

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT

DIPLOMSKO DELO

ANA TRATNIK

Ljubljana, 2010

UNIVERZA V LJUBLJANI
FAKULTETA ZA ŠPORT
Športno treniranje
Kondicijsko treniranje

METODE ZA VREDNOTENJE NEPRAVILNOSTI TELESNE DRŽE

DIPLOMSKO DELO

MENTOR:

doc. dr. Nejc Šarabon, prof. šp. vzg., dipl. fiziot.

RECENZENT:

doc. dr. Mirjam Lasan, dr. med.

KONZULTANT:

doc. dr. Matej Supej, univ. dipl. fiz.

AVTORICA:

ANA TRATNIK

Ljubljana, 2010

ZAHVALA

Mentorju dr. Nejcu Šarabonu hvala za nesebično pomoč in nasvete pri nastajanju diplomskega dela.

Recenzentki in konzultantu hvala za pregled diplomskega dela.

Mojim domačim hvala za podporo v vseh letih šolanja.

Vsem prijateljem hvala za tisoče lepih trenutkov, ki smo jih preživeli skupaj.

Ključne besede: telesna drža, testiranje, vrednotenje, funkcionalne nepravilnosti drže, merske značilnosti

METODE ZA VREDNOTENJE NEPRAVILNOST TELESNE DRŽE

Ana Tratnik

IZVLEČEK:

Namen diplomske naloge je predstaviti dejavnike, ki vplivajo na človekovo držo, njene osnovne nepravilnosti ter metode za spremljanje in vrednotenje drže. Kratkemu uvodu sledi pregled biomehanskega, anatomskega in fiziološkega ozadja drže. Naloga se nadaljuje s predstavitvijo fiziološke drže in nepravilnosti drže po delih telesa. Osrednji del sestavlja pregled metod za vrednotenje telesne drže, ki se uporabljajo v klinične namene ter v športu. Predstavljene so metode opazovanja ter metode ocenjevanja drže z uporabo pripomočkov, ki kvantificirajo ocene drže. Sledijo rentgenološke slikovne metode s katerimi vidimo v notranjost telesa, kar ponuja zelo natančne rezultate, vendar so zaradi sevanja invazivne in zato iščejo nove metode, ki bi jih nadomestile. To vlogo prevzemajo druge slikovne metode, na primer fotogrametrija, stereofotogrametrija, ISIS, rasterstereografija, Moiré fringe topografija, laserski skenerji ter video sistemi. Predvsem za spremljanje razmerij med segmenti telesa ter gibanja, postajajo vedno bolj pomembni tudi elektronski senzorji. Pri vsaki od metod je opisana njena uporabna vrednost ter predlogi za področje njene uporabe, na koncu pa je predstavljena primerjava metod po skupinah.

Key words: body posture, testing, evaluation, functional posture irregularities, measurement characteristics

BODY POSTURE IRREGULARITIES EVALUATION METHODS

Ana Tratnik

ABSTRACT:

The purpose of diploma paper is to present the factors effecting human posture, the basic irregularities of posture and the methods for changing and evaluating the posture. A short introduction is followed by an overview of biomechanical, anatomical and physiological background of posture. The paper continues with presentation of physiological posture and posture irregularities by body parts. The main part overviews methods of valuating body posture, which are used for clinical purposes and in sports. Presented are the methods of observation and also methods of assessing the posture, using the tools that quantify the estimate of it. Following with rentgenological visual methods, which allow us to see the inside of the body. They assure highly accurate results, but the radiation makes them too invasive, so there is a search for methods to replace them. That role is being filled in by other visual methods like photogrammetry, stereogrammetry, ISIS, raster stereography, Moiré fringe topography, laser scanners and video systems. Also, electronic sensors are becoming increasingly important, mainly for monitoring body segment ratio and motion. With every method there is a description of its applicable value and suggestions for areas of their use. And finally there is presented the comparison of methods by groups.

KAZALO

1. UVOD.....	7
2. METODE DELA.....	9
3. RAZPRAVA	10
3.1. BIOMEHANSKO IN ANATOMSKO OZADJE ČLOVEKOVE DRŽE.....	10
3.1.1. FIZIKALNI MODEL ČLOVEKA	10
3.1.2. PASIVNI SISTEM.....	10
3.1.3. AKTIVNI SISTEM	14
3.2. FIZIOLOŠKA DRŽA IN NEPRAVILNOSTI PO DELIH TELESA	20
3.2.1. NAJPOGOSTEJŠE OBLIKE NEFIZIOLOŠKE DRŽE	23
3.3. PREGLED ORODIJ ZA OPAZOVANJE DRŽE	24
3.3.1. KLINIČNO VREDNOTENJE /OCENJEVANJE.....	24
3.3.2. RENDGENOLOŠKE SLIKOVNE METODE	29
3.3.3. DRUGE SLIKOVNE METODE.....	31
3.3.4. ELEKTRONSKI SENZORJI ZA ZAZNAVANJE POLOŽAJA TELESA.....	38
4. SKLEP	41
5. VIRI	43

1. UVOD

Sproščena drža telesa v mirovanju je skupek položajev vseh sklepov in delov telesa ter je individualno značilna. Pokončna stoječa drža celega telesa je osnova hoje in teka, zato je še bolj zanimiva za športno prakso. Ker nanjo vplivajo biomehanski, anatomske, fiziološki in psihofizični dejavniki, se telesna drža neprestano spreminja. Za normalno držo smatramo postavitev telesa, ko so mišice najmanj aktivne in nosilne strukture čim bolj zaščitene pred degenerativnimi spremembami in poškodbami (Šarabon, Košak, Fajon in Drakslar, 2005).

Telesno držo vzdržujejo kostno-mišični in živčni sistem, ki po načelu povratne zanke primerja dejansko in želeno stanje ter izvaja potrebne korekcije. Skozi daljše časovno obdobje se izoblikujejo specifični gibalni vzorci in tkiva se prilagodijo položaju telesa. Če pride do nenormalnosti v položaju in obliki hrbtenice, zgornjih in spodnjih okončin, ki izhajajo iz nezadostnega in nepravilnega delovanja mišic, kostni in živčni sistem pa nista okvarjena, govorimo o **funkcionalnih motnjah**. Funkcionalna motnja, ki traja dlje, lahko preide v **deformacijo**, strukturno spremembo kostnega in živčno-mišičnega sistema. Če funkcionalno motnjo dovolj zgodaj prepoznamo, lahko z vadbo preprečimo nastanek strukturne deformacije, ki se je ne da več popraviti. Zaradi različnih obremenitev in pasivnih položajev, ki smo jim v življenju izpostavljeni in vplivajo na telesno držo, je pomembno, da jo redno spremljamo.

Začeti moramo že v **otročtvu**, pri čemer se moramo zavedati, da se drža z rastjo in razvojem človeka spreminja. V predšolskem in šolskem obdobju, ko otrok raste in se razvija, najbolj intenzivno poteka gibalno učenje. Tudi drža se vgradi v otrokove gibalne programe, ki jih je pozneje zelo težko spreminjati. Funkcionalna motnja, ki se pojavi pri otroku, lahko zaradi intenzivne rasti in razvoja hitro preide v strukturno deformacijo. Pomembnost spremljanja drže v tem obdobju potrjujejo podatki iz leta 2002, ki kažejo, da je imelo v osnovni šoli 17,3% in v srednji šoli že 18,8% otrok slabo držo; od tega 2% v osnovni in 3% v srednji izražene deformacije (Moravec Berger in sod., 2002 v Zurc, 2006). V Sloveniji je za redno spremljanje drže poskrbljeno prek sistematskih pregledov. Zdravniki držo opazujejo, vendar podatkov ne posredujejo športnim pedagogom, ki imajo vsakdanji stik z otroki in bi morali vadbo

individualizirati tudi glede na njihovo držo, posej, če je ta nepravilna. Z dodatnim izobraževanjem, ki bi pripomoglo k natančnosti in objektivnosti rezultatov, bi športni pedagogi lahko držo spremljali sami, kar bi rešilo omenjeni problem. Tudi v **športnih klubih** se srečujemo z otroki in mladostniki. Tu je redno spremljanje telesne drže še bolj pomembno, saj so športniki pogosto izpostavljeni asimetričnim obremenitvam, ki jih zahteva športna panoga. Te vodijo v mišično neravnovesje ali celo v deformacije. Za spremljanje drže in preprečevanje deformacij, bi morali poskrbeti fizioterapevti, kondicijski trenerji ter trenerji športnih panog. **Fizioterapevti in ortopedi** navadno spremljajo držo tistih, ki imajo vsaj že nakazane deformacije ali bolečine, ki so posledice nepravilne drže. Osebni trenerji in vaditelji skupinskih vadb pa vodijo tako ljudi z dobro držo, kot tudi tiste z že nakazanimi deformacijami. Njihova naloga je le grobo oceniti držo in sestaviti ustrezen program vadbe. Fizioterapevti in ortopedi pa morajo natančneje definirati izražene deformacije, postaviti diagnozo in predvideti zdravljenje. Ker imajo različni strokovnjaki različne cilje, je logično, da za analizo drže uporabljajo različne metode.

Za ocenjevanje drže potrebujemo ustrezno merilno metodo. Na njeno izbiro vpliva mnogo dejavnikov; od naših potreb, do denarja in znanja. V praksi se največ uporablja opazovanje, ki je subjektivno, nenatančno in neponovljivo. Objektivnejše rezultate dobimo z uporabo pripomočkov, slikovnih metod ali elektronskih senzorjev. Ti so dražji, nekateri invazivni in tako manj dostopni.

Namen moje diplomske naloge je predstaviti biomehanske, anatomske in fiziološke dejavnike človekove drže, njene osnovne nepravilnosti ter metode za njeno spremljanje in vrednotenje.

Cilj naloge je predstaviti dejavnike, ki vplivajo na držo ter narediti pregled metod merjenja človekove drže.

2. METODE DE LA

Pregled literature iz področja človekove drže ter iz področja metod njenega vrednotenja. Osnovne značilnosti drže so bile povzete iz monografskih del. Pregled metod analize drže je zajemal predvsem literaturo, pridobljeno z medmrežja in strokovnih revij.

3. RAZPRAVA

3.1. BIOMEHANSKO IN ANATOMSKO OZADJE ČLOVEKOVE DRŽE

3.1.1. FIZIKALNI MODEL ČLOVEKA

Težišče telesa se nahaja pred drugim križničnim vretencem in je individualno značilno. Težiščnica poteka v frontalni ravnini po sredini telesa, v sagitalni pa skozi sredino ramenskega in kolčnega sklepa in pada na podporno ploskev, običajno pred osjo gležnja v predelu os naviculare (Snijders, 1991 v Nordin in Frankel, 2001). Velikost podporne ploskve je odvisna od položaja stopal in pomembna za stabilnost telesa (Krajnik, 2003). Pri idealnem poteku težiščnice je potreben minimalen napor in poraba energije za vzdrževanje vertikalnega položaja, ki ga imenujemo amuskularna stoja. Tega skuša človek z živčno-mišičnim nadzorom ves čas ohranjati, kar mu otežuje majhna podporna ploskev, relativno visoko težišče telesa ter dejstvo, da sta dve tretjini telesne mase od podlage oddaljeni za več kot dve tretjini telesne višine (Rugelj, 2006).

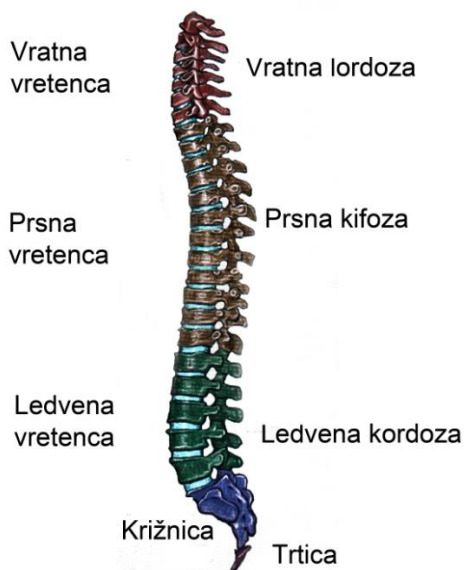
Stabilnost drže lahko opišemo s tremi podsistemi: pasivnimi strukturami (kosti in ligamenti), aktivnimi strukturami (mišicami) ter živčnim nadzorom (Kisner & Colby, 2007).

3.1.2. PASIVNI SISTEM

Spodnje besedilo je pregled funkcionalne anatomije hrbtenice, povzet po Hlebš (2001). Pasivni sistem sestavljajo kosti in sklepi, pri čemer je najbolj pomembna hrbtenica in ima vlogo stabilizacije v končnih obsegih giba (Fritz, Erhard in Hagen, 1998).

Hrbtenica je centralna struktura, ki poteka od baze lobanje do medenice in omogoča telesu pokončen položaj. Sestavlja jo 33–34 vretenc, od tega 7 vratnih, 12 prsnih, 5 ledvenih, 5 križničnih in 4–5 trtičnih. Štiriindvajset vretenc je gibljivih, trtična in križnična vretenca pa so zraščena v trtico in križnico. Celotna hrbtenica tvori obliko dvojnega »S«. Sestavljata jo

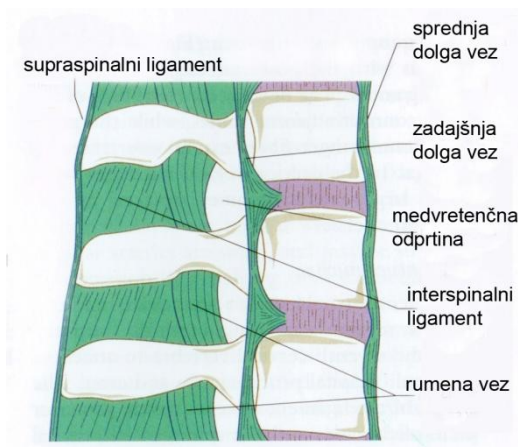
vratna in ledvena lordoza (usmerjenost naprej) ter prsna in križnično-trtična kifoza (usmerjenost nazaj).



Slika 1. Hrbtenica (Prirejeno po Hrbtenica, 2010).

