

Utvrđivanje individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada

Baksa, Sarajko

Doctoral thesis / Disertacija

2007

Degree Grantor / Ustanova koja je dodijelila akademski / stručni stupanj: **University of Zagreb, Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture / Sveučilište u Zagrebu, Fakultet strojarstva i brodogradnje**

Permanent link / Trajna poveznica: <https://urn.nsk.hr/urn:nbn:hr:235:876124>

Rights / Prava: [In copyright](#) / [Zaštićeno autorskim pravom.](#)

Download date / Datum preuzimanja: **2025-02-18**

Repository / Repozitorij:

[Repository of Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture University of Zagreb](#)



SVEUČILIŠTE U ZAGREBU
FAKULTET STROJARSTVA I BRODOGRADNJE

**UTVRĐIVANJE INDIVIDUALNIH BIOMEHANIČKIH
VELIČINA ZA PROSUDBU TEŽINE
LJUDSKOG RADA**

DOKTORSKI RAD

Mentor:

Prof. dr.sc. OSMAN MUFTIĆ

mr.sc. Sarajko Baksa

ZAGREB, 2007.

PODACI ZA BIBLIOGRAFSKU KARTICU

UDK:	612.766:531.3
Ključne riječi:	antropometrija, ergonomija, virtualna analiza rada, biomehanički 3D humanoidni modeli, vizualizacija individualnih značajki
Znanstveno područje:	TEHNIČKE ZNANOSTI
Znanstveno polje:	Strojarstvo
Institucija u kojoj je rad izrađen:	Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu, Ivana Lučića 5, 10000 Zagreb, Hrvatska
Mentor rada:	Prof. dr.sc. Osman Muftić, profesor emeritus
Broj stranica:	152
Broj slika:	130
Broj tablica:	35
Broj jednadžbi:	25
Broj literaturnih navoda:	97
Jezik teksta:	hrvatski
Jezici sažetaka:	hrvatski i engleski
Datum obrane:	03. siječanj, 2007.
Povjerenstvo u sastavu:	Dr.sc. Dorian Marjanović, red.prof., Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu – predsjednik Dr.sc. Osman Muftić, profesor emeritus, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu – mentor Dr.sc. Pavao Rudan, akademik, Institut za antropologiju, Zagreb – član Dr.sc. Vladimir Medved, red.prof., Kineziološki fakultet, Sveučilišta u Zagrebu – član Dr.sc. Tanja Jurčević - Lulić, doc., Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu – član
Institucija u kojoj je rad pohranjen:	Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu, Ivana Lučića 5, 10000 Zagreb, Hrvatska

Postupak stjecanja doktorata znanosti s temom doktorskog rada: Utvrđivanje individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada, prihvaćen je 14. rujna 2004. god., na 14. sjednici Senata Sveučilišta u Zagrebu.

Istraživanja su provedena u Zračnoj luci Pleso, Zagreb, Fakultetu strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu, Kineziološkom fakultetu, Sveučilišta u Zagrebu i Računalnom laboratoriju, Laboratory for Digital Art and Science *SABALab*, Čakovec u sklopu Projekata; Ergonomijske podloge za norme u zrakoplovstvu (120–005) i NINOT – hrvatski virtualni karakter (2003-154).

*Ovaj rad posvećujem
obitelji, supruzi Ines
i kćerima Virni, Rajni i Tari*

Najtoplije zahvaljujem mentoru Dr.sc. Osmanu Muftiću, profesoru emeritusu, na povjerenju, poticaju i uloženom trudu tijekom izrade ovog rada.

Iskreno se zahvaljujem predsjedniku povjerenstva Dr.sc. Dorianu Marjanoviću, red.prof., na znanstvenoj i stručnoj pomoći te nesebičnoj podršci kao i članovima povjerenstva; Dr.sc. Vladimiru Medvedu, red.prof., akademiku Dr.sc. Pavlu Rudanu, red.prof. i Dr.sc. Tanji Jurčević - Lulić, doc., na iskazanoj susretljivosti i razumijevanju.

Od srca zahvaljujem supruzi Ines i kćerima Virni, Rajni i Tari na ukazanom povjerenju i strpljenju.

Zahvaljujem se također kolegicama i kolegama, Fakulteta strojarstva i brodogradnje (Zagreb), Kineziološkom fakultetu (Zagreb), Ministarstvu znanosti i tehnologije (Zagreb), Institutu za antropologiju (Zagreb), zračnoj luci Pleso (Zagreb), Računalnom laboratoriju SABALab (Čakovec) te svima koji su mi na bilo koji način izašli u susret i pomogli u realizaciji ovog doktorskog rada.

SADRŽAJ

POPIS SLIKA	VII
POPIS TABLICA	XIII
POPIS OZNAKA I MJERNIH JEDINICA	XVI
PREDGOVOR	XVIII
SAŽETAK	XIX
SUMMARY	XX
1. UVODNA RAZMATRANJA	1
1.1. Cilj i svrha istraživanja	2
1.2. Definicija problema	2
1.3. Hipoteza i istraživačka pitanja	3
1.4. Metodologija istraživanja	4
1.5. Dosadašnje spoznaje	5
1.6. Očekivani znanstveni doprinos	6
1.7. Struktura disertacije	7
2. TEORIJSKA PODRUČJA ISTRAŽIVANJA	10
2.1. Fiziološka antropologija	12
2.1.1. Dimenzijski odnosi ljudskog tijela	13
2.1.2. Varijabilnost antropometrijskih čimbenika	14
2.1.3. Različitosti u sazdanosti ljudskog tijela	15
2.1.4. Antropometrijske razlike između spolova	19
2.1.5. Životna dob	20
2.1.6. Sekularni tjelesni prirast	23
2.1.7. Etničke i rasne razlike	23
2.1.8. Socijalno razlikovanje	24
2.2. Biološka antropometrija	25
2.2.1. Prikaz antropometrijskih točaka	26

2.2.2. Prikaz antropometrijskih mjera	27
2.2.3. Prikaz antropometrijskih veličina	30
2.3. Fiziološka načela upravljanja gibanjem	32
2.3.1. Inervacija mišića	34
2.3.2. Rad mišića	35
2.3.3. Električka svojstva mišića	37
2.4. Biomehaničko mjerenje ljudskog rada	38
2.4.1. Veze između biomehaničkih i bioelektričkih veličina	43
2.4.2. Metode biomehaničke analize čovjekova rada	44
2.4.1.1. Mišićno - koštana analiza	45
2.4.1.2. Goniometarska analiza	46
2.4.1.3. Elektromagnetska i zvučna analiza	46
2.4.1.4. Fotogrametrijska analiza	47
2.4.1.5. Akceleracijska analiza	49
2.5. Fiziološka antropometrija	50
2.5.1. Biomehanika kralješnice	52
2.5.1.1. Konfiguracija kralješnice	54
2.5.1.2. Neutralni položaj kralješnice	55
2.5.1.3. Fiziologija opterećenja kralješnice i prenošenja sila	56
2.5.1.4. Učinak radnog napora na opterećenja u kralješnici	64
2.5.1.5. Radno opterećenje čovjeka	66
2.5.1.6. Veličine i djelovanje sila u kralješnici	68
2.5.1.7. Preporučeno ograničenje tereta za dizanje	68
2.5.2. Metode određivanja segmentalnih masa	73
2.5.3. Harmonijska antropometrijska analiza	76
2.5.4. Metoda utvrđivanja promjene trbušnog tlaka	78
2.5.4.1. Izbor kritične točke L4/L5	87
2.5.4.2. Metoda redukcije sila i spregova na izabranu točku L4/L5	89
2.6. Virtualni 3D humanoidni modeli	90
2.6.1. Prostorna digitalizacija ljudskih tjelesnih oblika	93
2.6.2. Biomehanička virtualna 3D rekonstrukcija	96
2.6.2.1. Virtualni koordinatni sustav	96

2.6.2.2. Rekonstrukcijski postupci	97
2.6.2.3. Rekonstrukcijski postupci statičnih mjernih kamera	98
2.6.2.4. Rekonstrukcijski postupci mobilnih mjernih kamera	102
2.6.3. Prostorno pozicioniranje čovjeka	103
2.6.4. Strukturna shema biomehaničkog modela čovjeka kao kinematičkog lanca	104
2.6.5. Računalna animacija virtualnih 3D humanoidnih modela	106
2.6.5.1. Sustavi kontrole pokreta	109
2.6.6. Biomehanički modeli ispitanika za izračunavanje lumbalnog momenta	110
3. EKSPERIMENTALNI RAD	113
3.1. Mjerenje biomehaničkih veličina	114
3.1.1. Opis opreme za mjerenje	115
3.1.1.1. Mjerni sustav BodySABA	115
3.1.1.2. Mjerni sustav VatoSABA	117
3.1.2. Definiranje ispitnog modela za snimanje pomoću sustava SABA ...	118
4. REZULTATI ISTRAŽIVANJA	121
4.1. Prikaz rezultata segmentalnog radnog djelovanja	124
4.1.1. Prikaz rezultata pristupnog nošenja, položaj A	125
4.1.2. Prikaz rezultata podizanja, položaj B	128
4.1.3. Prikaz rezultata spuštanja, položaj C	130
4.1.4. Prikaz rezultata odlaznog nošenja, položaj D	132
4.2. Rezultatni slijedni grafički prikaz kinematogramskog radnog djelovanja	135
4.2.1. Momenti oko točke 0 (L4/L5)	136
4.2.2. Intraabdominalni tlak (IAT)	137
5. RASPRAVA	138
6. ZAKLJUČCI	143
7. LITERATURA	146
ŽIVOTOPIS	XX
PRILOG CD (kinematogramski zapis, virtualni 3D modeli, računalna vizualizacija)	XXI

