětí. Bakalářská práce. Plzeň: Západočeská univerzita v Plzni, Fakulta pedagogická katedra tělesné a sportovní výchovy.
- Kibler, W.B., Press, J. & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Med.* 36:189Y198.
- Kociová, K. (2008) *Kineziológia a patokineziológia Posturálna stabilizácia a hlboký stabilizačný systém*. Prešov: PU v Prešove
- Klenková M & Kazimír, J. (2010). *Bolesti v krížoch a Pilates medical*. Bratislava: SLOVART.
- Kolář, P. (2002). Vadné držení těla z pohledu posturální ontogeneze. *Pediatr. praxi*, 3(3), 106-109.
- Kolář, P. (2007). Vertebrognenní obtíže a stabilizační funkce páteře – terapie. In *Rehabilitace a fyzikální lékařství*. Praha: Česká lékařská společnost. Ročník 14, 1/2007, s. 3 –17.
- Kolář, P., et al. (2009). Rehabilitace v klinické praxi. Praha : Galén, 713 s.
- Kolber, M., J. & Beekhuizen, K. (2007). Lumbar Stabilization: An Evidence-Based Approach for the Athlete With Low Back Pain. *Strength and Conditioning Journal*, 29(2), 26-3.
- Kopecký, M. (2004). Posture assessment i children in schol age froup (7-15) in the Olomouc region. In *Acta Universitatis Palackianae Olomucensis Gymnica*, 34 (2), 11-29.
- Korček, V. (2003). Telesný a funkčný profil edukantov Strojnickej fakulty STU v akademickom roku 2000/2001-2002/2003. In: *Telesná výchova, šport, výskum na univerzitách*. Bratislava: STU, s. 96-100.

- Kukačka, V. (2011). Analýza životního stylu studentů Jihočeské univerzity v Českých Budějovicích. Habilitačná práca. Bratislava: Univerzita Komenského v Bratislave, Fakulta telesnej výchovy a športu.
- Labudová, J. & Turzová, E. (1992). *Teória a didaktika zdravotnej telesnej výchovy*. Vybrané kapitoly. Bratislava: Univerzita Komenského.
- Lánik, V. (1990). *Kineziológia*, Osveta, š.p., Martin.
- Leeton, D., Tireland, M.L. & Willson, J.D. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. In *Med. Sci. Sports Exerc.* 36:926Y934.
- Lemos, A. T., et al. (2012). Lumbar hyperlordosis in children and adolescents at a private school in southern Brazil. In *Occurrence and associated factors Cadernos De Saúde Pública*, 28(4), 781–788.
- Lewit, K. (2003). *Manipulační léčba v myoskeletální medicíně*. Sdělovací technika, spol. s.r.o. (fifth edition). ISBN 80-86645-04-5.
- Liba, J. & Buková, A. (2012). *Pohyb a zdravie*. Košice: Ústav telesnej výchovy a športu. s. 145-146.
- Lichota, M., Plandowska, M., Mil, P. (2011). The shape of anterior-posterior curvatures of the spine in athletes practising selected sports. *Polish J Sport Tourism*, 18:112-121
- Martens, M.P., et al. (2012). The short-term efficacy of a brief motivational intervention designed to increase physical activity among college students. In *Journal of Physical Activity and Health*. 9(4), 525-532. ISSN 1543-3080.
- Masharawi, Y. et al. (2010). A morphological adaptation of the thoracic and lumbar vertebrae to lumbar hyperlordosis in young and adult females. In *Eur Spine*. 19, 768-73.
- Mc Gill, S. (2015). *Mechanika zad tajomstvo zdravé páteře, jež vám váš lékař zatajil*. Praha: Mladá fronta.
- Měkota, K., Kovář, R. (1995). *UNIFITTEST (6-60)*, 1.vyd., Olomouc: Universita Palackého, 104s. ISBN 80-7067-581-0.
- Modrák, M. (2010). Korekcia oslabení oporno-pohybovej sústavy v zdravotnej telesnej výchove aplikáciou plaveckej výučby [online]. Prešov: Metodicko-pedagogické centrum v Prešove. [cit. 14. septembra 2018]. Dostupné z: <http://www.dok.rwan.sk/Sport/Modrak%2C%20Michal%20%20Korekcia%20oslabeni%20opornopohybovej%20sustavy%20v%20zdravotnej%20TV%20aplikaciou%20plaveckej%20vyucby.pdf>
- Molnárová, M. (2009). Postúra- význam, diagnostika a poruchy. *Rehabilitácia*, Vol. 46, No. 4, s.195-205.