Osnovni funkcionalni element hrbtenice sta dve sosednji vretenci in vmesna medvretenčna ploščica. Slednjih je 23 in so zgrajene iz (i) čvrstega jedra, ki deluje kot nosilec teže telesa in tlačnih sil, daje elastičnost hrbtenici, blaži sile ter razporeja pritisk po celi površini medvretenčne ploščice ter (ii) laminarnega oboda. Pri delovanju kompresijskih sil se ploščica tanjša, tekočina gre iz nje; ko obremenitev popusti, pa obnovi svojo prvotno debelino, saj se napolni s tekočino in hranilnimi snovmi. Ker v ledvenem delu prenašajo medvretenčne ploščice največjo silo, so tam najdebelejše, v vratnem, kjer je sila manjša, so tudi ploščice tanjše. Sklepe hrbtenice delimo v povezave med vretenci v pravih in nepravih sklepih, kjer so med seboj povezana telesa, loki, trnasti odrastki in sklepni odrastki ter povezave križnice in trtice. Vretenca med seboj povezujejo tudi vezi, ki tečejo vzdolž hrbtenice. Po sprednji strani poteka **sprednja dolga vez**, ki preprečuje prekomerno ekstenzijo hrbtenice, po zadnji pa **zadajšnja dolga vez**, ki omejuje fleksijo. **Rumene vezi** izpolnjujejo prostore med loki vretenc, zapirajo medvretenčni prostor in na sprednji strani sklepa med sklepnimi odrastki krepijo sklepno ovojnico. Delujejo kot pasivni ekstenzorji hrbtenice in prenašajo silo teže telesa z medvretenčnih ploščic na sklepne odrastke vretenc. Trnasti odrastki so med seboj povezani z **interspinalnimi** in **supraspinalnimi vezmi**, ki se v vratnem delu nadaljuje kot **tilna vez** (lig.

nucleae) in pomaga zadrževati pokončen položaj glave. Obstranske odrastke povezujejo **intertransverzalne vezi**.



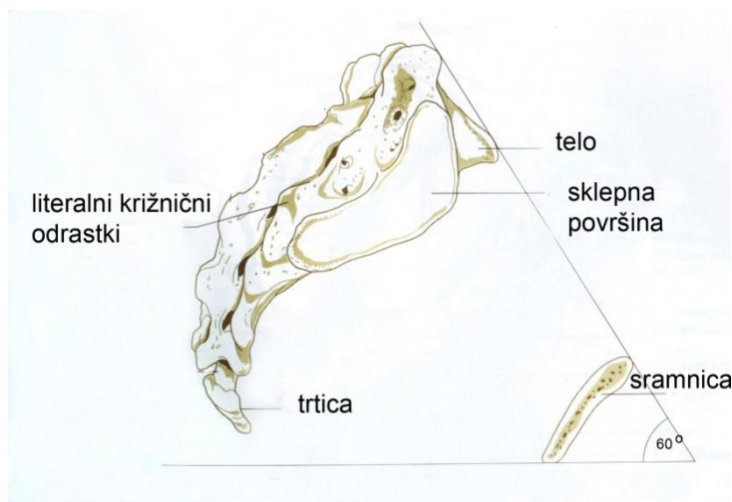
Slika 2. Obhrbtenični ligamenti (Prirejeno po Palastanga, Derek & Roger, 2006).

Hrbtenico pasivno podpirajo vezi in sklepi, aktivno pa mišice. Vretenca in medvretenčne ploščice nosijo težo glave, zgornjih udov in trupa, nato se teža prenese prek medenice na spodnje ude. Sili teže se upirajo rumene vezi in medvretenčne ploščice, katerih jedro s stalno silo razmika telesa vretenc. S starostjo rumene vezi popuščajo, zmanjša se tudi debelina medvretenčne ploščice. To povzroči krajšanje hrbtenice in njeno upogibanje naprej.

Različni deli hrbtenice se med seboj razlikujejo po zgradbi in gibljivosti. Taka oblika vratnih vretenc omogoča gibanje v vse smeri. V prsnem delu sta omejeni fleksija in ekstanzija. Gibljivost v tem delu dodatno omejujejo še rebra, s katerimi se hrbtenica povezuje v kostovertebralnih sklepih. Telo petega ledvenega vretenca je klinaste oblike in z bazo križnice ter diskom nad njo tvori promotorij (kot, ki se kaže kot štrlina in je razvojna posledica pokončnega položaja človeka). Ukrivljenost hrbtenice v ledveno-križničnem prehodu je najbolj opazna v stoječem položaju. Sklep med L5 in križnico je v tem položaju najbolj izpostavljen velikim anteriornim strižnim silam, katerih delovanje nekoliko omejuje skoraj frontalna lega sklepa med L5 in S1. Sklep krepijo iliolumbalne vezi, ki potekajo iz L4 in L5 do kolčnice ter sakrolumbalne vezi. Zaradi njih so omejene lateralna fleksija, fleksija, ekstanzija in rotacije. V predelu križnice in trtice hrbtenica prehaja v medenico. Med njima je tanka hrustančno vezivna ploščica, ki se z leti stanjša, zato sklep prištevamo med nepravne sklepe (sinostoze). Poleg njiju spadata med kosti medeničnega obroča še obe kolčnici.

Križnica, vstavljena med kolčnici, deluje kot vzvod, ki prenaša težo enakomerno na oba spodnja uda. V sklepu so možna anteroposteriorna gibanja. Medenica se nagne posteriorno, ko se baza križnice nagne naprej, njen vrh pa nazaj in navzgor ter anteriorno, ko se baza križnice nagne nazaj, njen vrh pa naprej in navzdol.

Medenica je temelj, na katerem stoji hrbtenica, in povezuje trup s spodnjimi udi. V telesu leži poševno, nagnjena je proti horizontali (stoje, 60°). Njen naklon predstavlja kot, ki ga oklepa črta skozi brdo in vrh sramnične zrasti z njeno projekcijo na horizontalno ravnino. Medenica in hrbtenica sta trdno spojeni, zato vsako gibanje medenice vpliva na spremembo položaja hrbtenične krivine in posledično na držo telesa. Hkrati medenica sledi vsem gibom v kolčnem sklepu, pri čemer se njen naklon povečuje ali zmanjšuje.



Slika 3. Položaj medenice v anatomske legi – lateralni pogled (Prirejeno po Palastanga in sod. 2006).

Hrbtenica ima s svojo zgradbo in fiziološkimi krivinami ključno vlogo pri postavitvi človekovega telesa v vertikalni položaj. Omogoča različna gibanja, je amortizer pospeškov in pojemkov ter sil in ima vlogo zaščite telesnih votlin ter hrbtenjačnega kanala (Kramberger, Kramberger, Vogrin in Kuhta, 2009).

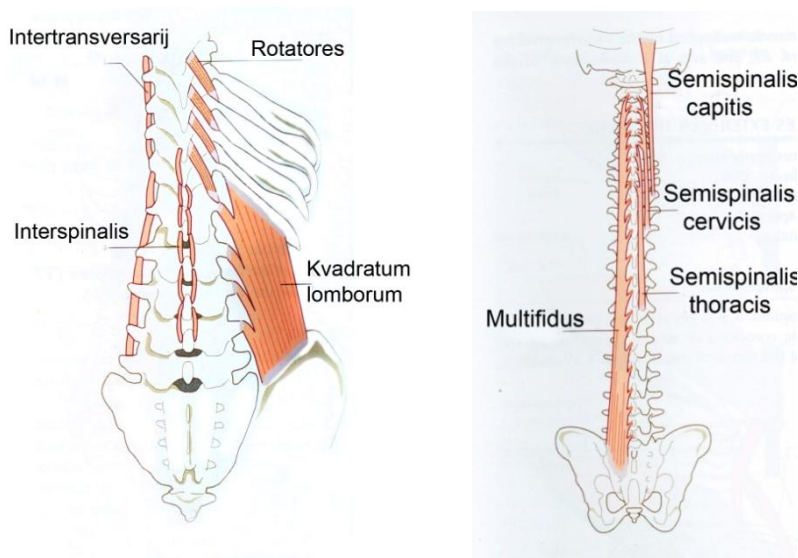
3.1.3. AKTIVNI SISTEM

Spodnje besedilo je pregled vloge mišično-živčnega sistema, ki je pomemben za vzdrževanje pokončne drže. Imena mišic so zaradi lažjega razumevanja besedila pisana v latinščini.

Mišice vežejo hrbtenico in medenični obroč, kot močne zategnjene elastične vrvi in s svojim usklajenim delovanjem zagotavljajo pravilen in stabilen položaj pri različnih gibih in držah telesa. Delimo jih na (i) **fazične**, v katerih se skrči veliko mišičnih vlaken naenkrat in tako razvijejo veliko silo, ki pa je niso sposobne vzdrževati dlje časa in (ii) **tonične**, ki so sposobne dlje časa vzdrževati kontrakcijo nižje jakosti, saj se manjše število mišičnih vlaken asinhrono kontrahira (Herman in sod., 2006). Med mišičnima skupinama obstajajo povezave, saj (i) tonične mišice težijo k skrajšavam, (ii) lahko inhibirajo svoje fazične partnerje (antagoniste) prek mehanizmov recipročne inhibicije ali (iii) zaradi premalo raznolike rabe vodijo v šibkost fazičnih mišic, kar se odraža v slabi drži, izgubi stabilnosti in naraščanju števila sklepnih poškodb (Janda, 1980 v Nordin in Frankel, 2001).

Za pokončno stoji skrbijo predvsem tonične, posturalne mišice. Soleus in gastrocnemius oziroma tibialis anterior so aktivni glede na to, ali pada težiščnica pred telo ali za telo. Gluteus medius in tenzor fascia latae preprečujeta lateralno gibanje medenice, iliopsoas, hiperekstenzijo kolkov, hrbtne mišice pa izravnavajo hrbtenico in glavo ter z ekscentrično kontrakcijo nadzirajo fleksijo trupa in glave v pokončnem položaju. Med posturalne mišice spadajo tudi povrhnje in globoke mišice trupa, ki so pomembni stabilizatorji hrbtenice ter medenice. Globoke mišice se vežejo na vsako vretence in ga podpirajo. Vežejo tudi hrbtenico in medenični obroč in tako zagotavljajo stabilen položaj hrbtenice pri različnih gibih in držah telesa. V to skupino prištevamo transversus abdominis, quadratus lumborum (globok del), povrhnji sloj mišic hrbta: splenius capitis in cervicis, erector spinae, spinalis (thoracis, cervicis, capitis), transversospinalis, ki se deli na: semispinalis thoracis, cervicis, capitis (povrhnji sloj), multifidi (srednji sloj) in rotatores (najgloblje) ter globoki sloj: interspinalis (cervicis, thoracis, lumborum), intertransverzarii, coccygei, rectus capitis anterior in lateralis ter longus colli. Povrhnje mišice so sekundarne mišice hrbta, ki potekajo čez več vretenc in ne morejo stabilizirati samostojnih delov hrbtenice, ker nimajo direktne povezave z posameznim vretencem. Če so posamezni deli nestabilni, lahko pritisk, ki ga povzročajo

povrhnje mišice, vodi v poškodbe notranjih struktur in posledično v boleče situacije. Mednje spadajo: rectus abdominis, obliquus internus abdominis, obliquus externus abdominis, quadratus lumborum (povrhni del), erector spinae, iliopsoas, trapezius, latissimus dorsi, rhomboideus, levator scapulae, sternocleidomastoid, scalene (Kisner in Colby, 2007).

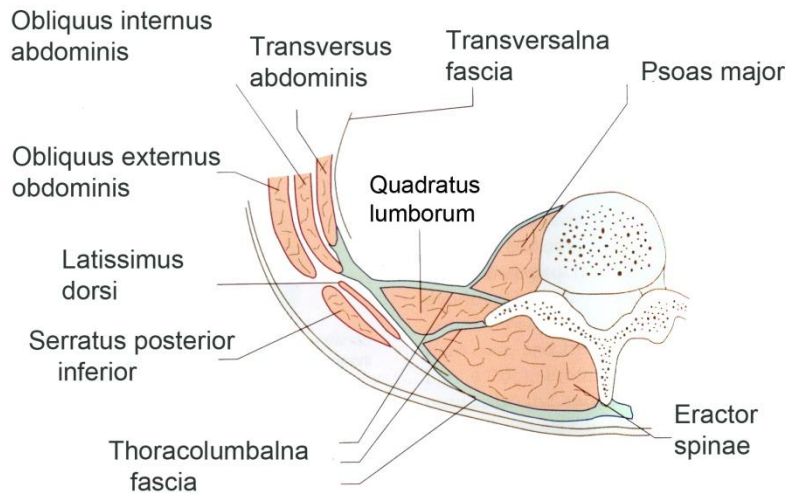


Slika 4. Globoke mišice trupa (obe sliki) (Prirejeno po Palastanga in sod. 2006).

Posturalne mišice za zagotavljanje stabilnosti v vsakdanjih situacijah uporabljajo samo 10% svoje maksimalne kontrakcije, zato so sestavljene predvsem iz mišičnih vlaken tipa I. Zaradi neaktivnosti se lahko sestava mišic spremeni, kar je lahko razlog za zmanjšano zmogljivost mišic pri ljudeh z bolečino v križu (Kisner in Colby, 2007).

Za stabilizacijo trupa sta najbolj pomembna transverzus abdominis in multifidus. Transverzus abdominis med trebušnimi mišicami leži najgloblje in se aktivira ne glede na smer gibanja trupa ter pri izometrični fleksiji ali ekstenziji (Carpenter, Tokuno, Thorstensson in Cresswell, 2008). Ima povezavo s perinejem in mišicami medeničnega dna ter se aktivira ob motnjah drže, zaradi hitrih gibov z ekstremitetami. Pri tem ji pomagajo globoka vlakna mišice multifidus, ki poleg tega uravnavajo gibanje hrbteničnih delov, povečujejo togost hrbtenice in s kontrakcijo vplivajo na napetost fascij, kar prispeva k njihovi stabilizacijski funkciji. Na zelo pomembno vlogo multifidusa kaže tudi podatek, da je pri pacientih z bolečino v križu mišica hitro atrofirana. Mišice erector spinae, multifidus in quadratus lumborum pokriva

thoracolumbalna fascija, ki jim ob kontrakciji daje oporo ter tako prispeva k njihovi stabilizacijski funkciji (Kisner in Colby, 2007).



Slika 5. Prečni prerez trupa v višini zgornjih ledvenih vretenc (Prirejeno po Palastanga in sod., 2006).

Kontrakcija mišic transerzus abdominis, obliquus internus abdominis in obliquus externus abdominis poteka sinhrono in povečuje znotrajtrebušni tlak. Ta zmanjša kompresijske sile na hrbtenico. Poveča se tudi učinek stabilizacije, ker povečuje napetost abdominalne muskulature in thoracolumbalne fascie (Kisner in Colby, 2007).