POPIS SLIKA

	Str.
Sl. 1. <i>Egipatski kanon. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]</i>	13
Sl. 2. <i>Kollmanov decimalni kanon. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]</i>	13
Sl. 3. <i>Tipovi konstitucija ljudskog tijela. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 2001 [22]</i>	16
Sl. 4. <i>Varijacije ljudskog tijela u različitim kanonima visina glave. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 2001 [22]</i>	16
Sl. 5. <i>Frekvencija raspodjele tjelesne visine. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]</i>	17
Sl. 6. <i>Devijacije statističke raspodjele antropoloških podataka</i>	18
Sl. 7. <i>Tjelesni rast od rođenja do zrelosti. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]</i>	21
Sl. 8. <i>Brzina rasta od rođenja do zrelosti. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]</i>	21
Sl. 9. <i>Prosječna tjelesna visina odraslih entiteta u odnosu na dob. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]</i>	22
Sl. 10. <i>Prosječna tjelesna masa odraslih entiteta u odnosu na dob. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]</i>	22
Sl. 11. <i>Etničke razlike u odnosu između prosječne sjedeće visine i prosječne visine odraslih entiteta. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]</i>	24
Sl. 12. <i>Glavne tjelesne antropometrijske točke. Preuzeto i modificirano iz Maver, 1976 [21]</i>	27
Sl. 13. <i>Antropometrijske varijable prema Grieco-Masalievoy listi, stojećeg stava. Preuzeto iz Grieco, 1972 [13]</i>	30
Sl. 14. <i>Antropometrijske varijable prema Grieco-Masalievoy listi, sjedećeg stava. Preuzeto iz Grieco, 1972 [13]</i>	30
Sl. 15. <i>Ženski subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1993 [19]</i>	30
Sl. 16. <i>Muški subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1993 [19]</i>	30
Sl. 17. <i>Shematički prikaz izgleda motoričkog neurona. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]</i>	32
Sl. 18. <i>Aktivni potencijal u živčanom vlaknu koji pokazuje prolaz živčanog impulsa. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]</i>	33
Sl. 19. <i>Inervacija mišića. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]</i>	34
Sl. 20. <i>Model mišićnog sakupljanja prema teoriji klizanja vlakanaca. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]</i>	36
Sl. 21. <i>Stanje kontrakcije, usporedba između izotoničkog i izometričkog oblika sakupljanja mišića. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]</i>	36

Sl. 22.	<i>Maksimalno trajanje mišićnog napora. Preuzeto iz Davis, 1977 [28]</i>	39
Sl. 23.	<i>Dvoručno guranje i potezanje tereta. Preuzeto i modificirano iz Mairiaux, 1984 [29]</i>	39
Sl. 24.	<i>Podizanje tereta s jednom rukom. Preuzeto i modificirano iz Mairiaux, 1984 [29]</i>	40
Sl. 25.	<i>Guranje tereta od tijela s jednom rukom. Preuzeto i modificirano iz Mairiaux, 1984 [29]</i>	40
Sl. 26.	<i>Prikaz promjena elektromiografskih aktivnosti u zavisnosti od položaja tijela ispitanika. Preuzeto iz Keros, 1984 [32]</i>	42
Sl. 27.	<i>Prikaz neutralnog položaja čovjeka u sjedećem (a) i stojećem (b) položaju. Preuzeto iz Keros, 1984 [32]</i>	42
Sl. 28.	<i>Prostorno definiranje položaja (x, y, z) i orijentacije (θ_x, θ_y, θ_z) bedrene kosti</i>	45
Sl. 29.	<i>Fotogrametrijska analiza. Preuzeto iz Abdel-Aziz, 1971 [78]</i>	48
Sl. 30.	<i>Umjeravanje mjernih fotogrametrijskih modula. Preuzeto iz Rowell, 1989 [38]</i>	48
Sl. 31.	<i>Multiaksijalni akcelerometri. Preuzeto iz Hayes, 1983 [39]</i>	49
Sl. 32.	<i>Shematski prikaz položaja pokretnog dijela kralješnice. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1984 [7]</i>	52
Sl. 33.	<i>Kostur kralješnice - frontalni, stražnji i bočni pogled. Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [41]</i>	52
Sl. 34.	<i>Presjek kroz izdanak malih zglobova odakle je vidljivo da je ovdje pretežno zbita kost. Preu. iz Muftić, 1976 [42]</i>	53
Sl. 35.	<i>Sferna ploha kojoj pripadaju ploštine faceta malih zglobova. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1976 [42]</i>	53
Sl. 36.	<i>Prikaz normalne pokretljivosti kralješnice u sagitalnoj i frontalnoj ravnini. Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [41]</i>	54
Sl. 37.	<i>Oblik grudnog koša s rebrima i dijelom grudne kralješnice. Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [41]</i>	54
Sl. 38.	<i>Fotografija presjeka kroz tijelo vratnog kralješka. Preuzeto iz Keros, 1984 [32]</i>	56
Sl. 38.	<i>Fotografija presjeka kroz tijelo slabinskog kralješka. Preuzeto iz Keros, 1984 [32]</i>	56
Sl. 40.	<i>Primjer ispravnog (a) i neispravnog (zabranjenog) (b) dizanja tereta s poda na neku razinu. Preuzeto i modificirano iz BLfA, 1991 [44]</i>	57
Sl. 41.	<i>Model kinematičkog para lumbalne kralješnice za definiranje gibanja nukleus pulposusa. Preuzeto iz Keros, 1994 [45]</i>	58
Sl. 42.	<i>Dinamički segment kralješnice.</i>	60

Sl. 43.	<i>Općenit prikaz opterećenja lumbalne kralješnice. Preuzeto i modificirano iz Sineljnikov 1967 [46]</i>	60
Sl. 44.	<i>Fibroza pulpozne mase. Preuzeto iz Muftić 1976 [42]</i>	61
Sl. 45.	<i>Opći oblik opterećenja jednog slabinskog kralješka (Tlakovi, sile, spregovi). Preuzeto i modificirano iz Muftić 1976 [42]</i>	61
Sl. 46.	<i>Slabinski kralješak pogled odozgo. Preuzeto i prilagođeno prema Sineljnikov 1967 [46]</i>	62
Sl. 47.	<i>Općenit prikaz opterećenja lumbalne kralješnice (pogled straga). Preuzeto i prilagođeno prema Sineljnikov 1967 [46]</i>	62
Sl. 48.	<i>Shematski prikaz prolapsa diskusa. Preuzeto iz Keros 1994 [45]</i>	63
Sl. 49.	<i>Zarotirani položaj tijela. Preuzeto iz prEN 1005-3, 2006 [48]</i>	69
Sl. 50.	<i>Primjeri opterećenja subjekta koji diže teret. Ovdje se naglašava da su radni položaji sa savijenim leđima prema naprijed. Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [41].</i>	71
Sl. 51.	<i>Primjer opterećenja subjekta kada nužno ima relativno uspravan stav. Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [41].</i>	71
Sl. 52.	<i>Različiti primjeri položaja radnika prikazani putem štapnih modela. Preuzeto iz Muftić, 1999 [22].</i>	72
Sl. 53.	<i>Raznovrsni oblici položaja radnika prikazanih u punim modelima izrađenim prema fotografijama. Preuzeto iz Muftić, 1999 [22].</i>	72
Sl. 54.	<i>Relativni položaj središta masa dijelova tijela u čovjeka. Preuzeto iz Milčić 1999, [52]</i>	75
Sl. 55.	<i>Harmonijska kružnica s pridruženom mrežom kanona osam visina glave. Preuzeto iz Muftić, 2006 [18]</i>	76
Sl. 56.	<i>Harmonijska kružnica s geometrijskim skeletnim modelom. Preuzeto iz Muftić, 2006 [18]</i>	76
Sl. 57.	<i>Anatomski izgled trbušne šupljine. Preuzeto iz Sineljnikov, 1967 [46]</i>	78
Sl. 58.	<i>Presjek kroz zid trupa u razini L4/L5. Preuzeto iz Titel, 1990 [53]</i>	79
Sl. 59.	<i>Trbušna struktura mišićja trbušne preše. Preuzeto iz Titel, 1990 [53]</i>	79
Sl. 60.	<i>Pogled lateralne strane M. transversus abdominis. Preuzeto iz Titel, 1990 [53]</i>	80
Sl. 61.	<i>Struktura leđnog mišićja kralješnice. Preuzeto iz Titel, 1990 [53]</i>	80
Sl. 62.	<i>Prikaz intraabdominalnog tlaka kod čovjeka koji diže teret. Preuzeto iz Mijović, 2001 [55]</i>	82
Sl. 63.	<i>Schultzov model opterećenja u presjeku trbušne šupljine. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 2006 [32]</i>	82
Sl. 64.	<i>Model presjeka abdomena prikazan kao harmonijska funkcija stojeće visine subjekta. Preuzeto iz Jurčević, 1994 [57]</i>	83