- Moravec, R. et al. (1996). *Eurofit telesný rozvoj a pohybová výkonnosť školskej populácie na Slovensku*. Bratislava: Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport.
- Moravec, Roman, et al. (2002). *Eurofit telesný rozvoj a pohybová výkonnosť školskej populácie na Slovensku*. 2. vyd. Bratislava: Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport.
- Morrell, J.S., S.B. Cook & CAREY, G.B. (2013). Cardiovascular fitness, activity, and metabolic syndrome among college men and women. *Metabolic Syndrome and Related Disorders*. 11(5), 370-376.

- Nadler S.F., Malanga, G.A., Bartoli, L.A., Feinberg, J.H., & Prybicien, M. (2002). Deprince M. Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. *Med Sci Sports Exerc. Jan*;34(1):9-16. PubMed PMID: 11782641.
- Nechvátalová, L. & Haladová, E. (2013). *Výšetřovací metody hybného systému*. Brno: Národní centrum ošetrovatelství a nelékařských zdravotnických oborů,
- Pedrycz, A., Tkacz, J., Budzyńska, B., & Kostecka, L. (2016). Physiotherapeutic evaluation of the spine in children attending sports classes of the Primary School in Mielec. *Arch Physiother Glob Res*; 20 (2): 27-34.
- Poór, O. & Zemková, E. (2018). The Effect of Training in the Preparatory and Competitive Periods on Trunk Rotational Power in Canoeists, Ice-Hockey Players, and Tennis Players. *Sports*, 6, 113 doi:10.3390/sports6040113www.mdpi.com/journal/sports.
- Preissová, P. & Vlasáková, D. (2009). Aktivace hlubokého stabilizačního systému pomocí balančních pomůcek (študijný materiál pre kurz).
- Přidalová, M. (1998). Somatodiagnostika dětí mladšího školního věku z Olomouce. Disertační práce. Olomouc: Pedagogická fakulta UP.
- Richardson, C., Jull, G., Hodges, P., & Hides, J. (1999). Traditional views of the function of the muscles of the local stabilizing system of the spine. *Therapeutic exercise for spinal segmental stabilization in low back pain*. Sydney: Churchill Livingstone; 21–40[chapter 3].
- Rychlíková, E. (2004). *Manuální medicína*. 3 vydanie. Praha: Jessenius Maxdorf, 530s.
- Ruivo, R., et al. (2016). The effects of training and detraining after an 8 month resistance and stretching training program on forward head and protracted shoulder postures in adolescents: Randomised controlled study. In *Manual Therapy*. 21, 76-82.
- Salminen, J. (1984). The adolescent back. In *Acta Paediatrica*. 73, 315 doi:10.1111/j.1651-2227.1984.tb10003.x
- Sigmund, E., & Sigmundová, D. (2011). Pohybová aktivita pro podporu zdraví dětí a mládeže. Olomouc: Univerzita Palackého.
- Somorovský, I. & Kyselovičova, O. (2017). *Diferencované pohybové programy: účinnosť na vybrané somatické, funkčné a biochemické charakteristiky vysokoškoláčok*. Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport, Bratislava, 112s.
- Stackeová, D. (2012). *Cvičení na bolavá záda*. Praha: Grada. Fitness, síla, kondice.
- Steffen, K., Myklebust, G., Olsen, O.E., Holme, I., & Bahr, R. (2008). Preventing injuries in female youth football--a cluster-randomized controlled trial. *Scand J Med Sci Sports, Oct*;18(5):605-14. doi: 10.1111/j.1600-0838.2007.00703.x. Epub Jan 14. PubMed PMID: 18208428.
- Šimonek, J. 2005. *Didaktika telesnej výchovy*. Nitra: UKF, Pedagogická fakulta. 112 s. ISBN 80-8050-873-9.
- Šulc, I., et al. (2004). Porovnanie telesného rozvoja a pohybovej výkonnosti študentov vysokých škôl v stredoeuropskom regióne systémom Eurofit. In *Telesná výchova & šport*. 14(1), 15-18.