Za držo so pomembne tudi miofascialne zanke, ki zagotavljajo napetost mišic ali preko znotrajfascialnih mehanoreceptorjev vplivajo na napetost fascij in posredno na držo celega telesa. V miofascialne zanke so preko fascij vzdolžno povezane tudi mišice, ki so medsebojno odvisne in se obnašajo, kot bi bile ena mišica. Tako lahko težave s funkcijo proksimalnih mišic povzročijo probleme z distalnimi (Cuccia in Caradonna, 2009).

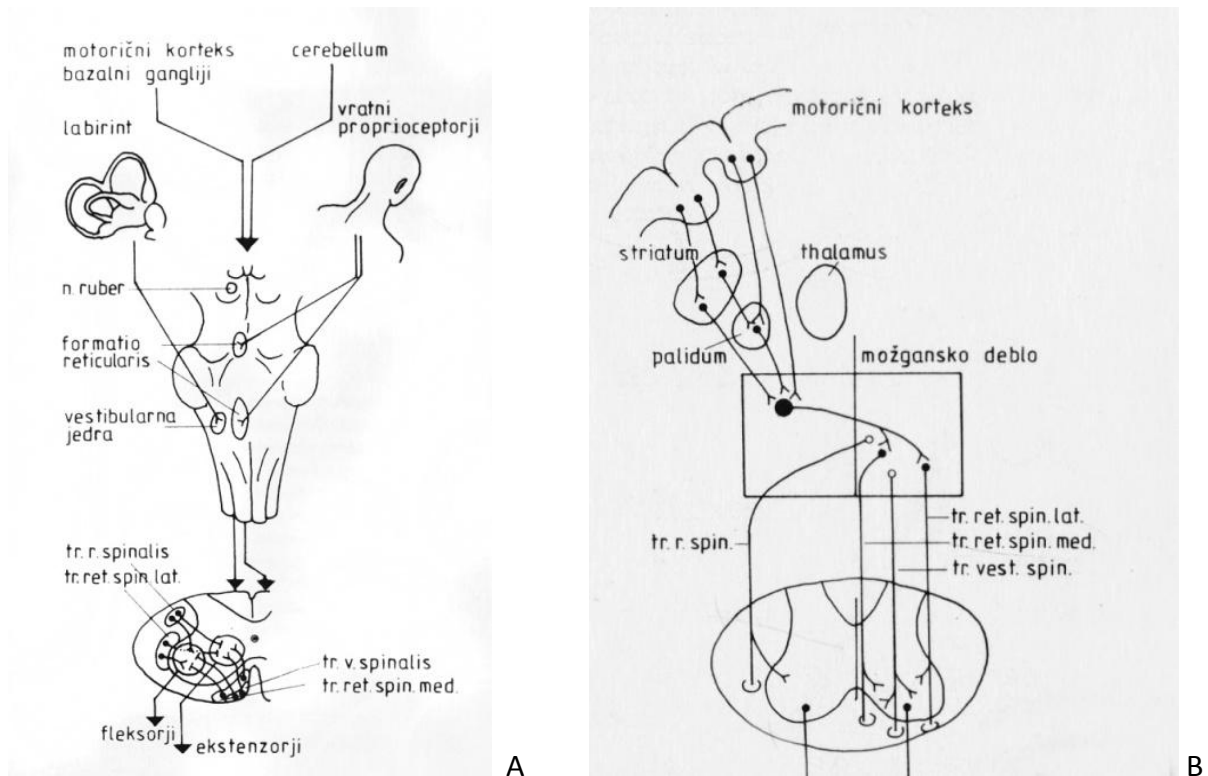
Mišice se prilagajo obremenitvam, ki so jim izpostavljene. Prisiljene držje, premajhna aktivnost, asimetrične obremenitve in pretirano enostransko usmerjena vadba tako vodijo v porušeno ravnovesje sinergističnih oziroma antagonističnih mišičnih skupin. To lahko

povzroči nepravilnosti v legi sklepa ter postopoma lahko vodi do bolečin in funkcionalnih motenj ali deformacij. Da bi se izognili težavam, ki so posledice slabe drže, je nujno, da jo redno spremljamo. Posebno je to pomembno pri otrocih, ki na podlagi gibalnih izkušenj intenzivno gradijo motorične sheme za celo življenje, in ker še rastejo, se funkcionalne motnje še prej spremenijo v strukturne spremembe. Pri športnikih so po navadi problemi z držo posledica enostransko usmerjene vadbe. Za športnike v asimetričnih športih (metalci kopja, tenisači, rokometaši, ...) je značilna enostransko usmerjena krivina hrbtenice, pri športnikih, katerih panoge zahtevajo močno določeno mišično skupino, pa pride do zakrčenosti in skrajšav teh mišic. Tako so športniki v borilnih športih in veslanju nagnjeni k zakrčenosti upogibalk kolka, ki vodi v anteriorni nagib medenice in posledično v lordotično držo, plezalci k okroglemu hrbtu in protahiranim ramenom, ... Poleg strukture športne panoge k temu pripomore še enostranski trening moči ter zanemarjanje razteznih vaj (Šarabon in sod., 2005).

Drugi del živčno-mišičnega sistema predstavlja **živčno nadzorni sistem**, ki aktivira spinalno muskulaturo, kar omogoča zaščito telesnih delov (na primer hrbtenice). Poleg tega zagotovi pokončno mirno držo pod vplivom gravitacije, vnaprej prilagodi držo ter se prilagaja spremembam okolice in funkcijskim nalogam (Rugelj, 2006).

Živčni nadzor drže sestavlja percepcija (integracija senzoričnih informacij, ki pomagajo določiti položaj in gibanje telesa v prostoru, kar je osnova za tvorbo telesnih shem in prepoznavanje napak pri gibanju) in akcija (sposobnost upravljati s silami in nadzirati položaj telesa) (Shumway - Cook in Woollacott, 2007). Senzorične informacije prihajajo v centralno živčni sistem (CŽS) iz vidnega, vestibularnega ter somatosenzornega (propreceptivni, podkožni in sklepni receptorji) sistema. Vidni sistem je pomemben za prilagajanje različnim razmeram v okolju (odprte kontrolne zanke). Vestibularni daje telesu informacije o položaju in gibanju glave, linearnih pospeških, naklonu telesa v prostoru in kotnih pospeških ter omogoča antigravitacijski tonus, ki je pomemben med stojo in hojo. Sodeluje tudi pri stabilizaciji glave, kompenzaciji telesnega nihanja ter organizaciji ravnotežnih reakcij. Vloga somatosenzornega sistema pa je pridobivanje informacij o položaju telesa glede na podporno ploskev in o razmerju telesnih delov enega nasproti drugemu. Sistemi se

medsebojno dopolnjujejo in kompenzirajo primanjkljaj informacij (Rugelj, 2006). Iz receptorjev se impulzi širijo po spinotalamičnih progah v korteks in po spinocerebelarnih v cerebellum, vzdrževanje in enostavne korekcije pa se izvajajo že na spinalni ravni (Sušnik, 1987). Pri pričakovanih motnjah človek regulira držo z mehanizmom gibanja z odprto zanko, pri nepričakovanih z zaprto. Nameravano gibanje povzroči najprej motnjo ravnotežja, ker povzroči vnaprejšnjo prilagoditev drže, tako da si ustvari notranjo predstavo motnje (naučeno). Reakcija se pojavi 60 ms pred načrtovanim premikom uda, njena hitrost je odvisna od jakosti in hitrosti giba (Rugelj, 2006). Enostavno uravnavanje drže poteka refleksno prek posturalnega refleksa. Ta omogoča tudi posturalni tonus, ki je glavni mehanizem, s katerim se telo upira gravitaciji in nadzira stabilnost pokončne drže (Schenkman in Butler, 1992; Davies, 1985 v Shumway - Cook in Woollacott, 2007). Če se trup nagne naprej, pride do pasivnega raztega mišic na dorzalni strani trupa (iztegovalke). Intrafuzalna vlakna mišičnih vreten se raztegnejo in pošljejo aferentni dražljaj po la senzoričnih vlaknih do hrbtenjače. Tam se senzorična vlakna preklopijo na α motonevrone, po katerih dražljaj steče do motoričnih ploščic iste mišice in jo aktivira. Tako se s kontrakcijo mišic vzravna trup. S takimi refleksnimi odgovori ne moremo upravljati v kompliciranih biokinetičnih verigah, kjer si pomagamo z integracijsko in koordinacijsko funkcijo cerebeluma. Položajne funkcije, kakršna je tudi drža, krmili ekstrapiramidni motorični sistem. Impulzi gredo iz motoričnega korteksa v subkortikalne motorične centre, deloma pa se v njih šele začnejo. Preko talamusa so v interakciji s cerebellumom. Od tod tečejo rubospinalna, vestibulospinalna, retikulospinalna lateralna ter retikulospinalna medialna proga, ki po izstopu iz CŽS vsebujejo pretežno vlakna gama motonevronov in se končujejo v mišičnih proprioceptorjih. Rubospinalna in lateralna retikulospinalna proga prenašata impulze, ki aktivirajo fleksorje in inhibirajo ekstenzorje, medialna retikulospinalna in vestibulospinalna pa obratno (Sušnik, 1987).



Slika 6. A) Živčni centri, proge in senzorji, ki urejajo položaj telesa v prostoru in medsebojni položaj delov telesa. B) Ekstrapiramidni motorični sistem (Prirejeno po Sušnik, 1987).

Drža je lahko tudi posledica psihosomatskega stanja osebnosti. Pri njenem vzdrževanju deluje telo proti težnosti z antigravitacijsko aktivnostjo. Za spremembe v anigravitacijski aktivnosti je odgovorna funkcionalna sprememba v centralnem živčevju, ki je lahko posledica običajne preutrujenosti ali veliko bolj kompleksnih motenj, ko sta spremenjena psihično oz. čustveno stanje. Ker je drža psihosomatski odraz osebnosti, vsaka očitnejša psihična sprememba vpliva na spremembo v drži (Herman, Antolič, Pavlovčič in Srakar, 2006).

3.2. FIZIOLOŠKA DRŽA IN NEPRAVILNOSTI PO DELIH TELESA

V spodnjem besedilu so opisane značilnosti fiziološke drže ter nepravilnosti drže po delih telesa. Posamezni deli telesa tvorijo držo celotnega telesa, ki mora biti stabilna. Zato so deli telesa medsebojno odvisni in so nepravilnosti v enem delu kompenzirane z drugim delom. Besedilo je povzeto po (Jakovljević, Kacin in Puh, 2003) ter po (Herman in sod., 2006).

V sagitalni ravnini težiščnica poteka anteriorno od zunanjšega gležnja, skozi vrh stopalnega loka, rahlo pred kolenom in čez trohanter major, skozi telesa ledvenih vretenc, središče ramenskega sklepa in ušesno odprtino. V frontalni ravnini pa poteka po sredini med notranjima gležnjema, enako oddaljena od obeh kolen, med glutealnima gubama, po poteku trnastih odrastkov, med lopaticama ter čez zatilno izboklino.

Gledano v sagitalni ravnini je v gležnju kot med golenjo in stopalom 90° . V fiziološkem položaju sta peti približno 8 cm narazen. Sprednji del stopala je zaradi poševno postavljene osi zgornjega skočnega sklepa od sagitalne ravnine odmaknjen $8-10^\circ$. Zaradi dorzalne fleksije v zgornjem skočnem sklepu ter everzije stopala se telo nagne naprej, kar povzroča rahlo fleksijo v kolenih in napete erektorje hrbtenice. Če je petnica v everziji, se lahko pojavijo ploska stopala, petnica zvrnjena v inverzijo pa vodi v poudarjene stopalne loke.

Fiziološko so kolena iztegnjena. V frontalni ravnini se kot odstopanji lahko pojavljata varus (noge so v o položaju) in valgus kolen (noge so v x položaju), (do $\pm 6^\circ$ sta fiziološka), ter v sagitalni hiperekstenzija kolen (težiščnica pada pred kolenskim sklepom).

Velikost ledvene krivine (konkavna posteriorno) je odvisna od naklona medenice, kota, ki ga oklepata črta, ki povezuje brdo in vrh sramnične zrasti z njeno projekcijo na horizontalno ravnino. Fiziološki naklon medenice je 60° . Prsna kifoza je konveksna posteriorno, njena velikost pa je odvisna od položaja ledvene hrbtenice in medenice ter neposredno vpliva na položaj ramen, glave in vratu. Nepravilnosti anteroposteriornih krivin hrbtenice delimo na (i) nenormalne anteroposteriorne krivine ter (ii) kompenzatorne nepravilnosti anteroposteriornih krivin. Med prve spada sprememba naklona medenice, na katerega v veliki meri vpliva mišičje okrog nje. Značilno je, da medenično križni sindrom (skrajšane upogibalke kolka in iztegovalke ledvene hrbtenice ter oslabele trebušne mišice in enosklepni

ekstenzorji kolka) povzroči povečan anteriorni nagib medenice in povečano ledveno lordozo (lumbosakralni kot je večji od 60°). Pri posteriornem nagibu medenice se pojavi izravnana ledvena lordoza in napetost ekstenzorjev kolka. Za povečano prsno kifoza (večja od 50°) so značilne skrajšane prsne mišice ter podaljšani prsni ekstenzorji. Lahko se pojavi tudi zaradi drugih vzrokov: klinastih deformacij sprednjih delov teles vretenc (zaradi metastatskih procesov in tuberkuloze), kompresijskih fraktur, senilne osteoporoze, alkalizirajočega spondilitisa in Scheuermannove bolezni. Če so spremenjene anteroposteriorne krivine hrbtenice samo prilagoditev telesa na anatomske spremembe, govorimo o kompenzatornih nepravilnostih anteroposteriornih krivin. Tak primer je izpah kolkov pri otrocih, ki povzroči povečan anteriorni nagib medenice in s tem povečano ledveno lordozo ter kompenzatorno povečano kifoza.