Sl. 65.	<i>Prikaz položaja ispitanika u mjerenju mehaničkog kapaciteta kralješnice ispitanika u polupognutom položaju. Preuzeto i modificirano iz Labar, 1983 [58]</i>	83
Sl. 66.	<i>Raspodjela veličina lumbalnih momenata u muških ispitanika hrvatske populacije za uspravan, polupognut i pognut stav u zavisnosti od dobi spitanika. Preuzeto iz Muftić, 1987 [59]</i>	84
Sl. 67.	<i>Shematski prikaz postupka utvrđivanja intraabdominalne sile F_{abd}</i>	85
Sl. 68.	<i>Dijagram abdominalne sile (b), u zavisnosti od nagiba trupa (a) i odgovarajuće statističke distribucije za muške subjekte. Preuzeto iz Muftić, 1992 [56]</i>	85
Sl. 69.	<i>Razlika u nagibu zdjelične kosti Preuzeto i modificirano iz Bammes [41]</i>	86
Sl. 70.	<i>Mišićna aktivnost u erektoru spinae tijekom cjelovite fleksije prema naprijed. Preuzeto iz Evans, 1961 [51]</i>	87
Sl. 71.	<i>Utvrđivanje IAT za prikazani položaj sa slike 17.</i>	87
Sl. 72.	<i>Izbor kritične točke L4/L5. Preuzeto i modificirano iz Muftić 1976 [42]</i>	88
Sl. 73.	<i>Postupak utvrđivanja potrebne veličine momenta M_K</i>	88
Sl. 74.	<i>Odabrani trodimenzijski model za prikaz redukcije vanjskog opterećenja na izabranu kritičnu točku 0 (L4/L5)</i>	90
Sl. 75.	<i>Intraabdominalni tlak (IAP) i njegov rezultirajući vektor sile P Preuzeto i modificirano iz Kroemer, 2001 [60]</i>	90
Sl. 76.	<i>Štapni biomehanički model</i>	93
Sl. 77.	<i>Različiti prikazi ljudskog tijela a) štapni, b) konturni, c) obrisni i d) osjenjeni. Preuzeto iz Chung, 1987 [62]</i>	93
Sl. 78.	<i>Prikaz optičkog 3D-Matic Michelangelo dinamičkog skenera. Preuzeto iz D'Apuzzo, 2006 [64]</i>	94
Sl. 79.	<i>BodySABA tjelesni statični skener</i>	94
Sl. 80.	<i>Štapni biomehanički model u FCS nepomičnom xyz koordinatnom sustavu. Preu. iz Andre, 1990 [68]</i>	97
Sl. 81.	<i>Biomehanički model u prostornom CCS koordinatnom sustavu s četiri kamere. Preuzeto i modificirano iz Andre, 1990 [68]</i>	97
Sl. 82.	<i>Korespondirajući slikovni prikaz mjernog objekta</i>	99
Sl. 83.	<i>Temeljni stereo fotogrametrijski mjerni pristup. Preuzeto i modificirano iz Hallert, 1960 [69]</i>	99
Sl. 84.	<i>Računalni štapni prikaz ljudskog hoda u frontalnoj ravnini. Preuzeto iz Dapena, 1982 [74]</i>	102
Sl. 85.	<i>Računalni štapni prikaz ljudskog hoda u sagitalnoj ravnini Preuzeto iz Dapena, 1982 [74]</i>	102
Sl. 86.	<i>Osnovni tjelesni ravninski presjeci i pravci</i>	103

SI. 87.	<i>Pojednostavljeni prikaz 3D karakterne animacijske strukture ljudskog tijela</i>	105
SI. 88.	<i>Kinematogram računalne animacije virtualnog štapnog modela</i>	107
SI. 89.	<i>Kinematogram slijeđenja ispitanika mocap sustavom VatoSABA 2.1.</i>	107
SI. 90.	<i>Zaslonski prikazi Life Forms programskog paketa</i>	109
SI. 91.	<i>Slikovni prikaz ispitanika pod opterećenjem a) Ispitanik s podignutom desnom rukom i teretom b) Ispitanik s podignutim rukama u kojima drži jednake terete</i>	111
SI. 92.	<i>Razvoj ravninskog plana položaja sila. Preuzeto iz Evans, 1961 [51]</i>	111
SI. 93.	<i>Zrakoplov Airbus A320 na stajalištu</i>	113
SI. 94.	<i>Unutrašnjost zrakoplova Airbus A320</i>	113
SI. 95.	<i>Realni zrakoplovni okolišni sustav Airbus A320</i>	113
SI. 96.	<i>Laboratorijski okolišni sustav zrakoplova Airbus A320</i>	113
SI. 97.	<i>Tjelesno skeniranje sa sustavom "BodySABA"</i>	116
SI. 98.	<i>Digitalizirani 3D prikaz skeniranog entiteta</i>	116
SI. 99.	<i>Postupak snimanja mjernim sustavom VatoSABA</i>	117
SI. 100.	<i>Digitalna CCD video kamera JVC GR-DV700 E</i>	117
SI. 101.	<i>Studijsko snimanje VatoSABA 2.1. mjernim sustavom</i>	118
SI. 102.	<i>Isječak računalne animacije virtualnog karaktera temeljenog na ulaznim podacima VatoSABA 2.1. mjernog sustava</i>	118
SI. 103.	<i>Primjereno odjeveni ispitni model u neutralnom BodySABA položaju</i>	119
SI. 104.	<i>Primjereno odjeveni VatoSABA ispitanik i 3D štapni model</i>	119
SI. 105.	<i>Kinematogramski VatoSABA i rengenogramski virtualni 3D biomehanički model ispitanika u položaju A4 (23/68) unutar sagitalne ravnine</i>	120
SI. 106.	<i>Kinematogramski VatoSABA i rengenogramski virtualni 3D biomehanički model ispitanika u položaju A4 (23/68) unutar frontalne ravnine</i>	120
SI. 107.	<i>Rengenogramski virtualni 3D biomehanički model ispitanika za izračunavanje lumbalnog momenta u položaju A4 (23/68) unutar sagitalne ravnine</i>	120
SI. 108.	<i>Rengenogramski virtualni 3D biomehanički model ispitanika za izračunavanje lumbalnog momenta u položaju A4 (23/68) unutar frontalne ravnine</i>	120
SI. 109.	<i>Uspravni muški subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama</i>	121
SI. 110.	<i>Sjedeći muški subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama</i>	121
SI. 111.	<i>Rengenogramski virtualni 3D biomehanički model ispitanika sa prikazom prostornog rastava sile i ucrtanim smjerom djelovanja momenta M na izabranu kritičnu točku 0 (L4/L5) za djelatni položaj B2 (88/133)</i>	123

SI. 112.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A1 (1/46)</i>	125
SI. 113.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A2 (7/52)</i>	125
SI. 114.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A3 (15/60)</i>	126
SI. 115.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A4 (23/68)</i>	127
SI. 116.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A5 (30/75)</i>	127
SI. 117.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju B1 (75/120)</i>	128
SI. 118.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju B2 (88/133)</i>	129
SI. 119.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju B3 (115/160)</i>	129
SI. 120.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju C1 (655/700)</i>	130
SI. 121.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju C2 (683/728)</i>	131
SI. 122.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju C3 (710/755)</i>	131
SI. 123.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D1 (749/794)</i>	132
SI. 124.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D2 (754/799)</i>	133
SI. 125.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D3 (760/805)</i>	133
SI. 126.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D4 (767/812)</i>	134
SI. 127.	<i>Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D5 (775/820)</i>	135
SI. 128.	<i>Grafički prikaz vrijednosti ukupnih momenata oko točke 0 (L4/L5) za pristupno nošenje i podizanje, djelatna skupina A i B</i>	136
SI. 129.	<i>Grafički prikaz vrijednosti ukupnih momenata oko točke 0 (L4/L5) za spuštanje i odlazno nošenje, djelatna skupina C i D</i>	136
SI. 130.	<i>Grafički prikaz vrijednosti intraabdominalnog tlaka</i>	137

POPIS TABLICA

	Str.
Tab. 1. <i>Razrada tjelesnih visina muškaraca i žena [12]</i>	19
Tab. 2. <i>Visine i mase ženskih entiteta [18]</i>	21
Tab. 3. <i>Visine i mase muških entiteta [18]</i>	22
Tab. 4. <i>Označavanje pojedinih antropometrijskih točaka [21]</i>	26
Tab. 5. <i>Tabelarni prikaz Grieco - Masali liste antropometrijskih mjera i mjera za medicinu rada WHO [21]</i>	28
Tab. 6. <i>Tabelarni prikaz dopunsko izvedenih antropometrijskih varijabli [21]</i>	29
Tab. 7. <i>Tabelarni prikaz vrijednosti antropomjera za žene [18]</i>	31
Tab. 8. <i>Tabelarni prikaz vrijednosti antropomjera za muškarce [18]</i>	31
Tab. 9. <i>Tabelarni pregled područja pokretljivosti kralješnice [43]</i>	55
Tab. 10. <i>Tabelarni prikaz graničnih vrijednosti za podizanje i nošenje tereta [44]</i>	67
Tab. 11. <i>Relativni odnos mase dijelova tijela u odnosu na ukupnu tjelesnu masu [14, 15]</i>	73
Tab. 12. <i>Regresijski faktori za žene prema Donskom i Zacijorskom [16]</i>	74
Tab. 13. <i>Regresijski faktori za muškarce prema Donskom i Zacijorskom [16]</i>	74
Tab. 14. <i>Središta masa kao postotak duljine tjelesnog segmenta [52]</i>	75
Tab. 15. <i>Antropometrijski rezultati za žene [17]</i>	77
Tab. 16. <i>Antropometrijski rezultati za muškarce [17]</i>	77
Tab. 17. <i>Mjerni markeri u mocap sustavu "VatoSABA"</i>	119
Tab. 18. <i>Tabelarni prikaz izdvojenih antropometrijskih mjera ispitanika</i>	121
Tab. 19. <i>Mase, gustoće i volumeni pojedinih tjelesnih segmenata</i>	122
Tab. 20. <i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A1</i>	125
Tab. 21. <i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A2</i>	126
Tab. 22. <i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A3</i>	126
Tab. 23. <i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A4</i>	127
Tab. 24. <i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A5</i>	128

Tab. 25.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj B1</i>	128
Tab. 26.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj B2</i>	129
Tab. 27.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj B3</i>	130
Tab. 28.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj C1</i>	130
Tab. 29.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj C2</i>	131
Tab. 30.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj C3</i>	132
Tab. 31.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D1</i>	132
Tab. 32.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D2</i>	133
Tab. 33.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D3</i>	134
Tab. 34.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D4</i>	134
Tab. 35.	<i>Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D5</i>	135