- Tauchman, L. (2016). Zhodnocení držení těla žáků 3. a 4. třídy základní školy a možnosti jeho ovlivnění. Diplomová práce. Praha: Fakulta tělesné výchovy a sportu UK,

- Tibenská, M. & Medeková, H. (2013). Životný štýl, pohybová aktivita a zdravie študentiek farmaceutickej fakulty UK. In: *Od výskumu k praxi v športe 2013*. Bratislava: STU, s. 313-319.
- Tichý, M. (2000). *Funkční diagnostika pohybového aparátu*. Vyd. 2. Praha: Triton.
- Uetake T. et al. (1998). The vertebral curvature of sportsmen. In: *Sports. Sci.*:621-628.
- Varela-Mato, V., et al. (2012). Lifestyle and health among Spanish university students: differences by gender and academic discipline. *International Journal of Environmental Research and Public Health.*, **9**(8), 2728-2741. ISSN 1660-4601.
- Vařeka, I. (2002). Posturální stabilita (I. část) – Terminologie a biomechanické principy. In *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, **9** (4), 115-121.
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (1999). Ontogeneze lidské motoriky jako schopnosti řídit polohu těžiště. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, **3**.84–85.29.
- Vařeka, I. & Dvořák, R. (2001). Posturální model řetězení poruch funkce pohybového systému. *Rehabilitace a fyzikální lékařství*, **8** (1).33–37.
- Vařeka, I., Smékal, D., & Urban, J. (2001). Kineziologické poznámky ke klinice pánevního pletence, pánevního dna a řetězení poruch funkce pohybového systému. In *Rehabilitácia*, **34** (1), 39-44.
- Vařeková, R., & Vařeka, I. (2006). Držení těla ve vztahu k pohlaví, věku, tělesné konstituci a svalovým dysbalancím u dětí školního věku. In: *Rehabilitácia*. **43**(1), s.2-12.
- Véle, F. & Jandová, D. (1995). *Hodnocení pohybové soustavy*. Bratislava: Obzor. Véle, F. *Kineziologie posturálního systému*. 1. vyd. Praha: Karolinum.
- Véle, F. (2006). *Kineziologie*. Přehled klinické kineziologie a patokineziologie pro diagnostiku terapii poruch pohybové soustavy 2.vyd. Praha: Triton.
- Wodecki P., Guigui, P., Hanotel, M.C., Cardinne, L., & Deburge, A. (2002). Sagittal alignment of the spine: comparison between soccer players and subjects without sports activities. *Rev Chir orthop Reparatrice Appar Mot.* **4**:328-336.
- Wojtys, E. M. et al. (2000). The association between athletic training time and the sagittal curvature of the immature spine. In: *Am Journal Sports Medicine*. Jul-Aug; **28**(4), s.490-8.
- Yang, H., & Haldeman, S. (2018). Behavior-Related Factors Associated With Low Back Pain in the US Adult Population. In: *Spine*. **43**(1), s.28–34.
- Zanovitová, M., Zanovit, I., & Bendíková, E. (2011). Zdravie a stav oporno-pohybového systému u adolescentov. *Kontakt*, **13**(3), 356-66.
- Zapletalová, L., et al. (2011). *Sekulárny trend v ukazovateľoch telesného rozvoja a pohybovej výkonnosti 11- až 18- ročnej školskej populácie na Slovensku vedecká monografia z grantovej úlohy VEGA "Sekulárny trend v ukazovateľoch telesného rozvoja a pohybovej výkonnosti u 7- 18- ročnej školskej populácie na Slovensku" číslo projektu 1/0048/08*. Bratislava: Peter Mačura – PEEM.
- Zapletalová, L. (2002). *Ontogenéza motorickej výkonnosti 7-18 ročných chlapcov a dievčat Slovenskej republiky*. Bratislava: Slovenská vedecká spoločnosť pre telesnú výchovu a šport, 2002.
- Zemková, E., Poór, O., & Pecho, J. (2019). Peak Rate of Force Development and Isometric Maximum Strength of Back Muscles Are Associated With Power Performance During

- Load-Lifting Tasks. *American journal of men's health*, 13(1), 1557988319828622.
<https://doi.org/10.1177/1557988319828622>
- Zemková, Erika & Poór, Oliver & Jelen, Michal. (2018). Between-side differences in trunk rotational power in athletes trained in asymmetric sports. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 32. 1-9. 10.3233/BMR-181131.
- Zvonař, M., et. al. (2011). *Antropomotorika pro magisterský program tělesná výchova a sport*. 1.vydání. Brno: muni PRESS, 231 s. ISBN 978-80-210-5380-9.