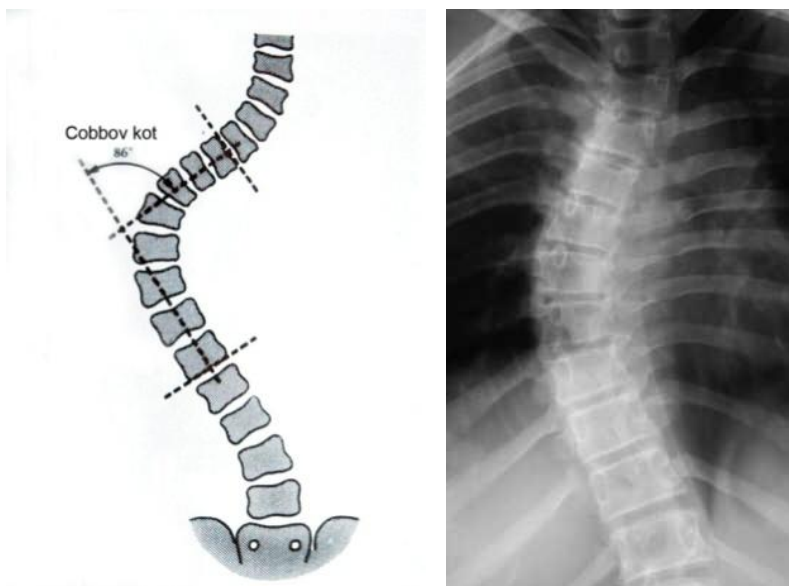
Položaj ramenskega sklepa je odvisen od položaja lopatic na prsnem košu. Lopatici ležita med Th₂ in Th₇. Medialna robova sta približno 5cm oddaljena od trnastih odrastkov vretenc. Za protrahirana ramena so značilne lopatice v abdukciji ter zunanji rotaciji, ki so pogosto v povezavi s povečano prsno kifoza. Pri izraziti dominantnosti ene roke pride do spuščenega ramena na dominantni strani, ali se zaradi skrajšanih elevatorjev lopatice pojavi dvignjena rama.

V vratnem delu je hrbtenica iz posteriorne strani konkavna (lordoza). Pri povečani prsni kifozi se pojavi povečana lordoza vratne hrbtenice, izravnava prsne kifoze pa povzroči izravnavo vratne lordoze. Glava je lahko nagnjena tudi lateralno ali zarotirana v eno stran.

Lateralnih krivin hrbtenice ne smemo zamenjevati s skoliozami, saj tu ni prisotnih nobenih sprememb v obliki vretenc, deformacij reber ali rotacij vretenc in jih je mogoče hote povsem popraviti. Krivina izgine pri stoji na eni nogi, pri predklonu in vselej, če so mišice iztegovalke trupa hkrati močnejše napete. Vzrok lateralnih krivin so lahko tudi različne dolžine spodnjih udov. Medenica se nagne v stran krajšega uda in v to stran je nagnjena tudi konveksna stran krivine. Do odklonov lahko pride tudi zaradi mišičnega krča pri različnih bolezenskih procesih, saj se tako bolnik brani pred bolečino.

Z imenom skolioza ponavadi poimenujemo ideopatsko skoliozo. Ta je najpogostejša deformacija hrbtenice, za katero so značilne rotacije vretenc okrog svoje osi, ki nastanejo iz

neznanega razloga. Zarotirano vretence v prsnem delu potegne za sabo rebra in povzroči deformacijo prsnega koša, ki je v prečni ravnini vidna kot grba. Lopatica je na konveksni strani dvignjena, zgornji ud nekoliko odstopa od bokov, na nasprotni strani se zgornji ud naslanja na bok. V ledvenem delu so skolioze klinično bistveno manj očitne in lahko že majhno izbočenje pomeni veliko skoliozo. Na rentgenski sliki merimo velikost skolioze z meritvijo po Cobbu. Ta, kljub temu da ne opisuje popolnoma 3D geometrije hrbtenice in s tem povezanih odklonov (rotacij vretenc, kifoze), še vedno velja za standardno klinično uporabno metodo. Pri določanju krivine najprej določimo zgornje in spodnje vretence, ki še pripadata tej ravnini. Nato potegnemo črti po zgornji ploskvi zgornjega in spodnji ploskvi spodnjega vretenca in pravokotnici na tej daljici. Ostri kot med tema dvema črtama imenujemo Cobbov kot (*Slika 7*). Tisti, s kotom večjim od 20° , so potrebni zdravljenja, osebe s kotom od 5° do 10° pa veljajo za rizično skupino (Pearsall, Reid in Hedden, 1992).



Slika 7. Cobbov kot (Herman, 2006; Cobb angle, 2010).

3.2.1. NAJPOGOSTEJŠE OBLIKE NEFIZIOLOŠKE DRŽE

Kljub temu da je drža individualno značilna, obstajajo razdelitve drž v par značilnih skupin, ki so opisane spodaj. Povzeto po (Jakovljević in sod., 2003).

Za **kifo-lordotično** držo so značilni gležnji v rahli plantarni fleksiji in kolena v hiperekstenziji. Kolki so v fleksiji in notranji rotaciji in medenica je nagnjena anteriorno ($> 30^\circ$). Lordoza je povečana v ledvenem delu in kifoza v prsnem delu, posledično je glava v anteriornem položaju. Lopatici sta v abdukciji.

Pri **nazaj nagnjeni** drži so gležnji v nevtralnem položaju, koleno v hiperekstenziji, kolk v retrofleksiji. Medenica je nagnjena posteriorno ($< 30^\circ$) in v celoti pomaknjena anteriorno, kar povzroča povečano ledveno lordozo. Prsna kifoza je enakomerno povečana in pomaknjena posteriorno, glava je pomaknjena anteriorno.

Gležnji so pri **vojaški drži** v rahli plantarni fleksiji, kolena v rahli hiperekstenziji, kolki v fleksiji. Medenica je nagnjena anteriorno ($> 30^\circ$) in ledvena lordoza je povečana. V prsnem delu je rahlo izravnana kifoza, v vratu lordoza. Glava je v fiziološkem položaju.

Osebe z držo s **ploskim hrbtom** imajo gležnje v rahli plantarni fleksiji in kolke v retrofleksiji. Ker je medenica nagnjena posteriorno ($< 30^\circ$), je ledvena lordoza izravnana. V spodnjem delu prsne hrbtenice je kifoza izravnana, v zgornjem povečana. Za vrat je značilna rahlo povečana lordoza, ki ji sledi pomik glave anteriorno.

Če je skolioza nagnjena s konveksno stranjo v levo, so značilnosti **skoliotične** drže lahko sledeče. Levo stopalo je v everziji, desno v inverziji. Desni kolčni sklep je v addukciji in rahli notranji rotaciji, levi v abdukciji. Za medenico je značilen spust na levi strani in lateralni premik na desni strani. Prsna in ledvena hrbtenica sta konveksno ukrivljeni v desno. Lopatici sta v addukciji, desna je v rahli depresiji. Glava je vzravnana, lahko rahlo nagnjena in obrnjena v desno.

3.3. PREGLED ORODIJ ZA OPAZOVANJE DRŽE

Da bi preprečili težave, ki so posledice nepravilne drže telesa, je pomembno, da jo redno spremljamo. Za spremljanje drže obstajajo različne metode. Vsaka ima svoje prednosti in slabosti, izbira ustrezne pa je odvisna od naših potreb, sposobnosti in zlasti možnosti. V spodnjem besedilu so predstavljene najpogosteje uporabljene metode, pripomočki za merjenje drže, njihova primerjava ter uporabna vrednost.

3.3.1. KLINIČNO VREDNOTENJE /OCENJEVANJE

V fizioterapevtski in športni praksi se za oceno drže največkrat uporablja **opazovanje** (inspekcija), ki je najcenejše, neinvazivno, enostavno. Izvajamo ga lahko kjerkoli, kadarkoli, vendar je nenatančno, subjektivno, njegova veljavnost je zelo odvisna od znanja in izkušenosti opazovalca. Držo stoje ocenjujemo od spodaj navzgor s štirih strani: anteriorno, posteriorno in lateralno iz obeh strani. Pri tem si pomagamo s težiščnico. Ocenjujemo velikost odstopanja referenčnih točk (deli telesa, katerih položaj glede na težiščnico opazujemo) od fiziološke drže. Pri oceni si pomagamo s tem, da točke označimo (pobarvamo), za določanje idealne težiščnice uporabimo svinčnico ali uporabimo merilne pripomočke (univerzalni kotomer, gravitacijski goniometer, inklinometer, ravnilo, centimeterski trak ...) (Jakovljević in sod., 2003). Metoda bi bila primerna za ocenjevanje drže šolskih otrok, saj je tu veliko merjencev, potrebujemo le grobo oceno stanja in nimamo na voljo posebnih sredstev za te namene. Vendar metoda ne omogoča zgodnjega odkrivanja asimetrije pri otrocih (Zurc, 2006). Poleg tega bi bilo potrebno dodatno izobraževanja profesorjev športne vzgoje na tem področju, da bi objektivizirali rezultate. Primerna je tudi za redno spremljanje drže v športnih klubih, saj je poceni in ne potrebujemo nobenih dodatnih pripomočkov. Večina klubov ima tudi fizioterapevta ali kondicijskega trenerja, ki imata od profesorja športne vzgoje praviloma nekoliko več znanja s področja drže. Zaradi boljše usposobljenosti preiskovalcev bi tako dobili bolj objektivne rezultate. V rekreaciji z opazovanjem pregledamo vadeče, preden jih vključimo v vadbo. Na podlagi rezultatov jih lahko razvrstimo v skupine glede na različno držo, da jim lažje prilagajamo vadbo. Še bolj

pomembno je določanje začetnega stanja pri individualni vadbi, saj na oceni temelji celoten program vadbe. Tu je uporabna predvsem zaradi cenovne ugodnosti in hitrosti ter zato, ker jo lahko izvajamo kjerkoli in kadarkoli. V klinični praksi je opazovanje drže del vsakega fizioterapevtskega pregleda. Fizioterapevtu pomaga pri razumevanju vzrokov pacientovih težav in načrtovanju obravnave. Fizioterapevt je zanjo usposobljen, zato so rezultati objektivnejši. Če se pri opazovanju ugotovi določene nepravilnosti, se potem lahko odločimo za nadaljnje preiskave z bolj natančnimi in dražjimi metodami.

Pri oceni drže si lahko pomagamo z **lestvicami**, ki so namenjene zdravi populaciji ali bolnikom z različnimi boleznimi. Taka je tudi kvalitativna skala za oceno drže, ki temelji na 10 kriterijih ocene drže (Dunk, Chung, Compton in Callghan, 2004). Za lažjo oceno drže služijo tudi **optična ozadja**, v obliki mreže na steni, stojalnih, plakatih, zgrajeni iz aluminija, umetnih mas ... Ponudnikov je veliko (Posture Analysis Poster (PosturePro), Posture Grid (Posture Zone), Postural Analysis Grid Chart (Clinical charts)). Cene so v primerjavi z dragimi napravami nizke. Pacienta lahko opazujemo ali ga z mrežo slikamo in iz slike odčitamo oris drže. Tako je ocena drže lažje izvedljiva in objektivnejša od opazovanja. Poleg tega se pacient lahko vidi na sliki ter prepozna odstopanja svoje drže ob fiziološke in je tako bolj motiviran za sodelovanje pri obravnavi (Gadotti in Biasotto - Gonzalez, 2010). Ocena je zaradi uporabe optičnega ozadja dražja ter zahteva določen prostor, kjer je ozadje postavljeno in kjer ocenjujemo držo, poleg tega s to metodo težko opazimo rotacije trupa. Če jo primerjamo z dražjo fotografsko metodo, je manj občutljiva (Gadotti in Biasotto - Gonzalez, 2010). V klinični praksi se jo redko uporablja. V športu bi bil tak pripomoček lahko v pomoč pri ugotavljanju začetnega stanja, izdelavi programov korekcijske vadbe in ugotavljanju rezultatov vadbe, saj je enostavnejši za uporabo (mreža pomaga pri primerjavi simetrije antropometričnih točk) in je tako bolj prilagojen za manj izkušene opazovalce.



Slika 8. Poster z mrežo (Posture Grid, 2010).

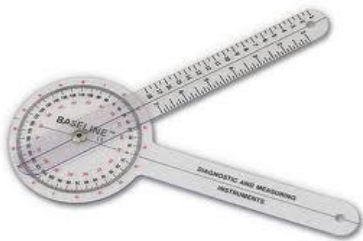
Če pri opazovanju drže uporabimo merilni trak, lahko dobimo Dalmasov indeks (razmerje med linearno dolžino krivine in dolžino njenega loka) in z njim ocenimo izraženost hrbtениčnih krivin. Za vratno krivino je to dolžina med grčo zatilne kosti in trnastim odrastkom C7, za ledveno med Th12 in S1. Krivina je zmanjšana, če je Dalmasov indeks >96, normalna, če je 94–96, ter povečana pri indeksu <94 (Jakovljević in sod., 2003). Obstajajo tudi merilni trakovi, ki jih lahko zvijamo le v eni ravnini in ohranjajo svojo obliko. Uporabljamo jih za merjenje kotov prsne kifoze in ledvene lordoze v sagitalni ravnini. Izmerimo linearno dolžino med antropometričnima točkama in največjo ali srednjo globino krivine ter iz njiju izračunamo kot krivine (Rajabi, Seidi in Mohamadi, 2008). Metoda je hitra, poceni in neinvazivna ter ima dobro notranjo (zanesljivost meritev, ki jih izvaja en merilec) in zunanjo zanesljivost (zanesljivost meritev, ki jih izvaja več različnih merilcev) (ICC = 0,87; ICC = 0,94). Rezultati meritev slabo korelirajo z meritvami, pridobljenimi z radiografom (Cobbovim kotom) ($r = 0,589$ – prvi opazovalec; $r = 0,528$ – drugi opazovalec) (Teixeira in Carvalho, 2007), in nekoliko bolje z meritvami ultrazvoka ($r = 0,79$ – fleksija, $r = 0,69$ – ekstenzija) (Salisbury in Porter, 1987 v Teixeira in Carvalho, 2007). V klinični praksi se metoda ne uporablja pogosto. Zaradi svoje enostavnosti, mobilnosti in cenovne ugodnosti je primerna za uporabo v športu.

Nekoliko bolj kvalitativno kot z opazovanjem, lahko držo ocenjujemo z **goniometrom** in **inklinometrom**. **Inklinometer** je pripomoček, uporaben predvsem v klinični praksi, za merjenje naklonov delov telesa glede na smer gravitacijske sile. Obstajajo električni in mehanični, ki so ponavadi ročni in imajo gravitacijsko iglo ali indikatorje vodnega nivoja. Najbolj znan ponudnik je Baseline, obstajajo še Acumar, Hoggan dual inclinometer, Deluxe inklinometri ... Njihove cene so nizke, odvisne od vrste inklinometra in tega, kaj ponuja.



Slika 9. Baseline Bubble Inclinometer (Inklinometri, 2010).

Goniometer (kotomer) je enostaven pripomoček za merjenje kotov posameznih delov telesa. Univerzalni goniometer je sestavljen iz gibljivega in negibljivega kraka, med katerima je telo z osjo, ki jo nastavimo na določeno antropometrično točko. Gravitacijski ter OB goniometer sta podobna inklinometru, saj delujeta glede na silo težnosti in glede na magnetno polje. Elektrogoniometer za merjenje kota uporablja kotne senzorje, na primer potenciometer, pospeškometer ali uporovni merilni listič. Povezan je z napravo, kamor se shranjujejo podatki, kar omogoča merjenje sprememb kotov med gibanjem (Elektrogoniometer, 2010). Njihov glavni proizvajalec je Baseline, cena pa je še nekoliko nižja od cene inklinometrov.