POPIS OZNAKA I MJERNIH JEDINICA

A	površina presjeka [cm^2]
a, b, c	dužina [cm], širina [cm], visina [cm]
B	bazni razmak mjernih kamera [cm]
B_0, B_1, B_2	regresijski koeficijenti B_0 [kg], B_1 [-], B_2 [kg/cm]
C	žarišna duljina [mm]
E_v	varijacije ekoloških čimbenika
F	sila [N]
F_{krit}	preporučena veličina tereta [N]
F_R	rezultantna sila [N]
F_v	oznaka fenotipske varijacije
F_Q	manipulativna sila ruke [N]
g	gravitacijsko ubrzanje [m/s^2]
G_v	varijacije genotipa
h	stojeća visina subjekta [cm]
i_p	podizajni teret [N]
i_{horiz}	horizontalni višekratnik [cm]
i_{vert}	vertikalni višekratnik [cm]
i_{dist}	distantni višekratnik
i_{asim}	asimetrijski višekratnik
i_{frek}	frekvencijski višekratnik
i_{CM}	zahvatni multiplikator
IAT	intraabdominalni tlak [kPa]
$L_1 - L_{11}$	čimbenici izravne linearne transformacije
L4/L5	disk između 4. i 5. slabinskog kralješka
M	ukupna masa subjekta [kg]
m_i	masa analiziranog segmenta [kg]
M_l	lumbalni moment [Nm]
M_s	moment [Nm]
\mathbf{M}_t	(3x3) transformacijska matrica akceptorskog u mjerni koordinatni sistem

P_a	akcijski potencijal živčanog vlakna [mV]
p	korekcijski čimbenik paralakse koordinatnog sustava
R	polumjer harmonijske kružnice [cm]
r	polumjer [cm]
U_i	vrijednost integriranog napona i-tog mišića za određeni položaj tijela [mV]
u, v	koordinate mjernog akceptora [cm]
u_k i v_k	koordinate kinematograma [cm]
u_i i v_i	ravninske osi
u_p, v_p	relevantne koordinatne točke mjernog akceptora
V	volumen [cm ³]
X, Y, Z	prostorni koordinatni poredak
X_0, Y_0, Z_0	koordinatni sustav žarišnih točaka
X_l, Y_l, Z_l	prostorne koordinatne točke mjernog objekta
$\Delta u, \Delta v$	mjerni otkloni
$\alpha, \beta, i \gamma$	kutevi [°]
α_i	kut zaokreta kinematičkog para [°]
λ	linearna skalarna veličina
φ	relativna vlažnost [%]

PREDGOVOR

Ovaj rad dio je istraživanja na području unapređenja računalnih istraživanja prostornih promjena biomehaničkih karakteristika virtualnih humanoidnih modela, temeljenih na stvarnim digitaliziranim antropometrijskim i biomehaničkim izmjerama tijela ljudi hrvatske populacije, unutar virtualnih 3D prostora u svrhu analize njihova gibanja u realnim uvjetima. Rezultati provedenih antropometrijskih i biomehaničkih istraživanja omogućit će konstrukciju točnih i pouzdanih virtualnih, digitalno generiranih humanoidnih modela i pripadnih okolišnih sustava.

SAŽETAK

Utvrđivanje individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada

Ključne riječi: antropometrija, ergonomija, virtualna analiza rada, biomehanički 3D humanoidni modeli, vizualizacija individualnih značajki

Ponašanja su ljudskog tijela u uvjetima djelovanja vanjskih opterećenja pored većeg broja fizioloških čimbenika vezana i uz poznavanje promjena veličine tlaka u čovjekovoj trbušnoj šupljini. Nedvojbeno je utvrđena funkcijska zavisnost između tzv. lumbalnog momenta na razini kralješaka L4/L5 i tlaka u trbušnoj preši. Biomehaničko se rješenje svelo na tvorbu odgovarajućeg biomehaničkog modela koji je načelno ravninskog tipa, a odatle slijede i odgovarajući rezultati, koji su, pored toga što su ravninski, istodobno i približno simetrični za obje ruke. Ova je činjenica bila poticajem da se posebice prouči kakav utjecaj može imati prostorno djelovanje vanjskih opterećenja, misleći pri tome i na segmentalne težine pojedinih dijelova čovjekova tijela i na ostale procesne terete, na prirast tlaka u trbušnoj preši putnika tijekom pristupa i napuštanja putnog prostora zrakoplova.

Istražene su prostorne promjene biomehaničkih karakteristika virtualnih humanoidnih karakternih modela te gibanja analognih biodinamičkih i tehničkih sustava, temeljenih na stvarnim antropometrijskim i biomehaničkim izmjerama tijela ljudi naše populacije, unutar virtualnih trodimenzionalnih prostora u svrhu analize njihova djelovanja u realnim uvjetima zrakoplovnog okoliša. Nadalje, na osnovi izvršenih antropometrijskih i biomehaničkih mjerenja istražen je za sada nedovoljan utjecaj personaliziranih oblika i dimenzija tijela kao i pripadnih tjelesnih položaja prilikom ljudskih aktivnosti koje se ostvaruju u ergonomijskim i biomehaničkim zahvatnim radnjama unutar zrakoplovnih sustava pri uporabi okolišnih elemenata koji s ljudskim tijelom dolaze u neposredan dodir ili ga prilikom njegovih radnih aktivnosti okružuju, glede mogućnosti točnog određivanja dimenzija idealno oblikovanog zrakoplovnog okolišnog sustava za svakog pojedinca zasebno. Provedeno je istraživanje digitalno dobivenih antropometrijskih izmjera i trodimenzionalnih dinamičkih promjena biomehaničkih karakteristika ljudi prilikom kretanja i mirovanja unutar zrakoplovnog putničkog prostora.

SUMMARY

Defining individual biomechanical values for evaluation of difficulty of human labor

Keywords: anthropometry, ergonomics, virtual analysis of labor, biomechanical 3D humanoid models visualization of individual characteristics.

Responses of the human body to external loads, in addition to a large number of physiological factors, are connected to recognizing the changes in intra-abdominal pressure. A functional correlation between the so called lumbar moment at the levels of L4/L5 vertebrae and the intra-abdominal pressure has been undoubtedly established. Biomechanical solution came down to forming a suitable biomechanical model which is fundamentally a linear model, and from there the adequate results follow, which are, beside being linear, at the same time nearly symmetrical for both hands. This fact was a stimulus to research, in particular what kind of influence spatial effect of external loads can have, considering also the segmental weights of human body parts and the other weights in the process, on the intra-abdominal pressure in passengers during boarding and exiting airplane passenger area.

Research was done on the spatial changes in biomechanical characteristics of virtual humanoid character models and movements of analogue biodynamical and technical systems, based on real anthropomorphic and biomechanical measurements of the human body in our population, inside virtual 3D spaces for the purpose of analyzing their function in real conditions of airplane environment. Furthermore, on the basis of performed anthropometric and biomechanical measurements, we investigated the so far insufficient influence of personalized body geometry and dimensions, as well as body positions during human activities performed in ergonomic and biomechanical clutching actions within airplane systems while using surrounding elements which come into immediate physical contact with the human body or surround it during performing regular working activities, for the purpose of accurate defining of dimensions of ideally shaped airplane environment for every individual separately. Research was conducted on digitally obtained anthropometric measurements and 3D dynamic changes in biomechanical characteristics of people during moving and inaction inside airplane passenger area.

1. UVODNA RAZMATRANJA

Suvremene metode radnih aktivnosti izmijenile su način rada i pri tome se uočilo da ljudi imaju ograničene mogućnosti djelovanja te da takve promjene treba pratiti i odgovarajuća humanizacija rada. Oštećenja i degenerativne promjene koštano-zglobnih struktura posljedica su nesklada između zahtjeva za opterećenjem organizma i mogućnosti organizma da na te zahtjeve odgovori. Psihičke smetnje uz zamor, tromost i iscrpljenost često su povezane s neprikladno oblikovanim radnim okolišem u odnosu na čovjeka, odnosno zanemarivanje primjene ergonomskih načela i biomehaničkih spoznaja prilikom oblikovanja djelatnih okolišnih sustava. Za učinkovito izvođenje rada potrebno je cjelokupni sustav čovjek – radni okoliš prilagoditi čovjeku.

Pri oblikovanju radnog okoliša potrebno je uskladiti tehnologiju i tehnološki izrade te tehniku, ergonomiju i organizaciju rada da bi se dobio optimalni učinak rada. Glavni izvor informacija za utvrđivanje primjenjivosti radnog prostora jest antropometrija. U ergonomskoj antropometriji potrebne su dimenzije ljudskog tijela koje opisuju odnose prilikom izvođenja određenog radnog zadatka i gibanja tijela, te dimenzije povezane s oblikom radnog okolišnog sustava i pripadnih radnih entiteta.

Izbor ergonomskih antropometrijskih mjera ovisan je o cijelom nizu čimbenika - u prvom redu ovisi o obliku djelatnog okoliša ili proizvoda i njegovom zadatku. Nadalje, potrebno je i razmotriti koji će dijelovi tijela dolaziti u izravan odnos s radnim entitetima (rukujući njime, oslanjajući se na njega i dr.), zatim utvrditi one dijelove čovjekovog tijela koji se nalaze u njegovoj neposrednoj blizini ili koji samo povremeno dolaze s njim u dodir.

Velik broj dimenzijskih različitosti pojedinca pojavljuju se ovisno od raspodjele po spolu, a zatim i prema rasi, pa stoga nije dovoljno konstruirati radno mjesto ili oblikovati proizvode prema tzv. prosječnoj osobi. Srednje dimenzije su jednostavno statistički pokazatelji koji ukazuju da u populaciji ispitanika čije su dimenzije tijela registrirane, oko 50 postotaka ima referentnu mjeru tijela određene veličine ili manju. Potrebno je poznavati dimenzije čovjeka kao funkcije statističke distribucije, jer srednja vrijednost neke antropomjere nije cjelovit pokazatelj odnosa između čovjeka i djelatnog okolišnog sustava i stoga ne može biti temelj za konstruiranje i oblikovanje uopće.

1.1. Cilj i svrha istraživanja

Dosadašnja primjena računala i računalnih grafičko–analitičkih CAD/CAM programskih rješenja (OWAS, DPE, ERGOMas, ERGOMan, ERGOPlan, Anthropos, RAMSIS ...) u istraživanju oblikovanja i određivanja ergonomijskog i biomehaničkog sklada između čovjekovih dimenzija i okolišnog prostora te njegovih radnih položaja i pokreta, tzv. CAEA (eng. Computer Aided Ergonomy Analyses), znanstveno je nepotpuna i neodređena, glede digitaliziranih aproksimacija okolišnih sustava i uporabe samo statistički definiranih računalnih humanoidnih modela i to uvjetno samo nekih svjetskih populacija. Odatle proistječe potreba za novim interaktivnim metodama i postupcima primjene visoko sofisticiranih računalnih tehnologija i uređaja u konstrukciji, projektiranju i oblikovanju računalnih biomehaničkih te virtualno antropometrijskih i antropodinamičkih tjelesnih modela, poglavito hrvatske populacije, u suodnosu s 3D digitalno generiranim okolišnim sustavima. Nadalje, potrebno je istražiti lokomociju stvarnih osoba, generirati pripadno digitalno gibanje i pridružiti ga računalno izvedenim 3D humanoidnim modelima.

1.2. Definicija problema

Ukoliko je rad ograničen samo na neke stalne pokrete, odnosno grupu mišića, nastaje zamor, kao posljedica statičkog naprezanja mišića ako su pojedini dijelovi tijela nepokretni. Uslijed dugotrajnog i prisilnog položaja, primjerice, gornjeg dijela tijela, udova i glave kod sjedećeg položaja te povećanog općeg mišićnog tonusa, često se pojavljuju mišićno-koštani problemi kao i problemi kralješnice, iako se taj radni položaj po kriteriju utroška energije može klasificirati kao lagan.

Položaj je tijela pri radu izrazito važan čimbenik. Čovjek obavlja poslove najčešće u stojećem ili sjedećem položaju, koje u dužem radu, kad je to moguće, treba izmjenjivati. Rad pri stajanju i sjedenju treba biti lagodan, a radni okolišni sustav odmjeren i usklađen prema čovjekovim antropometrijskim veličinama.

Radno djelovanje zahtijeva stalno mijenjanje položaja da bi se udovoljilo potrebama raznih aktivnosti koje čovjek obavlja tijekom izvršavanja radnih zadataka. Radni proces treba tako

organizirati da se omogući lagan i prirodan tijek čovjekovog rada te da mu se omogući disanje ritmičkom relaksacijom mišića prsnog koša i trbuha.

Ako se ne primjenjuju ergonomske postavke, položaj ljudskog tijela je štetan, a naročito kada je pri radu prisilan. Nepovoljni radni položaji ogledni su kroz povećani zamor i povećanje vremena izvođenja tehnoloških operacija. Provedena istraživanja i rezultati iz procesa radnih djelovanja pokazuju da je zamor čovječjeg organizma često povećan glede neprikladno oblikovanog radnog okoliša, radnog položaja te uslijed nepridržavanja ergonomskih i biomehaničkih načela oblikovanja rada i radnog okolišnog sustava.

1.3. Hipoteza i istraživačka pitanja

U proučenoj literaturi [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10] očevidno je istraživačko zanimanje za prosudbu težine ljudskoga rada i to s jasnom namjerom humanizacije ljudskoga rada. Sve su navedene metode usmjerene prema populacijama zemalja u kojima su rađene, koje se, kako je poznato, međusobno značajno razlikuju. Istodobno se uočava i korištenje (pretežno statičkih) antropomjera za tri do pet skupina uvjetovanih njihovom statističkom distribucijom. Uz to se većina predloženih postupaka zamišlja kao podloga za analizu rada i odgovarajućega radnoga okoliša.

Ovdje se postavlja hipoteza da će se utvrditi metoda za mjerenje ljudskoga napora u već datom radnom okolišnom sustavu za izabranog čovjeka u kojem već postoje ergonomijska odstupanja od optimalnog stanja.

Poznavanjem antropometrijskih mjera, vidnih polja i zona dosega dijelova tijela moguće je računalnim metodama izvršiti ergonomsko konstruiranje strojeva i oblikovanje radnih mjesta. Time se mogu ustanoviti točni položaji djelatnika pri racionalnom izvođenju tehnoloških operacija.

Također se mogu prilagoditi oblici radnih površina, utvrditi pogodniji radni položaji čovjeka, oblici i veličine alata, uređaja i naprava, pomoćnih sredstava i strojeva. Djelatni položaj radnika trebao bi omogućiti dobru pokretljivost ekstremiteta, ergonomski povoljan raspored radnih i vidnih zona i stabilno ravnotežno stanje pri izvođenju tehnološkog procesa.

Kod oblikovanja radnog okolišnog sustava utvrđuje se da li će određeni prostor biti zauzet tijelom radnika, hoće li se se rad izvoditi sjedeći, je li prostor zadovoljavajući za nesmetano izvođenje tehnoloških operacija, da li se izvođenje tehnoloških operacija obavlja u radnom položaju koji zahtijeva minimalnu potrošnju energije, omogućava li organizacija proizvodnog procesa prirodan i ujednačeni ritam rada.

Također je potrebno poznavati elemente sustava djelatnik – djelatni okoliš, poput dimenzija sredstava rada, dimenzija djelatnog prostora, dimenzija i položaja upravljačkih i kontrolnih funkcija stroja te dimenzija čovjekove odjeće i obuće. Na taj način dobivaju se potrebni podaci i podloge za izračun, analizu i polazišne osnove za ergonomske te biomehanički funkcionalan i fiziološki ispravan radni položaj, s pravilnim rasporedom opreme i sredstava rada, pravilnim dosezima i vidnim kutevima te udaljenostima i visinama, čime se umnogome smanjuje opasnost nastanka profesionalnih oboljenja.

1.4. Metodologija istraživanja

U metodi utvrđivanja individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada, kao jedan od temeljnih zadataka jest utvrđivanje što je moguće točnije udaljenosti hvatišta sila dijelova tijela do zadnjeg para slabinskih kralješaka L4/L5 (u području kralješničke moždine). U dosadašnjim se je metodama do ovih podataka dolazilo iz parova fotografija ili iz snimljenih kinematograma putem videokamere. U procesu rada nemoguće je izravno, a u zavisnosti od radnog pokreta, izmjeriti željene udaljenosti.

Ova je potreba poznavanja vremenski promjenljivih udaljenosti opterećenih ekstremiteta od željenog dijela kralješnice bila poticajem za temeljnu ideju ovog rada da se putem optičkog sustava za računalno praćenje pokreta snima istraživani oblik rada, kako bi se izdvajanjem tako stereografski snimljenih vremenski promjenljivih položaja formirao u virtualnom okruženju odgovarajući model ispitanika. Ovom predloženom metodom tvorbe virtualnih humanoidnih modela omogućilo bi se mjerenje spomenutih udaljenosti zamrzavanjem karakterističnih pokreta, što u stvarnim situacijama nije izvedivo, a potom njihova računalom podržana analiza.

U radu je provedena znanstvena 3D vizualizacija radnog okolišnog sustava pomoću računalno izvedenog 3D modela okolišnih entiteta i računalne karakterne (istovjetne ispitaniku kojeg predstavlja u virtualnom okolišu) animacije digitalno generiranog djelatnika. Računalnom vizualizacijom virtualnog 3D karaktera u interakciji s digitaliziranim realno izvedenim radnim okolišem definiran je sklad dimenzija radnih elemenata. Za utvrđivanje dimenzija okolišnog sustava proveden je uvid u tehničko-tehnološku dokumentaciju, izvršena je radna izmjera i provedeno je snimanje kamerom, dok su se antropometrijske tjelesne mjere utvrdile mjernim sustavom koji vrši mjerenja u 3D prostoru. Poznavanjem antropometrijskih mjera, vidnih polja i zona doseg pri oblikovanju radnih okoliša utvrđeni su točni položaji čovjeka pri izvođenju tehnoloških postupaka. Pri tome su analizirani minimalni i maksimalni kutevi rotacija i translacija pojedinih dijelova tijela koji su baza za izučavanje opterećenja radnika. Računalnom antropometrijskom analizom pokreta dobivene su dimenzije zahvatnog prostora tijela, kao npr. dohvati ruku, položaji nogu, glave, leđa itd.

1.5. Dosadašnje spoznaje

Prilikom oblikovanja radnog prostora sukladno sa značajkama radnih položaja, neminovno je poznavanje antropometrijskih karakteristika čovjeka, pri čemu je dimenzioniranje okolišnog prostora poželjno uskladiti s pridruženim antropometrijskim veličinama čovjeka u gibanju.

Određivanje antropometrijskih mjera za svakog radnika zasebno konvencionalnim načinom složeno je i dugotrajno. Uvođenje novih računalnih metoda (primjerice; *BodySABA*, *ErSABA*, *VatoSABA*), omogućit će brzo i točno određivanje svih važnih tjelesnih veličina i djelatnih pokreta kako bi se dimenzije radnog mjesta i okolnog prostora uskladile sa stvarnim čovjekovim antropometrijskim veličinama.

U ergonomske funkcionalno proučenom i izvedenom radnom mjestu ili radnoj okolini, postiže se, primjerice OWAS metodama, ergonomske sklad statičkih i dinamičkih opterećenja ljudskog tijela. Međutim, spomenuta metoda načelno se odnosi na utvrđivanje vremena u studiju rada i ne analizira antropomjere pojedinih ispitanika, a rezultate analize donosi na temelju simuliranih, a ne stvarno vizualiziranih radnih pokreta.