Slika 10. Univerzalni goniometer (Goniometer, 2010).

Niti z goniometrom niti z inklinometrom ne moremo neposredno spremljati drže celega telesa. Ugotavljamo in spremljamo lahko naklone ter kote posameznih delov telesa (na primer naklon medenice), ki lahko vplivajo na postavitev drugih delov telesa. Zato sta bolj uporabna kot dodatni metodi, ki sledita opazovanju drže in s katerima pridobimo bolj objektivne, kvantitativne podatke. Prushansky, Ezra, Kurse, Man in Schneiderman (2008) ugotavljajo, da ima inklinometer za merjenje naklona medenice sprejemljivo ponovljivost in je učinkovito klinično orodje. Če uporabimo več inklinometrov, lahko z njimi spremljamo tudi držo telesa. Lanningham - Foster in sod. (2005) trdijo, da lahko s štirimi inklinometri merimo držo in spremembe drže stoje, z dvema sede. Napake pri merjenju z inklinometrom se pojavljajo predvsem zaradi nepoznavanja uporabe in zaradi problemov s stabilizacijo naprave (Seo, Kakehashi, Tsuru in Yoshinga, 1997 v Van Driel, 2009). Za goniometer je značilna visoka korelacija s 3D video analizo (prvi dan – $r = 0,97$; drugi dan – $r = 0,84$) (Brumagne, Lysens in Spaepen, 1999). Za merjenje vratu in ramen je značilna dobra zanesljivost pripomočka, sestavljenega iz goniometra, svinčnice in tesarskega trikotnika ($r = 0,87$ – uho-lateralni malleolus; $r = 0,91$ – rama-lateralni malleolus) (Harrison, Barry - Greb in Wojtowicz, 1996). Brumagne in sod. (1999) so dobili slabšo zanesljivost meritev z

elektrogoniometrom ($r = 0,72$). Pripomočka se sicer, zaradi nizke cene, enostavnosti uporabe, prenosljivosti in večje zanesljivosti od opazovanja, v fizioterapiji kar pogosto uporabljata, kjer ju uporabljamo tudi za merjenje obsegov gibov. Za potrebe športa sta manj primerna in se zato tudi redkeje uporabljata. Tu imata svojo vlogo predvsem pri načrtovanju individualne vadbe ter spremljanju kinezioterapevtskega napredka, z elektrogoniometrom pa lahko spremljamo tudi spremembe drže med gibanjem.

Poleg standardnega inklinometra in gonimetra so za različne študije nastajale tudi **nove naprave**, ki so po navadi njuna kombinacija v povezavi še s katerim drugim merilnim instrumentom (Baylorov trikotnik in dvojni trikotnik za merjenje protrakcije ramen). Zaradi slabe korelacije s Cobbovim kotom, s katerim se še vedno preverja veljavnost novih instrumentov, se te niso uveljavile v praksi (Peterson in sod., 1997).

Za merjenje različnih deformacij hrbtenice obstajajo prilagojeni merilni pripomočki. Tak je na primer **skoliometer**, ki velja za enostaven instrument za merjenje skolioz. Skoliometer uporabimo tako, da se pacient predkloni (Adamov test predklona) in mu na hrbet, na vrh krivine, položimo napravo ter iz nje odčitamo kot krivine (Skoliometer, 2010).



Slika 11. Skoliometer (Skoliometer, 2010).

Korelacija instrumenta s Cobbovim kotom je nizka ($r = 0,59$ – prsni del; v ledvenem delu ni statistično značilna $r = 0,20$), iz česar lahko sklepamo, da z njim ne moremo postaviti natančne diagnoze (Pearsall in sod., 1992; Amendt in sod.,1990). Občutljiv je tudi na rotacije hrbtenice, ki so pogosto prisotne pri ljudeh s skoliozami in zazna kot skolioze večji od 5° (Pearsall in sod., 1992). Skolimetri so uporabni predvsem za hitro diagnosticiranje, saj so enostavni za uporabo, hitri in poceni (osnovni), vendar, zaradi slabe korelacije s Cobbovim kotom, ne morejo nadomestiti rentgenografa. V praksi navadno uporabljamo skoliometer za

grobo oceno. Ko se ugotovi kot krivine, večji od 5°, je potrebno hrbtenico rentgensko slikati in odčitati Cobbov kot.

Poleg skoliometra obstajajo za merjenje skolioz še drugi, v praksi manj uveljavljeni, pripomočki in naprave. **BCD** (Back-contour devise measurement) je sestavljen iz okvirja, skozi katerega potekajo gibljive palice, ki se ob meritvi prilagodijo površini hrbta. Posname rebrne izbokline, lateralno krivino in asimetrijo trupa. V prsnem delu ima kar dobro korelacijo s Cobbovim kotom ($r = 70$) in skoliometrom ($r = 0,87$), vendar v slovenskem prostoru ni nikoli zaživel (Pearsall in sod., 1992). **Pneu-M.A.P.** je eden od modernih poskusov hitrega, neinvazivnega merjenja skolioze. Metoda deluje na podlagi palpacije. S pomočjo senzorne palice dobimo obris hrbtenične krivine ter sliko stranske ukrivljenosti hrbtenice. Povezava z računalnikom omogoča takojšno obdelavo podatkov, kar preiskovalcu olajša delo in prihrani čas. Njena korelacija s Cobbovim kotom ni nič višja, kot pri skoliometru ($r = 0,59$ – skoliometer; $r = 0,60$ – Pneu-M.A.P.) (Pearsall in sod., 1992; Hay, Niendorf in Wines) in glede na to, da je skoliometer cenejši in bolj uveljavljen, se metoda ne more kosati z njim.

3.3.2. RENDGENOLOŠKE SLIKOVNE METODE

Rentgenska preiskava je najpomembnejša za prikaz kostne strukture človeškega telesa. Za slikanje uporablja vire ionizirajočega sevanja. Ker so kemična sestava, gostota in debelina posameznih organov različne, pride pri prehodu x žarkov skozi telo do različne oslabitve žarkov, iz telesa izstopijo žarki različnih intenzitet in tako nastane žarkovna slika (rentgenska slika) (Hernija, Lindič, Obrez, Tabor in Voljč, 1984). Pri funkcionalnem slikanju hrbtenico slikamo v obremenjenem položaju (pri analizi pokončne drže, stoje). Slikanje skolioz poteka v pokončnem položaju, da ugotovimo stopnjo ukrivljenosti. Ko želimo razlikovati primarne od sekundarnih krivin hrbtenice, jo slikamo leže na hrbtu in pokončno s stranskimi upogibi. Rentgensko slikanje je zelo uporabno pri merjenju skolioz, saj iz rentgenske slike, ki jo dobimo, lahko odčitamo Cobbov kot. Z njim lahko merimo tudi kifoze in lordoze, ki ju določimo s pravokotnimi linijami na lateralnem radiogramu. Radiografija še vedno velja za eno najbolj natančnih metod in zato veljavnost drugih metod pogosto primerjajo z njo (primerjava s Cobbovim kotom pri napravah za merjenje skolioz). Njena prednost je, da ima

visoko natančnost (boljša od 2mm), zanesljivost ter ponovljivost (48 od 50 meritev je bilo natančnejših od 2mm), je hitra in neboleča (Harrison in sod., 2003). Vendar je invazivna, saj rentgenski žarki veljajo za zdravju nevarne, kar je posebno problematično, na primer pri pacientih s skoliozami, ki potrebujejo slikanja vsakih 3–6 mesecev. Prav to je glavno vodilo, da iščejo nove metode, ki bi jo nadomestile. Njene slabosti so poleg tega še, da 3D objekt prikaže v 2D sliki, iz česar izhajata povečana popačenost in resnična popačenost. Povečana popačenost se pojavi zaradi razdalje od cevi X žarkov do filma in zaradi razdalje od dela, ki ga slikamo, do filma. Tako imajo na primer osebe s širšimi rameni daljšo razdaljo od vratnega dela hrbtenice do filma kot tisti z ožjimi rameni, kar ima za posledico različno radiografsko meritev sicer istega območja. Resnična popačenost pa pomeni, da so točke, ki so med snemanje dlje od centra filma, bolj razpršene od tistih, ki so bližje. Dodaten problem lahko predstavlja nihanje osebe med radiografsko meritvijo (Peterson in sod., 1997). Radiografske naprave se razlikujejo glede na proizvajalca, mobilnost, velikost filma, čas izpostavljenosti rentgenskim žarkom, maksimalno moč, delovno frekvenco, ... V primerjavi s pripomočki za merjenje drže so dokaj drage, vendar cenejše od drugih vrst globinskega slikanja. Kljub visoki ceni so za klinično prakso kar dostopne, saj jih imajo skoraj v vsakem zdravstvenem domu. Za šport je rentgensko slikanje neprimerno, saj je invazivno ter zahteva ljudi, ki so posebej izobraženi za slikanje in branje slik (dipl. radiološke inženirje). Tako se v športu srečujemo z rentgenskimi slikami predvsem v kinezioterapiji, kjer po navadi zraven dobimo ortopedsko obrazložitev. Poleg radiografov obstaja tudi programska oprema, s katero si pomagamo pri analizi rentgenskih slik (PostureRay, IRIS).

Stereoradiografija je tehnika slikanja z radiografom, kjer je več radiografov pod različnimi koti usmerjenih proti objektu. To omogoča pridobivanje 3D slike objekta in posledično preučevanje anatomije in biomehanike drže (Rousseau, Laporte, Chavary - Bernier, Lazennec in Skalli, 2007). Tako kot radiografija, je uporabna za slikanje notranjih, predvsem kostnih struktur. Za preiskave drže jo uporabljajo predvsem ortopedi. Prav tako kot pri radiografu, je oseba izpostavljena rentgenskim žarkom (Saraste & Ostman, 1986 v Hay in sod.). Rousseau in sod (2007) ugotavljajo, da je napaka merjenja drže vratne hrbtenice 1,83mm ($p < 0,05$).

Na običajnih rentgenskih slikah so strukture, ki jih slikamo, ena nad drugo, zato lahko pride do motenj slik organov ali organskih sistemov. S CT (računalniško tomografijo) to preprečimo

s prečnimi prerezi posameznih organov, kosti, mehkih tkiv, ... Rezi so lahko v sagitalni, transversalni ali frontalni ravnini. CT uporablja zelo visoke radiacijske doze, je draga ter manj primerna metoda za analizo drže. Uporablja se pri slikanju hrbtenice za prikaz skolioze, predvsem pri bolnikih s sekundarno skoliozo. Preiskava skolioze se opravlja tako, kot osnovna preiskava hrbtenice, leže na hrbtu (Forte, 2007).

Aparat za **MR** (magnetno resonanco) uporablja močno magnetno polje za proizvodnjo radiofrekvenčnih valov, ki se uporabljajo namesto rentgenskih žarkov za pridobivanje jasne slike notranjih organov in tkiv. Metoda je draga in zato težje dostopna. Vendar za razliko od CT ne uporablja sevanja in je tako manj invazivna. Uporabljamo jo predvsem pri bolnikih s sekundarno skoliozo, saj so na slikah lepo vidni stisnjeni, utesnjeni ali vneti živci, ki so lahko posledica skolioze. Pogosto so tako slikani tudi bolniki s sumom na spinalni tumor (Forte, 2007). Iz slik se lahko izdelajo tudi modeli hrbtenice, ki so notranje zanesljivi (ICC = 0,75) in imajo manjšo mersko napako, kot če bi odčitali kote hrbtenice iz slike (4% v primerjavi z 10%). Modeli so občutljivejši od slik (raziskave glede na bolezen, starost) ali znotraj osebe (pred in po intervenciji) ter z njimi prihranimo čas za analizo velikega števila slik. Vendar rezultate, dobljene z modeliranjem, težko primerjamo z rezultati, ki so dostopni v literaturi, saj so ti največkrat podani v stopinjah (Meakin, Gregory, Smith, Gilbert in Aspden, 2008).

3.3.3. DRUGE SLIKOVNE METODE

Spodaj omenjene metode pridobivajo podatke o drži telesa iz slik ali videoposnetkov, ki jih lahko neposredno uporabimo ali iz njih izdelamo modele. Površinska topografija predstavlja metode, s katerimi pridobimo površinske modele drže. Take metode so na primer: stereofotogrametrija, rasterstereografija, moire fringe topografija, ISIS, ...

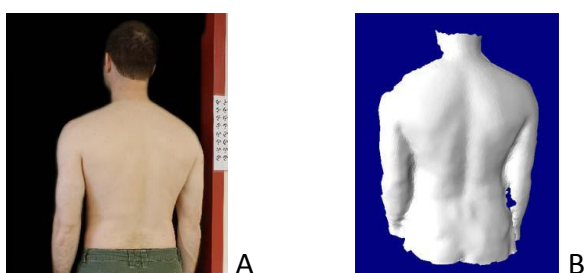
Metode s triangulacijo svetlobnih žarkov postajajo v zadnjem času najbolj uporabne neinvazivne metode za merjenje drže. Vsi 3D skenerji za svoje delovanje potrebujejo žarke. Pri metodah s triangulacijo svetlobnih žarkov projiciramo svetlobne žarke v osebo in osvetljen del posnamemo. Iz tega lahko izračunamo 3D koordinate množice točk osvetljenega dela in s

pomočjo triangulacije dobimo 3D model. Pomanjkljivosti metode so (i) nedokončanost, (ii) velika poraba časa ter (iii) nepovezanost točk. Model ostane nedokončan, ker zaradi kompleksnosti telesa ne moremo osvetliti in posneti vseh delov (npr. podpazduha ...) in tako ne dobimo oblik teh delov telesa. Na teh delih ostanejo točke, iz katerih rekonstruiramo model, nepovezane. Ker snemanje traja 12s, se v tem času človek premika, kar zmanjšuje natančnost (Funatomi, 2007).