Istraživanja više inozemnih; Bullinger, Grandjean, Kaiser, Klein, Kee, Mairiaux, Malchaire, Woodhouse [1, 2, 3, 4, 5, 10] i domaćih autora; Muftić, Skoko, Taboršak [6, 7, 8, 9], kazuju da ergonomske funkcionalno istraženo radno mjesto i radna okolina olakšavaju radni učinak te smanjuju zamor, iscrpljenost i trajno smanjenje radne sposobnosti radnika. Ovdje posebice treba naglasiti da u već utvrđenim metodama navedenih autora ne postoje individualizirane antropodinamičke značajke koje s biomehaničkog motrišta imaju vrlo velik utjecaj u radnoj sposobnosti.

1.6. Očekivani znanstveni doprinos

Poznavanjem antropodinamičkih mjera, vidnih polja i zona dosega radnog procesa pri oblikovanju pripadnog okolišnog sustava, utvrdit će se s gledišta ergonomije točni položaji opterećenih udova u odnosu na kralješnicu kao i idealno oblikovani radni okoliš za svakog pojedinca ponaosob.

Ovako optimalno oblikovano i prilagođeno radno mjesto smanjit će vrijeme izvođenja radnih operacija i omogućiti veći radni učinak. Također će se utjecati na povećanje humanizacije rada smanjenjem opterećenja slabinskog, leđnog i vratnog dijela kralješnice, bočnih pregibanja i rotacije trupa.

Uvođenjem računala i računalnih 3D programskih rješenja omogućit će se za različite digitalno generirane virtualne okolišne sustave uključivanje individualnih virtualnih humanoidnih modela na kojima je moguće interaktivno provesti sva potrebna oblikovanja i izmjene u stvarnom vremenu, što će nadalje rezultirati ergonomske i biomehaničke poboljšanjima radnih i životnih okolišnih sustava temeljenih na digitalnim izmjerama ljudi. Izradom navedenih trodimenzijskih modela omogućavaju se i potrebne korekcije dimenzija tjelesnih segmenata, čime se omogućava i individualizacija analiziranog subjekta što u postojećim podacima o antropomjerama nije moguće.

Rezultati antropometrijskih i biomehaničkih istraživanja koja su se provela omogućit će konstrukciju točnih i pouzdanih virtualnih, digitalno generiranih računalnih humanoidnih modela hrvatske populacije i pripadnih antropoloških mjera, kojih u postojećim

antropološkim podacima nema, a kojima bi se omogućila računalna istraživanja složenih trodimenzijskih gibanja čovjeka.

Uz ergonomsku računalnu vizualizaciju i simulaciju oblikovanja djelatnih okolišnih sustava i mjesta za odmor i slobodno vrijeme, očekivani doprinos bit će i izrada prepoznatljivog virtualnog 3D karakternog biomehaničkog modela.

Poznavanjem antropometrijskih mjera i primjenom računalne opreme i računalnih 3D grafičkih programa omogućit će se vrlo brz i efikasan razvoj ergonomijskih modeliranja dimenzija i oblika elemenata radne okoline kako bi se oni u što većoj mjeri prilagodili čovjeku.

Unutar virtualnih okruženja dobiva se digitalni okolišni sustav i modeli, na kojima je moguće interaktivno provesti sva potrebna oblikovanja i izmjene u realnom vremenu [11]. Implementacijom 3D karaktera unutar zahvatnog prostora 3D modela radnog mjesta moguće je provesti analizu odnosa čovjeka i elemenata ili grupa elemenata unutar radnog mjesta. Virtualni 3D model koji služi u svrhu ispitivanja mora biti svestrano proučen i provjeren, jer bi se u protivnom svaki njegov nedostatak našao i u svim realiziranim završnim elementima.

1.7. Struktura disertacije

Prvo poglavlje započinje uvodnim razmatranjem potreba za novim i interaktivnim metodama i postupcima primjene visoko sofisticiranih računalnih tehnologija i uređaja u izradi računalnih biomehaničkih te virtualnih antropometrijskih i antropodinamičkih humanoidnih modela hrvatske populacije, u suodnosu s 3D digitalno generiranim okolišnim djelatnim sustavima. Nadalje, iznesena je definicija problema čovjekovog radnog djelovanja, njegovih djelatnih položaja i prikladnosti, odnosno usklađenosti rada i radnog okolišnog sustava ljudskim ergonomskim i biomehaničkim ograničenjima, kao i hipoteza utvrđivanja metode za mjerenje ljudskoga napora u već datom djelatnom okolišnom sustavu za određenog ispitanika. Također je objašnjena metodologija istraživanja i dosadašnje spoznaje oblikovanja djelatnog prostora sukladno sa značajkama antropometrijskih karakteristika čovjeka i njegovih prostornih promjena tijekom djelatnih aktivnosti. Očekivani znanstveni doprinos ogleđa se u točnom određivanju trodimenzionalnih biomehaničkih veličina i točnom određivanju dimenzija idealno oblikovanog okolišnog sustava ponaosob.

U drugom poglavlju teorijskih područja istraživanja dana su pojašnjenja i definicije vezane uz fiziološku antropologiju, dimenzijske odnose ljudskog tijela, varijabilnosti antropometrijskih čimbenika i različitosti u sazdanosti ljudskog tijela. Nadalje, dan je osvrt kako se tijekom ergonomske i biomehaničke prilagodbe okolišnog sustava, muškom ili ženskom ispitaniku svakako mora voditi računa o očiglednoj razlici između tjelesne građe muškaraca i žena, kao i njihovoj životnoj dobi. Iz rezultata mnogih provedenih istraživanja unutar poglavlja socijalnog razlikovanja [12], razvidno je postojanje znatnih različitosti unutar socijalnih struktura, duševnog zdravlja, stupnja tolerancije itd. između pripadnika različitih društvenih klasa i zanimanja. Navedene se različitosti pripisuju djelovanju socijalnih čimbenika životnih okolišnih sustava na psihološki razvoj pojedinih ispitanika neke grupacije. Kako bi se znanstvenim metodama i s određenom točnošću rezultata provela potrebna antropometrijska mjerenja, nužno je poznavanje tjelesnih antropometrijskih mjernih točaka. One su standardizirane i uglavnom su vezane za skeletni sustav, tzv. koštane točke, te je stoga dan prikaz antropometrijskih mjera po A. Griecu i M. Masaliu [13], a također su objašnjene i metode određivanja segmentalnih masa po Fisheru i Braunu te Dempsteru [14, 15] kao i promjene raspodjela masa i dinamičkih značajki segmenata tijela metodom Donskog i Zaciorskog [16]. S obzirom da su se opći rezultati harmonijske analize, primjenjeni na čovjeka, pokazali kao funkcije antropometrijskih veličina u zavisnosti od stojeće visine čovjeka, opisane su i metode harmonijske antropometrije te su glede usporedbe prikazane eksperimentalne antropomjere koje je proveo P. Rudan [17] na hrvatskoj populaciji s mjerama koje se utvrđuju putem metode harmonijske kružnice mreže kanona osam visina glave, O. Muftića [18]. Objašnjena su fiziološka načela upravljanja gibanjem tijela. Opisana je neuronska inervacija i rad mišića kao pokretačkog dijela lokomocijskog sustava. Glede značajnog utjecaja koji kralješnica ima na prenošenje i prigušivanje opterećenja koja se javljaju tijekom radnih aktivnosti, te na ostvarivanje gibanja trupa i glave dan je i uvid u biomehaniku kralješnice. Nadalje, dan je opis metoda biomehaničke analize rada čovjeka muskuloskeletnom, goniometarskom, elektromagnetskom, zvučnom, fotogrametrijskom i akceleracijskom analizom a glede određivanja biomehaničkog naprezanja tijekom radnog djelovanja obrađena je metoda utvrđivanja promjene trbušnog tlaka. Unutar poglavlja teorijskih područja istraživanja dan je i uvid u izradu virtualnih trodimenzionalnih biomehaničkih humanoidnih modela, te pregled strukturne sheme njihova kinematičkog lanca. Kako je ljudska tjelesna aktivnost u načelu vezana uz 3D prostor, prikazana su i prostorna pozicioniranja virtualnih humanoidnih modela, te njihova računalna animacija i trodimenzionalna vizualizacija.

Unutar trećeg poglavlja Eksperimentalni rad, dan je uvid u provedena terenska istraživanja u zračnoj luci Pleso (Zagreb), istraživanja u laboratorijskim uvjetima unutar prostora Kineziološkog fakulteta (Zagreb) i računalnom laboratoriju SABALab (Čakovec). Eksperimentalni rad proveden je unutar realnih i laboratorijskih uvjeta unutrašnjosti putničkog zrakoplova Airbus A320. Uz provedena uvodna istraživanja za utvrđivanje individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada izvršene su i tehničko-tehnološke izmjere te je uvidom u dokumentaciju zrakoplova određen i dimenzijski modeliran laboratorijski radni okoliš putnog dijela zrakoplovnog prostora. Na izvedenim virtualnim humanoidnim 3D modelima i radnom okolišnom sustavu vizualizacijom pokreta izvršena je analiza radnog djelovanja proučavanog ispitanika unutar pripadnog radnog okoliša zrakoplova. Nadalje, dan je opis mjerne opreme SABA, sustava prostornog digitalnog, tjelesnog skeniranja BodySABA 0.7. i sustava za trodimenzionalno mjerenje i analizu radnog djelovanja VatoSABA 2.1., kao i definiranje ispitnog modela za snimanje pomoću navedenih sustava.

Četvrto poglavlje, Rezultati istraživanja, daje uvid u antropometrijsku obradu istraživanog ispitanika kao i primjenu regresijske metode Donskog i Zacijorskog u izračunu masa, gustoća, i volumena pojedinih tjelesnih segmenata. Četvrto poglavlje podijeljeno je u dvije cjeline; rezultatni prikaz segmentalnog radnog djelovanja s podjelom na: pristupno nošenje - položaj A, podizanje - položaj B, spuštanje - položaj C i odlazno nošenje - položaj D te rezultatni slijedni grafički prikaz kinematogramskog radnog djelovanja s podjelom na: momente oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) i vrijednosti kinematogramskog radnog djelovanja prirasta intraabdominalnog tlaka (IAT).