Fotogrametrija za delovanje uporablja svetlobo prostora, ki se odbije od objektov in ujame v fotoaparatu (Walford, 2010). Iz posnetkov z reduciranjem podatkov meritev dobimo podatke o orientaciji telesnih delov, digitalizacijo pacientove običajne države, asimetrije države in z njimi lahko preverjamo učinkovitost intervencijskega programa. Metoda omogoča kvantifikacijo morfoloških spremenljivk in tako z njo dobimo bolj zanesljive podatke kot z opazovanjem (lunes in sod., 2005 v Sacco in sod., 2007). Za analizo fotografij obstaja programska oprema (Posture Pro, PostureScreen, Posture Print, PostureSoft, Posture zone). Ta razvrsti države v skupine, računa kote delov telesa, predvsem hrbtenice v anteriornem, posteriornem in sagitalnem pogledu ter odklone od navpičnice. Pacientu izriše skelet države ter ga primerja z idealno, pokaže mogoče mehanizme, ki vodijo v nepravilnost države in tako preiskovalcu olajša delo (Dunk in sod., 2004). Mnenja o zanesljivosti metode so še vedno deljena (Sacco in sod., 2007). Dunk in sod. (2004) poročajo o nizki notranji zanesljivosti (ICC = 0,665 – moški, ICC = 0,691 – ženske) rezultatov prsne krivine za posteriorni pogled. Rezultati Pownallove, Morana in Stewarta (2008) kažejo višjo raven zanesljivosti za vse spremenljivke položaja glave v anteriornem in posteriornem pogledu (ICC = 0,76 v anteriornem pogledu; ICC = 0,85 v posteriornem pogledu; ICC = 0,92 v sagitalnem pogledu) zato zaključujejo, da je metoda uporabna za klinično rabo. Janik in sod. (2007) iz majhnih računskih napak pri merjenju države glave (lateralna translacija = 1,1mm, aksialna rotacija = 1,1°, lateralna fleksija = 0,5°, translacija naprej/nazaj = 1,3mm) sklepajo, da je metoda natančna. Metoda omogoča veliko bolj celosten pregled človekove države in veliko več možnosti za obdelavo pridobljenih podatkov v primerjavi z opazovanjem ali pripomočki za merjenje kotov. Slika je bolj podobna državi telesa kot radiogram, kjer je viden le skelet. Tudi za paciente je boljša, saj lahko sami vidijo svojo državo, svoj napredek in tako deluje motivacijsko. Prav zato je primerna tudi za uporabo v športni praksi, fitnes centrih ter pri osebnih trenerjih. Metoda je v primerjavi z

drugimi metodami površinske topografije cenovno ugodna, saj potrebujemo samo fotoaparata in programske opreme. Prednost je tudi njena mobilnost, ker slikanje lahko izvajamo kjerkoli, slabost pa poleg vprašljive zanesljivosti in natančnosti še višja cena v primerjavi z opazovanjem.

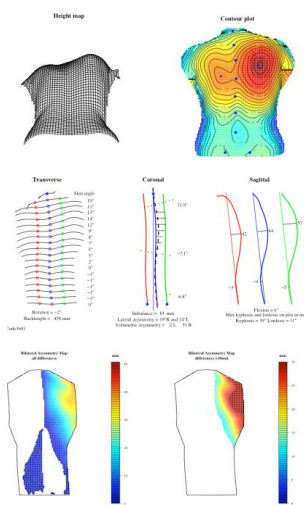
Stereofotografski sistem izhaja iz letalskih posnetkov uporabnih za kartiranje zemeljske površine in se ponaša z visoko resolucijo. Podatke pridobimo tako, da objekt slikamo iz vsaj dveh različnih položajev. Sliki, ki ju posnamemo, se morata vsaj 60% prekrivati. Iz slik, s pomočjo matematičnih in optičnih načel, za vsako točko objekta, ki je na prekrivajočem se delu fotografij, določimo 3D koordinato in tako izdelamo model (Heike, Upson, Stuhaug in Weinberg, 2010). Pri tem uporabljamo programske opreme (PhotoModeler Scanner, Vicon 612/ 624, The MegaCapturor 3D Body Digitizer). Prednosti stereofotografskih sistemov so visoka resolucija, neinvazivnost, velika hitrost pridobivanja podatkov ter sposobnost shranjevanja slik za nadaljnje analize. Pazos in sod. (2007) ugotavljajo, da je metoda zanesljiva (ICC = 0,91 do 0,99). Kot taka je uporabna za zaznavo sprememb hrbteničnih krivin, predstavlja dopolnilno metodo za preučevanje sprememb asimetrije telesa ter je posebej primerna za otroke, saj mora biti pri njih analiza hitra, neinvazivna in zanesljiva. V primerjavi z fotogrametrijo je metoda zanesljivejša, toda tudi dražja. Sistemi so težje prenosljivi, zahtevnejši za uporabo in tako bolj primerni za laboratorije. V klinični praksi so alternativa invazivnemu radiografu.



Slika 12. A) Fotografija hrbta B) 3D model narejen s foto scanningom (PhotoModeler Scanner, 2010).

ISIS (Integrated Shape Imaging System) je avtomatska stereofotogrametrična tehnika, ki analizira in izračuna model telesa v treh dimenzijah (Hay in sod.; Turner - Smith in Harris, 1985). Drerup in Hierholzer (1994) poročata, da je bil ISIS skener takrat najboljši komercialno

dostopen avtomatski sistem za analizo drže. Z njim lahko dobimo model telesa v frontalni, horizontalni in sagitalni ravnini ali ocenimo linijo vretenc in tako lahko iz slike izračunamo Cobbov kot. ISIS sistem meri z natančnostjo $\pm 2,5\text{mm}$ (Turner - Smith in Harris, 1985). Korelacijski koeficient sistema z radiografom je od $r = 0,88$ do $r = 0,96$ pri različnih preiskovalcih in $r = 0,89$ pri avtomatskem merjenju, iz česar sklepamo na dobro veljavnost metode (Carr in sod., 1989). V primerjavi z radiografom je njegova prednost tudi neinvazivnost. Pozneje so ISIS skener nadgradili z ISIS2. Ta sistem je hitrejši (10min star sistem, 40s nov), ima boljšo ločljivost podatkov ($0,5 \times 0,5\text{mm}^2$) in lahko razbere podatke tudi iz slik ljudi s temnejšo barvo kože.

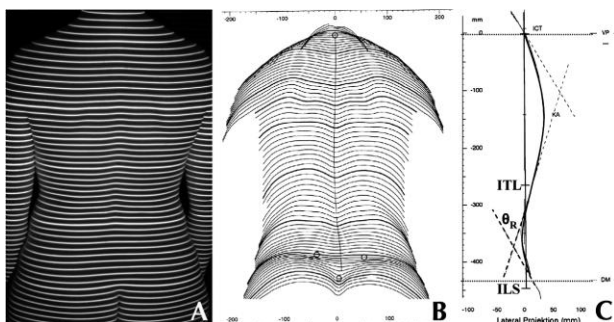


Slika 13. Slike, pridobljene s sistemom ISIS2 (Berryman).

ISIS sistem ni komercialno dostopen, ISIS2 pa se že uporablja v klinični praksi v Nuffield Orthopaedic Centru v Oxfordu ter v Royal Orthopaedic Hospital v Birminghamu (Berryman). Z njim slikajo radiologi, torej ustrezno izobraženi ljudje. Sistem ni mobilni, vendar je hiter in zato bi z njim lahko zmanjšali čakalne vrste na klinikah (Berryman, 2008). Prav zaradi nemobilnosti in relativno visoke cene je v športu, razen v raziskovalne namene, sistem manj uporaben.

Rasterstereografija v kombinaciji s tehnikami biomehanskega modeliranja predstavlja hitro in neinvazivno metodo (brez radiografskega sevanja) za analize hrbtenice in medenice, še posebno skolioze. Tehnika temelji na triangulaciji in se razlikuje od stereofotogrametrije po

tem, da eno kamero nadomestimo s projektorjem, ki na pacienta projicira mrežne črte. Iz oblik teh črt se potem rekonstruira površina telesa (Kamal, 2008). Ker s tehniko pridobimo 3D podatke, lahko izračunamo kote kifoza, skolioza in lordoza (Drerup in Hierholzer, 1994). Zaradi mreže, ki jo projiciramo na objekt, lahko dobimo tudi podatke o rotaciji hrbtenice (Hay in sod.). Metoda je natančna (napaka $\leq 0,1\text{mm}$), vendar ima relativno nizko korelacijo s Cobbovim kotom ($r = 0,73$ za prsni del in $r = 0,82$ za ledveni del) (Drerup in Hierholzer, 1994; Stokes in sod., 1987 v Hay in sod.; Drerup, Hierholzer in Ellger v Gibeault, 2008; Gibeault, 2008). Je neinvazivna in hitra (dorzalno stran poslika v 0,4s). Naprave so sicer slabo mobilne, vendar zanje ne potrebujemo posebno prilagojenega prostora (Gibeault, 2008). Zato je metoda uporabna za spremljanje postoperativnih sprememb, saj se tako izognemo prepogosti izpostavljenosti rentgenskim žarkom (Hackenberg, Hierholzer, Pözl, Götze in Liljenqvist, 2003). Prednost metode pred CT, MR ali radiografom je, da lahko posname model hrbta stoje. Za uporabo rasterstereografskih naprav ne potrebujemo nobenega dodatnega izobraževanja, kot na primer pri radiografu. Ima tudi boljšo resolucijo od ISIS sistema in tako omogoča, da so trni vretenc določeni neposredno iz slike, brez ročnega označevanja (Drerup in Hierholzer, 1994). Tehnika je poleg uporabe v klinični praksi, primerna tudi za uporabo v kinezioterapiji ter raziskovalne namene v športu. Primera stereofotografskih naprav sta Formetric 3D in Formetric 4D.



Slika 14. Rasterstereografija ledvene lordoze na 38 letni pacientki. A) Topografska mreža projicirana na hrbet. B) Rezultat prečnega prereza, pridobljenega iz rekonstrukcije slike hrbta. C) Sagitalni pogled prsno-ledvenega dela hrbtenice (Crawford, Price in Singer, 2009).

Pri Moiré fringe topografiji želen del telesa fotografiramo skozi posebno zasnovan zaslon, kjer se vidijo temni vzorci, sestavljeni iz navzkrižnih resic, ki ležijo pod majhnimi koti ena nad drugo in se oblikujejo glede na površino telesa (Kamal, 2008). Poznamo 3 tipe topografije:

osnovna oblika valovite topografije ali senčni tip, projekcijski tip in mrežasti tip, ki se med seboj razlikujejo glede na to, kdaj in kako na telo projiciramo mrežne črte (Kamal, 2008). V primerjavi z radiografskimi napravami, ki nam dajejo 2D informacijo in so invazivni, s to tehniko pridobimo 3D informacije, brez sevanja (Kamal, 1997). Metoda v primerjavi z nekaterimi drugimi slikovnimi metodami, ki zahtevajo posebne naprave, ni draga ali zahtevna za preiskovalca. Vendar je pri pacientih s skoliozo slabo natančna, saj pravilno zazna smer skolioze v 68% v prsnem delu, v 54% v prsno-ledvenem delu in v 15% v ledvenem predelu (Daruwalla in Balasubramaniam, 1985). Tudi korelacija s Cobbovim kotom je nizka (prsni in ledveni del $r = 0,58$, prsni del $r = 0,80$, ledveni del $r = 0,42$) (Pearsall in sod., 1992). Moiré fringe topografija je podobna rasterstereografiji, vendar je v primerjavi z njo manj natančna. Prav tako tudi njena korelacija s Cobbovim kotom v ledvenem delu ni značilna.



Slika 15. Slika pacienta preiskovanega z moiré fringe topografijo (Kamal, 1997).

Vsi 3D skenerji uporabljajo določeno obliko svetlobnih žarkov. Pri **laserskih skenerjih** so to laserski žarki. 3D laserski sistemi za skeniranje so v splošnem zasnovani na (i) »time flight metodi«, kjer se oddaljenost izračuna iz časa, ki ga žarek porabi za odboj, in je bolj primerna za daljše razdalje ter (ii) metodi triangulacije (Walford, 2010). Zaradi majhne razdalje od naprave do skeniranega objekta deluje večina 3D laser skenerjev za skeniranje drže na podlagi triangulacije (Majid, Setan & Chong, 2008). Predstavniki laserskih sistemov so Whole Body Color 3D Scanner (Cyberware), VITUS 3D Bodyscanner (Human solution), VOXELAN, C9036-02 Bodyline scanner (HAMATSU). Natančnost laserskega skenerja je odvisna od mehaničnih omejitev in od tega, kako precizno lahko prepozna kot, pod katerim je projiciran laserski žarek, oziroma kako je natančna elektronika, ki meri čas potovanja laserskega žarka (Walford, 2010). Nanjo vpliva tudi gladkost površine, saj se od hrapave površine laserski snop odbije difuzno, kar posledično zašumi meritve (Laserski sistemi za merjenje 3D oblike teles in njihove aplikacije, 2010). Laserske naprave delujejo z natančnostjo do 0,01mm (Laserski

sistemi za merjenje 3D oblike teles in njihove aplikacije, 2010). Pri skeniranju človekove drže se poleg hrapavosti površine srečujejo še s problemom, da se človek premika z amplitudo približno 5mm in frekvenco 1Hz, kar lahko izkrivi lasersko sliko. Proti temu se borijo s pospeševanjem slikanja, s čimer zmanjšamo napako ali s popravljanjem napake, ki je nastala zaradi gibanja (Funatomi, Iiyama, Kakusho in Minoh, 2009). Napako so poskušali popraviti tako, da so na telo nalepili markerje in jih vzeli za referenčne točke, s čimer so človeka skenirali na 1mm natančno (Funatomi, 2009). Kljub temu laserski triangulacijski merilni sistemi spadajo med najbolj natančne optične merilne metode za zajem 3D oblike teles (Laserski sistemi za merjenje 3D oblike teles in njihove aplikacije, 2010). Prednost sistemov je, da z njimi pridobimo zelo gost oblak točk in tako natančen model. Tudi Funatomi (2007) trdi, da so laserski sistemi, ki delujejo po načelu triangulacije, najboljši za merjenje drže. Prav zato se ta metoda danes intenzivno razvija in raziskovalci iščejo nove rešitve, ki bi izboljšale hitrost in natančnost sistemov, uporabnih za merjenje človekove drže. Zaradi slabe mobilnosti in visoke cene je metoda bolj primerna za v bolnišnice ali v namen raziskav, manj pa za vsakdanjo rabo (na primer v kinezioterapiji za spremljanje napredka vadbe).



Slika 24. VITUS^{smart}XXL (VITUS 3D BodyScanner, 2010)

Video sistemi delujejo na podobnem načelu kot fotogrametrija, le da z njimi lahko posnamemo 3D človekovo gibanje. Posnetke analiziramo s programsko opremo (AUSCAN-3D, 3DPOSTURE, Viconovi sistemi ...), ki nam poleg spremljanja drže omogoča tudi analize delovanja živčevja ter gibalnega nadzora. Video sistemi so v prednosti pred fotogrametrijo, saj s snemanjem dobimo veliko več podatkov, kot s fotografiranjem, in posledično natančnejše rezultate (na 1mm natančna – Kinematrix 3D motion) (Brumagne in sod., 1999).

Video metoda ima dobro notranjo in zunanjo zanesljivost za merjenje obsega vratnega dela hrbtenice (notranja zanesljivost, ICC = 0,93; zunanja zanesljivost ICC = 0,927) (Wu in sod., 2007). Primerna je tudi za merjenje orientacije trupa (pri oddaljenosti kamere 150cm je absolutna napaka 0,118) (Gissot, Barbieri, Iacobelis, Paindavoine in Pérennou, 2007). Je relativno nizko cenovna in enostavna. Uporabna je tudi v športu, saj ne potrebujemo posebnih naprav, analizo drže pa lahko nadgradimo še z analizo hoje.

3.3.4. ELEKTRONSKI SENZORJI ZA ZAZNAVANJE POLOŽAJA TELESA

Majhni elektronski senzorji postajajo v zadnjih letih alternativna metoda za merjenje drže in gibanja. Wong, Wong in Lo (2007) so se v svojem preglednem članku osredotočili na (i) pospeškometer, (ii) žiroskop, (iii) gibljiv kotni senzor, (iv) elektromagnetni sledilni sistem, (v) elektromagnetni sledilni sistem in (v) zaznavna vlakna. Pospeškometer deluje na podlagi merjenja pospeškov, žiroskop pa meri kotno hitrost in iz signalov računa kote med deli telesa. Gibljiv kotni senzor zaznava spremembe električnega izhoda v razmerju s spremembo kota. Uporaben je za merjenje drže in gibanja hrbtenice v sagitalni in frontalni ravnini ali za merjenje gibanja med deli telesa. Pri elektromagnetnem sledilnem sistemu sprejemniki zaznavajo nizko-frekvenčno magnetno polje, ki ga generira oddajnik in iz njega določijo položaj in orientacijo sprejemnika glede na oddajnik. To omogoča tridimenzionalno merjenje človekove drže in izvajanje gibalnih analiz. Sistem meri z natančnostjo $\pm 5\text{mm}$, če merimo na razdalji 300–480mm, in $\pm 5^\circ$ pri merjenju 0–90° (Lou, Hill, Raso, Durdle, 1999 v Wong in sod., 2007). Zaznavna vlakna merijo spremembe upora vlaken, ki jih ima merjenec oblečene. Senzorji so vgrajeni v različne instrumente, ki omogočajo njihovo uporabo v vsakdanjih okoliščinah, ali jih pritrdimo na primer na obleko (natezni senzorji z napako $\pm 3,5\%$) (Mattmann, Amft, Harms in Tröster, 2007). Včasih za to potrebujemo več pripomočkov, kot na primer pri treningu drže pacientov z veliko kifoza (več pospeškometrov), pri merjenju rotacij trupa (pospeškometer in žiroskop) (Wong in sod., 2007) ali pri merjenju drže med dnevnimi aktivnostmi (trije senzorni moduli, vsak z enim triosnim pospeškometrom, tremi enoosnimi žiroskopi, digitalnim sistemom za pridobivanje podatkov in sistemom, ki daje povratne informacije). Zadnji sistem je v visoki povezanosti s sistemom za analizo gibanja ($r =$

0,999 za dinamično preverjanje mer in $r = 0,829$ za oceno spremembe hrbteničnih krivin med fleksijo in lateralnim odklonom) (Wong in Wong, 2008). Za merjenje drže in gibljivosti hrbtenice je zasnovana tudi naprava Spinal Mouse (Idiag, Voletswil, Switzerland). Naprava deluje na podlagi meritev pospeškometrov, vgrajenih v kolesje, s katerim drsimo vzdolž hrbtenice. Povezava z računalnikom omogoča grafičen prikaz hrbtenice ter računanje razdalje in odklona od navpičnice. Rezultati merjenja drže stoje z napravo Spinal Mouse so notranje (ICC = 0,82 – prvi merilec; ICC = 0,83 – drugi merilec) in zunanje zanesljivi (0,81 – prvi dan; 0,86 – drugi dan) (Mannion, Knecht, Balaban, Dvorak, Grob, 2004). Senzorji so lahko uporabni za zaznavanje različnih drž in s tem intenzivnosti treninga, dinamičnosti gibanja ter števila ponovitev. Z elektronskimi senzorji lahko dobimo sliko celotne drže hrbtenice ali ugotavljamo razmerja med posameznimi deli telesa (kote, nagibe, ...). V tem pogledu bi jih lahko primerjali z goniometrom (in so tudi sestavni del elektrogoniometra), le da ponujajo še več. Z njimi lahko izvajamo dinamične analize, ugotavljamo funkcije delov telesa, tehnike gibanja v športu, intenzivnosti treninga ...

Kratek sistematičen pregled vseh metod je prikazan v Tabeli 1. Iz nje lahko vidimo primerjavo različnih skupin metod, glede na področje opazovanja, objektivnost ter uporabnost.

Tabela 1. Primerjava metod za vrednotenje telesne drže.

SKUPINA METOD	METODE, KI SPADAJO POD SKUPINO	PODROČJE OPAZOVANJA	OBJEKTIVNOST MERJENJA	UPORABNOST
Opazovanje	Brez pripomočkov, lestvice za razporejanje v skupine, svinčnica, optično ozadje	Drža celega telesa	Subjektivne, zanesljivost odvisna od izkušenosti opazovalca, pripomočki olajšajo delo	Šole, športni klubi, rekreativne skupine, osnovni klinični pregled
Pripomočki za merjenje drže	Inklinometer, goniometer, skoliometer, drugi pripomočki za merjenje določene nepravilnosti drže	Razmerja med deli telesa (koti, nakloni, specifična nepravilnost drže na primer skolioza ...), s kombinacijo več pripomočkov lahko opazujemo držo več delov telesa	Sprejemljiva ponovljivost inklinometra za merjenje naklona medenice, dobra korelacija goniometra s 3D video analizo, slaba skoliometra s Cobbovim kotom	Klinični namen, redkeje v športu (dodatne metode, s katerimi kvantificiramo podatke, pridobljene z opazovanjem, skoliometer zana kot skolioze večji od 5° in je indikator za nadaljne preiskave)
Radiografske slikovne metode	Radiografija, stereoradiografija, MR, CT	Opazujemo lahko v notranjost celega telesa ali dela telesa	Natančne, invazivne zaradi rentgenskih žarkov, drage	Klinični namen
Druge slikovne metode	Fotogrametrija, stereofotogramterija, ISIS, rasterstereografija, Moiré fringe topografija, video sistemi	Površina celega telesa, lahko dobimo 2D ali 3D koordinate površine telesa	Objektivne, natančne (odvisno od metode), nekatere drage	Klinični namen, raziskave (fotogramertija in videografija tudi v športu in kinezioterapiji)
Elektronski senzorji	Pospeškometer, žiroskop, gibljiv kotni senzor, elektromagnetni sledilni sistem, zaznavna vlakna ...	Razmerja med deli telesa (koti, nakloni), gibanje, položaj hrbtenice, drža	Objektivni, kvantitativni podatki o telesnih položajih in gibanju	Klinični namen, kinezioterapija, tekmovalni šport, raziskave

4. SKLEP

Človekovo telo v prostoru v vsakem trenutku zavzema določen položaj, ki ga imenujemo telesna drža. Drža je normalna, ko so mišice najmanj aktivne ter nosilne strukture čim bolj zaščitene pred degenerativnimi spremembami in poškodbami. Za stabilno držo skrbijo trije podsistemi: pasivne strukture (kosti in ligamenti), aktivne strukture (mišice) ter živčni nadzor. Zaradi sprememb v zgradbi in delovanju teh struktur ter zunanjih vplivov, se drža neprestano spreminja. Da bi preprečili nepravilno držo, ki lahko vodi v deformacije in bolečine, moramo držo redno spremljati. Cilj te diplomske naloge je s pomočjo pregleda literature predstaviti dejavnike, ki vplivajo na držo, ter izdelati pregled metod merjenja človekove drže. Ta bo lahko v korist uporabnikom v športu in športni medicini, ki bodo želeli spremljati človekovo držo.

Ne moremo enostavno trditi, katera metoda za vrednotenje drže je najboljša, saj je to pogojeno z našimi potrebami. Cenovno najbolj ugodno in tako najbolj primerno za spremljanje velikih skupin ljudi, je opazovanje. Z njim dobimo celosten pogled na človekovo držo, iz katerega lahko sklepamo, kako se prenašajo nepravilnosti z enega dela telesa na drugega. Je hitro, poceni ter ga lahko izvajamo kjerkoli, zato je primerno za preventivno preverjanje drže. Ker je subjektivno, je tudi zanesljivost rezultatov odvisna od preiskovalčevega znanja. Lahko ga izvajamo brez pripomočkov, ali si olajšamo delo na primer s svinčnico ali optičnimi ozadji, ki zahtevajo določen prostor ter podražijo preiskavo. Pomagamo si lahko tudi s cenovno ugodnimi in za uporabo enostavnimi pripomočki (inklinometer, goniometer, gibljivo ravnilo), s katerimi pridobimo kvantitativne podatke (kote, dolžine in naklone posameznega dela telesa). Poleg teh pripomočkov, ki so primerni za splošno uporabo, obstajajo tudi pripomočki za merjenje specifičnih deformacij, na primer skoliometer, Back-contour devise in Pneu-M.A.P za merjenje skolioz. Ti deloma nadomeščajo radiografske meritve, vendar služijo predvsem za preventivne preglede, za natančnejše preiskave pa je potrebno uporabiti slikovne metode (na primer pri skoliozah radiograf). Rentgenološke slikovne metode nam omogočajo pogled v notranjost človeškega telesa in tako veljajo za zelo natančne, zato korelacija z njihovimi rezultati (npr. Cobbovim kotom pri skoliozah), pogosto služi za preverjanje zanesljivosti meritev drugih metod. Njihova slabost

je, da so zaradi sevanja invazivne (razen magnetne resonance). Uporaba radiografskih naprav se zaradi invazivnosti zmanjšuje, računalniška tomografija in magnetna resonanca pa sta predragi in manj primerni za vrednotenje drže in ga tako ne moreta nadomestiti. Zato se iščejo nove metode, ki bi imele zadovoljivo natančnost, ponovljivost, zanesljivost in ceno ter bi bile neinvazivne in bi tako lahko nadomestile radiografijo.

Danes so v ospredju proučevanja slikovne metode, s katerimi ne moremo prodreti v notranjost človeškega telesa. Z njimi lahko pridobimo sliko, video posnetek ali model površine celega telesa, ki jih obdelamo s temu namenjeno programsko opremo. Tako iz njih pridobimo podatke o asimetrijah drže ali gibanja, iz modelov pa še 3D podatke o telesnih krivinah, kotih, rotacijah ... Med metode, ki izdelajo modele, sodi tudi laserska metoda, ki danes spada med najbolj natančne optične merilne metode za zajem 3D oblike teles in je tako najbolj perspektivna med tovrstnimi metodami. Metode omogočajo pridobivanje podatkov o drži celega telesa, ki so v primerjavi z opazovanjem bolj objektivni, kvantitativni in primerni tudi za vrednotenje vplivov vadbenega programa na držo. Cenejše metode, kot na primer fotogrametrija, so primerne za vsakdanjo uporabo v športu, predvsem v rekreaciji, kjer je pomembna lastnost sistemov, da lahko izdelajo poročilo, ki ga preiskovanec vzame domov, kar deluje nanj motivacijsko. Dražji sistemi pa so primerni predvsem v raziskovalne in v klinične namene.

Za šport je zanimiva tudi uporaba elektronskih senzorjev, ki delujejo na podlagi pospeškov, hitrosti, sprememb kotov in drugih fizikalnih zakonitosti. Z njimi sicer ne dobimo podatkov o obliki telesa, omogočajo pa pridobivanje kvantitativnih podatkov o telesnih položajih in dinamične analize delov telesa, zato so pomembni v kinezioterapiji in v tekmovalnem športu.

V diplomski nalogi so prikazani temeljni dejavniki, ki vplivajo na držo, glavne deformacije drže ter kratek pregled metod merjenja in vrednotenja drže. Pregled bo pomagal ciljnim uporabnikom v športu in športni medicini glede na njihove potrebe izbrati ustrezno metodo. Ker je naloga le grob pregled metod, bi bile za natančnejše informacije potrebne dodatne študije in medsebojne primerjave posameznih sklopov metod. Celotna naloga je lahko osnova za nadaljnje študije na področju človekove drže in vplivov vadbe na telesno držo.

5. VIRI

Amendt, L. E., Ause - Ellias, K. L., Eybers, J. L., Wadsworth, C. T, Nielsen, D. H. & Weinstein S. L. (1990) Validity and reliability testing of the Scoliometer. *Phys Ther.* 70(2): 108–17.

Berryman, F. *Final Report on Validation, reliability and responsiveness of a new surface topography instrument.* The British Scoliosis Research Foundation. Pridobljeno 24. 8. 2010 iz <http://www.bsrf.co.uk/uploads/Final%20Report%20Berryman.pdf>

Berryman, F., Pynsent, P., Fairbank, J. & Disney, S. (2008). A new system for measuring three-dimensional back shape in scoliosis. *Eur Spine J*, 17(5), 663–672.

Brumagne, S., Lysens, R. & Spaepen, A. (1999). Lumbosacral repositioning accuracy in standing posture: a combined electrogoniometric and videographic evaluation. *Clinical Biomechanics*, 14(5), 361–363.

Carpenter, M. G., Tokuno, C. D., Thorstensson, A. & Cresswell, A.G. (2008). Differential control of abdominal muscles during multi-directional support-surface translations in man. *Exp Brain Res.*, 188(3), 445–455.

Carr, A. J., Jefferson, J. J., Turner-Smith, A. R., Weisz, I., Thomas, D. C. , Stavrakis, T. et al. (1989). Surface stereophotogrammetry of thoracic kyphosis. *Acta Orthop Scand*, 60(2), 177–180.

Cobb angle (2010). e-radiography.net. Pridobljeno 12. 2. 2010, iz <http://www.e-radiography.net/radpath/c/cobbs-angle.htm>

Crawford, R. J., Price, R. I. & Singer, K. P. (2009). The effect of interspinous implant surgery on back surface shape and radiographic lumbar curvature. *Clinical Biomechanics*, 24(6), 467–472.

Cuccia, A. & Caradonna, C. (2009). The relationship between the stomatognathic system and body posture. *Clinics*, 64(1), 61–66.