Peto poglavlje Rasprava, sadrži tri cjeline: raspravu o biomehaničkom pristupu analizi virtualnog modela individualnog ispitanika i njegovih relevantnih mišićnih skupina koje tvore intraabdominalnu šupljinu, raspravu o momentima pojedinih segmenata tijela s obzirom na točku 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) i raspravu o ostvarenom intraabdominalnom tlaku tijekom proučavanog radnog djelovanja.

Šesto poglavlje prikazuje zaključke izvedene iz obrađenog eksperimenta, rezultata istraživanja i provedene rasprave, te moguće smjerove budućih istraživanja, a unutar sedmog poglavlja dan je i popis literature koja je korištena u izradi ovog doktorskog rada.

2. TEORIJSKA PODRUČJA ISTRAŽIVANJA

U slučaju oblikovanja, primjerice radnih okolišnih sustava, potrebno je procijeniti koji je to prostor koji će biti zauzet ljudskim tijelom koje je u položaju mirovanja ili neznatnog gibanja, ili je potrebno razmotriti mogućnosti opsežnijeg proširenja tog okolišnog prostora, a što je uvjetovano izvođenjem određenih radnih pokreta tijela ili pojedinih dijelova tijela. Glede toga se popis biološke antropometrije neprekidno nadopunjava mjerama koje mogu ne samo ukazati na mogućnost odgovarajućeg djelovanja ispitivanog sustava, već su i u mogućnosti postizanja određenog zadatka koji je dat ispitaniku, u za njega podobnom i optimalnom radnom položaju djelovanja. Nadalje, neophodno je utvrditi i raznovrsne mogućnosti najpodobnijeg zauzimanja radnih položaja te kretanja u nekom prostoru imajući istovremeno u vidu da se ne razmatraju samo dimenzije tog prostora, veličina i oblik radnog okoliša, već i mogućnosti koje se ogledaju u odabiru najpodobnije i odgovarajuće odjeće i obuće koju čovjek pri tome nosi. Od relevantnog značenja je i razmatranje duljine boravka u određenom prostoru i radnom procesu, a s obzirom na izvođenje neke zadane radnje. Takva istraživanja te rješenja koja im slijede moraju u potpunosti zadovoljavati temeljne biomehaničke, biomedicinske i ergonomijske zahtjeve [19].

Uz biomehaničke antropomjere, u ovom radu proučit će se i segmentalne mase kao i njihova raspodjela u koordinatnom uređenju. Razmatrat će se i dinamički momenti tromosti reducirani na središta masa, kako segmenata tijela, tako i zajedničkog središta masa. Ovu posebno proširenu skupinu veličina će se glede njihove različitosti prema statičkim i kinematičkim veličinama antropomjera, nazivati dinamičkom antropometrijom i dinamičkim antropomjerama. Posebna pozornost pri ovim mjerama biti će usmjerena na poznavanje vremenskih funkcija tih veličina u procesu gibanja. U analizama gibanja čovjeka, ili za relativno gibanje dijelova tijela uz nazočnost velikih ubrzanja, potrebno je poznavanje sila i momenata, ili brzina i ubrzanja pojedinih točaka tijela, zatim položaja središta masa te dinamičkih momenata tromosti, kako segmenata, tako i cjelokupnog tijela u promatranom trenutku [20].

Dinamička se antropometrija temelji na biomehanici, odnosno na primjeni mehanike unutar bioloških sustava. Biomehanika se bavi sustavnim mjerenjima položaja tijela, brzine pokreta, ubrzanja, sila i momenata tijekom izvođenja različitih ljudskih aktivnosti. Svrha

biomehaničke analize je utvrđivanje najprikladnijih položaja nekog složenog gibanja, nadalje, analizom raznovrsnih tjelesnih položaja i drugih čimbenika omogućujući i praktičnu studiju pokreta glede možebitnih devijantnih promjena i stanja ljudskog tijela i sustava organa za kretanje.

Biomehaničke analize ljudskog kretanja uz korištenje mjernih sustava za praćenje i analizu uvjetuju i poznavanje prirode ljudskih pokreta, karakteristika okoliša u kojima se rad odvija te značajke pojedinih mjernih sustava. Vrlo visoke cijene nekih mjernih sustava nisu mjerilo da će oni ispravno obavljati svoju zadaću izvan strogo kontroliranih laboratorijskih uvjeta.

U biomehaničkim studijama važno je odabrati optimalni mjerni sustav koji će omogućiti utvrđivanje brzih i točnih rezultata. Glede toga je potrebno obratiti pozornost, primjerice na: frekvencijski raspon potreban za točno opisivanje raznovrsnih brzina gibanja (hod ili trčanje), potrebne mjerne veličine (položaje, rotacije, akceleracije), okolišni sustav u kojem se provodi mjerenje (laboratorijski ili terenski uvjeti snimanja), broj promatranih tjelesnih segmenata, točnost mjerenja, jednostavnost korištenja mjerne opreme, te na posljetku i na cijenu sustava.

Budući da se primarni zadatak optimalizacije smanjenjem težine ljudskog rada sastoji u prilagođavanju fizikalnih uvjeta rada psihofiziološkim i biomorfološkim svojstvima čovjeka potrebno je iznaći takav tehnološki postupak koji u najvećoj mogućoj mjeri odgovara svojstvima čovjeka. Ta svojstva promatraju se kroz njegove strukturne i biomehaničke značajke koje u radnim procesima zauzimaju određeni prostor. Biomehanička antropometrija zaokružuje cjelinu antropomjera te omogućava iznalaženje potrebnih podataka i interpretaciju određenih rezultata obzirom na morfološka svojstva ljudskih čimbenika unutar kompleksnog sustava ljudi i njihovih pripadnih okolišnih sustava [21].

U postojećoj i dostupnoj literaturi ima mnoštvo opisa istraživanja oblikovanja radnih mjesta, koja često i pored svoje slikovitosti, i uz svu svoju logičku povezanost s antropometrijom, ne mogu biti od koristi u izračunavanju ljudskog napora, tj. ocjenjivanja težine rada. Tako se, primjerice, iz antropometrijske analize opsega pokreta, kako se često sreće u literaturi vezanoj uz analizu oblikovanja radnog mjesta, javljaju dimenzije prostora i opisi dohvata ruku, položaja nogu ili radne površine, a često se navode i opisni podaci o možebitnoj udobnosti ili neugodnosti djelatnih položaja i slično, no iz takvih podataka ne slijede nikakvi numerički pokazatelji o veličinama sila ili njihovom trajanju i odzivu tijela na njih.

2.1. Fiziološka antropologija

Fiziološka antropologija je grana znanosti koja se bavi proučavanjem funkcionalnih svojstva te životnih procesa ljudskog organizma i međusobnog suodnosa pojedinih njegovih dijelova i organa kao i razmatranjima sveukupne varijabilnosti rasta i razvoja ljudskih populacija i njihovih struktura. S toga stajališta, fiziološka antropologija kao glavnu zadaću ima istraživanja različitosti u ljudi, te kako i na koji način pojedini dijelovi tijela rade zajedno u cilju postizanja neke svoje funkcije.

Primjerice, svi oblici ljudskog kretanja su posljedica mišićnog djelovanja koja se događaju uslijed djelovanja kemijskih poruka izazvanih živcima koji nadziru rad mišića. S druge strane, opis je ljudskog gibanja i u domeni biomehanike, koji s tog gledišta ovisi između ostalog i o razdiobi masa za vrijeme gibanja. Tim je načinom cjelovito gibanje upravljano putem fiziologije mišljenja. Kao multidisciplinarna znanost, fiziološka antropologija usko je vezana, a često se i nadopunjuje spoznajama srodnih znanstvenih istraživanja iz područja; humane genetike, anatomije, fiziologije, bionomije, psihologije i dr.

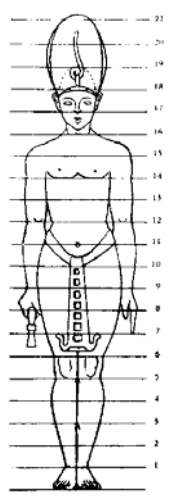
Prijeko je potrebno fizioantropološkim istraživanjima ponajprije utvrditi najpodobnije i optimalne oblike i veličine te prihvatljive mogućnosti njihovih prostornih položaja u zahvatnom okolišu ljudskog tijela, s obzirom na morfološke i psiho-fiziološke osobine populacije koja ih koristi. Nadalje, također je potrebno ispitati i utvrditi i sva ona povremena moguća djelovanja ljudskog tijela, uzimajući u obzir i da analiza mora zadovoljiti i sve potrebne medicinske i biomehaničke uvjete.

Primarni zadatak djelovanja na temelju rezultata istraživanja fiziološke antropologije je unapređenje pouzdanosti uporabe raznovrsne opreme te njenog oblikovanja i prilagođenosti prema ljudima tijekom svakodnevnog korištenja. Fiziološka antropologija promatra sve segmente ljudske populacije koji tako mogu biti mladi ili stari, sposobni i prikladni ili donekle nesposobni i neprikladni, zdravi ili bolesni, koji uz to ipak moraju biti u mogućnosti izvršiti i obaviti radna djelovanja koja se od njih zahtijevaju i to; pouzdano i bezopasno, djelotvorno, lako i s izvjesnim stupnjem humanosti. Neke grupe ljudske populacije nisu selekcionirane ili osposobljavane na temelju njihovih tjelesnih značajki kako bi proveli određene radne aktivnosti, ali moraju izvršavati potrebne radne zadatke i to usprkos svojim kapacitetima, sposobnostima, ali i ograničenjima [21].