Daruwalla, J. S. & Balasubramaniam, P. (1985). Moiré topography in scoliosis. Its accuracy in detecting the site and size of the curve. *J Bone Joint Surg Br*, 67(2), 211–213.

Drerup, B. & Hierholzer, E. (1994). Back shape measurement using video rasterstereography and three-dimensional reconstruction of spinal shape. *Clinical Biomechanics*, 9(1): 28–36.

Dunk, N. M., Chung, Y. Y., Compton, D. S. & Callghan, J. P. (2004). The reliability of quantifying upright standing postures as a baseline diagnostic clinical tool. *J Manipulative Physiol Ther*, 27(2), 91–6.

Forte, U. (2007). *Preiskovalne metode hrbtenice za prikaz skolioze*. Diplomsko delo, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Visoka šola za zdravstvo.

Fritz, J. M., Erhard, R. E. & Hagen, B. F. (1998). Segmental instability of the lumbar spine. *Phys Ther.*, 78(8), 889–896.

Funatomi, T. (2007). *Three dimensional shape modeling of human body in various postures by light stripe triangulation*. Doctoral dissertation, Kyoto: Kyoto University, Graduate School of Informatics.

Funatomi, T., Iiyama, M., Kakusho, K. & Minoh M. (2009). Distortion Correction for 3D Scan of Trunk Swaying Human Body Segments. *Electronic Letters on Computer Vision and Image Analysis*, 7(4), 51–61.

Gadotti I. C. & Biasotto - Gonzalez D. A. (2010). Sensitivity of clinical assessments of sagittal head posture. *J Eval Clin Pract.* 16(1), 141–4.

Gibeault, J. P. (2008). *Fast and radiation-free technology for spine and pelvis analysis* *Biometrix Medica*, Prodobljeno 19. 8. 2010 iz <http://www.biometrixmedica.com/en/resources/white.papers.html>

Gibeault, J. P. (2008). Rasterstereography: Radiation-free technology for spine and pelvis analysis. *Canadian Chiropractor*, Prodobljeno 20. 1. 2010 iz <http://www.canadianchiropractor.ca/content/view/1003/>

Gissot, A. S., Barbieri, G., Iacobelis, M., Paindavoine, M., Pérennou, D. (2007). Measuring trunk orientation with a CMOS camera: Feasibility and accuracy. *Gait & Posture*, 26(4), 603–606.

Goniometer (2010). The ACL home. Pridobljeno 5. 8. 2010 iz <http://www.ncssm.edu/library/dirt/Valerie%20Todd/Why%20women.html>

Hackenberg, I., Hierholzer, E., Pözl, W., Götze, C. & Liljenqvist, U. (2003). Rasterstereographic back shape analysis in idiopathic scoliosis after posterior correction and fusion. *Clinical Biomechanics*, 18(10), 883–889.

Harrison, A. L., Barry - Greb, T. & Wojtowicz, G. (1996). Clinical measurement of head and shoulder posture variables. *J Orthop Sports Phys Ther.* 23(6), 353–61.

Harrison, D. E., Harrison, D. D., Colloca, C. J., Betz, J., Janik, T. J. & Holland, B. (2003). Repetability over time of posture, radiograph positioning, and radiograph line drawing: an analysis of six control groups. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 26(2), 87–98.

Hay, R., Niendorf, S., Wines, E., *Reliability and validity of a new instrument and procedures for measuring scoliosis.* Pridobljeno 17. 8. 2010 iz <http://pneumex.com/sitebuildercontent/sitebuilderfiles/2-reliability.pdf>

Heike, C. L., Upson, K., Stuhaug, E. in Weinberg, S. M. (2010). 3D digital stereophotogrammetry: a practical guide to facial image acquisition. *Head & Face Medicine*, 6(18), Pridobljeno 17.8. 2010 iz <http://www.head-face-med.com/content/6/1/18>

Herman, S., Antolič, V., Pavlovčič, V. in Srakar F. (2006). *Ortopedija*. Ljubljana: samozaložba.

Hernija, S., Lindič, J., Obrez, I., Tabor, L. in Voljč, M. (1984). Rentgenologija (Diagnostične slikovne metode). *Medicinski razgledi*, 23 (supl. 1), 1–338.

Hlebš, S. (2001). *Funkcionalna anatomija spodnjega uda (Skripta za študente Visoke šole za zdravstvo)*. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo.

Hlebš, S. (2001). *Funkcionalna anatomija trupa (Skripta za študente Visoke šole za zdravstvo)*. Ljubljana: Visoka šola za zdravstvo.

Hrbtenica (2010). Pridobljeno 15. 8. 2010 iz <http://www.google.si/images?client=firefox-a&rls=org.mozilla:sl:official&channel=s&hl=sl&q=hrbtenica&um=1&ie=UTF-8&source=og&sa=N&tab=wi&biw=1358&bih=592>

Inklinometri (2010). Pro Healthcare. Pridobljeno 15. 8. 2010 iz <http://prohealthcareproducts.com/inclinometers-c-27>

Jakovljević, M., Kacin, A., Puh, U. (2003). *Ocenjevalne metode v fizioterapiji 2*. Ljubljana. Visoka šola za zdravstvo. Interno gradivo.

Janik, T. J., Harrison, D. E., Cailliet, R., Harrison, D. D., Normand, M. C. & Perron, D. L. (2007). Validity of a computer postural analysis to estimate 3-dimensional rotations and translations of the head from three 2-dimensional digital images. *J Manipulative Physiol Ther*, 30(2), 124–129.

Kamal, S. A. (1998). *Moire Fringe Topography to Detect Scoliosis in Children*. Karachi: University of Karachi, NGDS Pilot Project.

Kamal, S. A. (2008). Pattern Recognition using Moiré Fringe Topography and Rasterstereography. V *Proceedings of the International Symposium on Biometrics and Security Technologies (IEEE ISBAST 2008)*. Islamabad, Pakistan: Bahria University.

Kisner, C. & Colby, L. A. (2007). *Therapeutic exercise: foundations and techniques*, 5th Edition. Philadelphia: F. A. Davis Company.

Krajnik, J. (2003). *Biomehanika*. Ljubljana: Inštitut za rehabilitacijo.

Kramberger, M., Kramberger, S., Vogrin, M., in Kuhta, M. (2009). Drža, biomehanika in razvojne anomalije hrbtenice. V M. Vogrin, *Otrok v ortopediji: interdisciplinarno strokovno srečanje in učne delavnice: zbornik vabljenih predavanj* (str. 33–45). Maribor: Univerzitetni klinični center Maribor, Oddelek za ortopedijo.

Lanningham - Foster, L. M., Jensen T. B., McCrady, S. K., Nysse, L. J., Foster, R. C. & Levine, J.A. (2005). Laboratory measurement of posture allocation and physical activity in children. *Med Sci Sports Exerc.*, 37(10), 1800–1805.

Laserski sistemi za merjenje 3D oblike teles in njihove aplikacije (2010). Univerza v Ljubljani, Fakulteta za strojništvo, Katedra za optodinamiko in lasersko tehniko. Pridobljeno 25.8.2010 iz <http://www.lakos.fs.uni-lj.si/dodiplomski/fms1/Materiali0809/predstavitevTriangulacije.pdf>

Majid, Z., Setan, H. & Chong, A. (2008). Integration of stereophotogrammetry and triangulation-based laser scanning system for precise mapping of craniofacial morphology. *The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences*, XXXVII(B5), Pridobljeno 12. 2. 2010 iz http://www.isprs.org/proceedings/XXXVII/congress/5_pdf/142.pdf

Mannion, A. F., Knecht, K., Balaban, G., Dvorak, J. in Grob, D. (2004). A new skin-surface device for measuring the curvature and global and segmental ranges of motion of the spine: reliability of measurements and comparison with data reviewed from the literature. *Eur Spine J*, 13(2), 122–136.

Mattmann, C., Amft, O., Harms, H. in Tröster, G. (2007). *Recognizing Upper Body Postures using Textile Strain Sensors*. ETH Zurich, Wearable Computing Lab.

Meakin, J. R., Gregory, J. S., Smith, F. W., Gilbert, F. J. & Aspden, R. M. (2008). Characterizing the Shape of the Lumbar Spine Using an Active Shape Model: Reliability and Precision of the Method. *Spine*, 33(7), 807–813.

Newton, R. U. & Neal, R. J. (1994). Three-dimensional quantification of human standing posture. *Gait and posture*, 2(4), 205-212.

Nordin, M. & Frankel V. H. (2001). *Basic Biomechanics of the Musculoskeletal System*. Lippincott Williams & Wilkins.

Palastanga, N., Derek F., & Roger S. (2006). *Anatomy and human movement*. Edinburgh: Butterworth Heinmann/Elsevier.

Pazos, V., Cheriet, F., Danserau, J., Ronsky, J., Zernicke, R. F. in Labelle, H. (2007). Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *Eur Spine J.* 16(1), 1882–1891.

Pearsall, D. J., Reid, J. G. & Hedden, M. D. (1992). Comparison of Three Noninvasive Methods for Measuring Scoliosis. *Phys Ther*, 72(9), 648–657.

Peterson, D. E., Blankenship, K. R., Robb, J. B., Walker, M. J., Bryan, J. M., Stetts, D. M., Mincey, L. M- in Simmons, G. E. (1997). Investigation of the Validity and Reliability of Four Objective Techniques for Measuring Forward Shoulder Posture. *The Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 25(1), 34–42.

PhotoModeler Scanner (2010). Eos Systems Inc. Pridobljeno 16. 8. 2010, iz <http://www.photomodeler.com/products/default.htm>

PostureRay (2010). PostureCo. Pridobljeno 11.8.2010 iz <http://www.postureco.com>

PostureScreen (2010). PostureCo. Pridobljeno 11. 8. 2010 iz <http://www.postureco.com/posturescreen.htm>

PostureSoft (2010). Applied Ingenuity. Pridobljeno 11. 8. 2010 iz http://www.appliedingenuity.net/content.asp?c=psoft_posture_analysis

PostureZoneSoftware (2010). PostureZone. Pridobljeno 16. 8. 2010, iz http://www.posturezone.com/?page_id=3

Pownall, P. J., Moran, R. W. & Stewart, A. M. (2008). Consistency of standing and seated posture of asymptomatic male adults over a one-week interval: A digital camera analysis of multiple landmarks. *International Journal of Osteopathic Medicine*, 11(2), 43–51.

Prushansky, T., Ezra, N., Kurse, N., Man, L. in Schneiderman, Y. (2008). Reproducibility of sagittal pelvic tilt measurements in normal subjects using digital inclinometry. *Gait Posture*, 28(3), 513–6.

Rajabi, R., Seidi, F. in Mohamadi, F. (2008). Which Method Is Accurate When Using the Flexible Ruler to Measure the Lumbar Curvature Angle? Deep Point or mid Point of Arch?.

World Applied Sciences Journal, 4(6), 849-852.

Rousseau, M. A., Laporte, S. E., Chavary-Bernier, E., Lazennec, J. Y. in Skalli, W. (2007). Reproducibility of Measuring the Shape and Three-Dimensional Position of Cervical Vertebrae in Upright Position Using the EOS Stereoradiography System. *Spine*, 32(23), 2569–2572.

Rugelj, D. (2006). Vpliv spreminjanja senzoričnega priliva na varnostno območje pri gibanju nad fiksno podporno ploskvijo. Doktorska disertacija, Ljubljana: Univerza v Ljubljani, Fakulteta za šport.

Sacco, I. C. N., Alibert, S., Queiroz, B. W. C., Pripas, D., Kieling, I., Kimura, A. A., Sellmer, A. E., Malvestio, R. A., Sera, M. T. (2007). Reliability of photogrammetry in relation to goniometry for postural lower limb assessment. *Rev. bras. fisioter.*, 11(5), 411–17.

Shumway - Cook, A. in Woollacott, M.H. (2001). Motor control: theory and practical applications. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, cop.

Sušnik, J. (1987). *Položaj in gibanje telesa pri delu (analiza efektivnega sistema)*. Ljubljana: Univerzitetni zavod za zdravstveno in socialno varstvo.

Šarabon, N., Košak, R., Fajon, M. in Drakslar, J. (2005). Nepravilnosti telesne države – mehanizmi nastanka in predlogi za korektivno vadbo. *Šport*, 53(1), 35–41.

Teixeira, F. A., Carvalho, G. A. (2007). Reliability and validity of thoracic kyphosis measurements using the flexicurve method. *Rev. bras. fisioter.*, 11(3), Pridobljeno 8. 8. 2010 iz http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S1413-35552007000300005&script=sci_arttext&tlng=en

The MegaCapturor 3D Body Digitizer (2010). Creaform Inc. Pridobljeno 25. 8. 2010 iz <http://www.creaform3d.com/en/3d-body-digitizer/mega-capturor.aspx>

Van Driel, R. (2009). *Evaluating methods to use the virtual corset™ inclinometer for trunk posture measurements*. Master's thesis, Vancouver: The university of British Columbia, The Faculty of Graduate Studies, Occupational and Environmental Hygiene.

Vicon 612/ 624(2010). Vicon. Pridobljeno 17. 8. 2010 iz <http://www.techex.co.uk/info.asp?product=265929514&page=2&printfriendly=1>

VITUS 3D Bodyscanner (2010). Vitronic. Pridobljeno 23. 8. 2010 iz <http://www.vitronic.de/en/vitus-3d-body-scanning/vitus-3d-scanner/>, http://www.human-solutions.com/sports/technology_scanning_en.php

Walford, A. (2010). *A New Way to 3D Scan (Photo-based Scanning Saves Time and Money)*(A White Paper), Eos Systems Inc. Pridobljeno 10. 8. 2010 iz <http://www.photomodeler.com/downloads/ScanningWhitePaper.pdf>

Whole Body Color 3D Scanner (2010). Cyberware Inc. Pridobljeno 15. 1. 2010, iz <http://www.cyberware.com/products/scanners/wbx.html>

Wong, W. Y. in Wong, M. S. (2008). Trunk posture monitoring with inertial sensors. *Eur Spine J*, 17(5), 743–753.

Wong, Y. W., Wong, M. S., Lo, H. K. (2007). Clinical applications of sensors for human posture and movement analysis: A review. *Prosthetics and Orthotics International*, 31(1), 62–75.

Wu, S. K., Lan, H. H. C., Kuo, L-C., Tsai, S-W., Chen, C-L., in Su, F-C. (2007). The feasibility of a video-based motion analysis system in measuring the segmental movements between upper and lower cervical spine. *Gait & Posture*, 26(1), 161–166.

Zurc, J. (2006). Merjenje ustreznosti razvoja otrokove telesne drže. *MED RAZGL*, 45(4), 421–433.