2.1.1. Dimenzijski odnosi ljudskog tijela

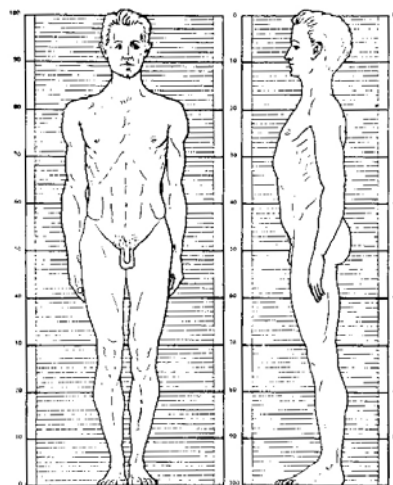
U živih je bića, pa tako i u čovjeka, očevidan sklad dimenzija pojedinih dijelova tijela u zavisnosti od spola i uzrasta, a također i rase. Na taj se način poznavanjem dimenzija jednog dijela tijela s relativno velikom točnošću mogu odrediti i dimenzije bilo kojeg drugog dijela tijela. Iz ove je činjenice proistekao i cijeli niz pokušaja utvrđivanja zakonitosti između dimenzijskih odnosa, i to prvo među linearnim veličinama, a potom i drugim vrstama, primjerice fizikalnim značajkama [22]. Povijesno gledano, pronalazak se zakonitosti, odnosno kanona, javlja još u staroj antici. Svaki od poznatih kanona oblikovan je prema tzv. modulu koji određuje izabranu dimenziju dijela tijela a prema kojoj se definiraju sve ostale veličine tjelesnih segmenata koje su za neki broj veće ili manje od dimenzija odabranog modula.

Među najstarijim poznatim kanonima ističe se tzv. egipatski kanon, koji je bio određen modulom dimenzije srednjeg prsta šake. Prema tom kanonu ukupna stojeća visina čovjeka iznosila je 19 dužina srednjeg prsta šake, kao što je zorno prikazano na slici 1. Povijesno, biomehaničko relevantni modul je i tzv. grčki kanon koji za modul uzima dužinu visine glave, mjereno od vrha tjemena do ruba brade. Po definiciji ovog kanona ukupna stojeća visina promatranog subjekta iznosi osam visina glave. Poznata je činjenica da se principa ovog kanona pridržavao i slavni Leonardo da Vinci. Proučavanjem dimenzijskih odnosa dijelova tijela bavili su se i drugi znameniti umjetnici, npr. A. Durer, L. Batist Alberti, C. Schmidt, G. Fritsch, J.Kollman i drugi. Kao posebno zanimljive treba istaknuti kanone Fritscha i Kollmana. Kollmanov je kanon decimalni tako da se kod njega stojeća visina čovjeka dijeli na deset po visini jednakih dijelova, kako je i prikazano na slici 2.



Sl. 1. Egipatski kanon.

Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]



Sl. 2. Kollmanov decimalni kanon.

Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]

2.1.2. Varijabilnost antropometrijskih čimbenika

Antropometrijske značajke ljudskog tijela mogu se podijeliti na mezostabilne i mezolabilne individualne antropomjere. Za mezostabilne antropometrijske veličine vrijedi zakon o relativno jedinstvenom rastu koji u odnosu na visinu čovjekovog tijela, dopušta da se predvidi cijeli niz ostalih tjelesnih dimenzija. Ove su antropometrijske vrijednosti rezultat djelovanja genetičkih i negenetičkih čimbenika, pri čemu se razlikuje genotip i fenotip. Fenotip je rezultat uzajamnog djelovanja genotipa i mnogih čimbenika okolišnih sustava. Prema tome, fenotipske varijacije nekih populacijskih ispitanika zbir su genotipskih varijacija i varijacija okolišnih sustava koji vladaju u okolini promatrane populacije, kao što je vidljivo i iz izraza 1. Zakon relativnog jedinstvenog rasta temelji se na logaritamskoj usporedbi pojedinih tjelesnih dimenzija, čime je omogućena matematička predvidljivost dimenzija pojedinih tjelesnih entiteta. Karakteristika mezostabilnih veličina je smanjena podložnost djelovanju okolišnih sustava i to su uglavnom duljinske antropometrijske tjelesne karakteristike poput sjedalne visine, duljine ruku, duljine podlaktice i nadlaktice, duljine nogu itd. Antropometrijske veličine koje ne spadaju pod zakonitosti relativno jedinstvenog rasta nazivaju se mezolabilne antropometrijske veličine i pod znatnim su utjecajem djelovanja okolišnih sustava u kojima se nalaze. Ovdje se ubrajaju antropomjere poput: tjelesne težine, obujam prsnog koša, opseg pojedinih dijelova ekstremiteta itd. Glede toga može se iskazati da su fenotipske varijacije u populaciji zapravo zbroj genotipskih varijacija vezanih međusobno kao tzv. ukupna zaliha gena određene skupine i onog dijela varijacija ekoloških svojstava koje izravno utječu na fenotip, što se pojednostavljeno može prikazati izrazom:

$$F_v = E_v + G_v \quad (1)$$

gdje je: F_v - oznaka fenotipske varijacije,

E_v - varijacije ekoloških čimbenika i

G_v - varijacije genotipa.

Iz navedenog izraza može se zaključiti kako visoki stupanj fenotipskih varijacija u bilo kojoj ljudskoj populaciji nastaje kao rezultat genetičkih varijacija te potom visokog stupnja varijacija ekoloških čimbenika koji su izraženi kroz niz najraznovrsnijih djelovanja na fenotip; ili pak kao posljedica djelovanja obaju čimbenika. U stvarnosti je to najčešći slučaj no svakako prijeko je potrebno napomenuti da načelno sam genotip određuje koliko i koje oblike varijacija ekološkog djelovanja određeni fenotip može apsorbirati, što se naziva tzv. kapacitetom organizma na adaptaciju [21].

2.1.3. Različitosti u sazdanosti ljudskog tijela

Spoznaja o sazdanosti ljudskog tijela, ili kako se to često kolokvijalno govori, o konstituciji ljudskog tijela, ima svoju viševjekovnu povijest. Još je utemeljitelj starogrčke medicine Hipokrat (460-377. p.n.e.) definirao nekoliko razlikovnih sazdanosti ljudskog tijela: dobru i lošu, jaku i slabu, suhu i vlažnu, krutu i elastičnu, predlažući istodobno uzimanje konstitucije u obzir tijekom liječenja različitih bolesti. Kasnije je Galen (131-211. n.e.) uveo pojam habitusa ili držanja tijela, uvažavajući sveukupnost značajki i osobnosti izgleda ustrojstva tijela, koja su karakterizirala vanjski oblik subjekta.

U studijama mnoštva stručnjaka nije postojalo jedinstveno motrište o ljudskoj sazdanosti. Tako, primjerice, ruski antropolog V. V. Bunaka uvodi podjelu po “sanitarnom” i “funkcionalnom” smislu. On u prvom pojmu podrazumijeva strukturalno mehanička svojstva organizma, pri čemu uvodi uzajamne odnose između triju pojava: dužini tijela, opsegu grudi i tjelesnu masu; dok u fiziološkom smislu u obzir uzima značajke sazdanosti, koje su neposredno povezane sa specifičnostima, kao što su, primjerice, biokemijska svojstva, koja su uvjetovana prije svega obujmom ugljikohidratnih masnoća i vode zajedno sa solima. Tako shvaćena funkcionalna sazdanost zavisi o stupnju razvitka mišića i naslaga masnoća. Suprotno, stajalište nekih autora predlaže razlikovanje općih i posebnih konstitucija, uvažavajući različitosti fizičkih, fizioloških i psihičkih svojstava čovjeka, koje mogu biti promjenjive zavisno od uvjeta i odgoja čovjeka. U pojmu posebnih konstitucija jest habitus, somatička razlika, osobitosti sazdanosti tijela, osobitosti obujmskih procesa itd.

Mnogi su istraživači zamjenom riječi “tip konstitucije” s terminom “somatotopije” uveli i značajnu načelnu razliku, zato što se doima da je potpunije pod pojmom “somatotipa” podrazumijevati značajke sazdanosti tijela koje se temelje na morfološkim značajkama.

Iz brojnih antropometrijskih studija koje se odnose na definicije tzv. statičkih antropomjera, uočljive su i razlike koje proistječu iz konstitucijskih razlika između ljudi, kako prema spolu i uzrastu, tako i prema građi tijela. Glede toga, prema građi tijela razlikuju se tri razlikovna oblika građe tijela, i to: a) astenična konstitucija, leptosomna prema Kretschmeru, odnosno respiratorna prema Siguadu, b) fibrozna konstitucija, atletska prema Kretschmeru, odnosno atletsko-muskolozna prema Siguadu, i c) piknička konstitucija, eurosomna prema Kretschmeru, odnosno digestivna prema Siguadu sa zornim prikazima na slici 3. Uz ovo svakako treba napomenuti da ne postoji oštra granica između navedenih tipova građe tijela.

Na osnovi razmjerno velikog broja antropometrijskih proučavanja koje se temelje na tzv. statičkoj antropometriji, vidljiva su odstupanja koja proistječu iz temeljnih gradbenih razlika između ljudi, no uočeno je kako između navedenih razlikovnih statičkih antropomjera nije moguće definirati oštru graničnu podjelu.

Varijacije antropomjera u odraslih muškaraca i žena u odnosu na dimenzijski kanon od osam visina glave nalaze se u području jednog modula, odnosno smatra se kako se ukupna stojeća visina čovjeka može mijenjati u rasponu od 7,5 do 8,5 visina glave, dok za tzv. herojski građene ljude ona može biti i do 9 visina glave kako je i prikazano na slici 4. Ukupna širina tijela promatrana u frontalnoj ravnini može poprimiti vrijednosti od 2 do 2,33 visine glave, a za herojsku građu i do 2,66 visina glave, slika 4.



Sl. 3. *Tipovi konstitucija ljudskog tijela.*

Sl. 4. *Varijacije ljudskog tijela u različitim kanonima visina glave*

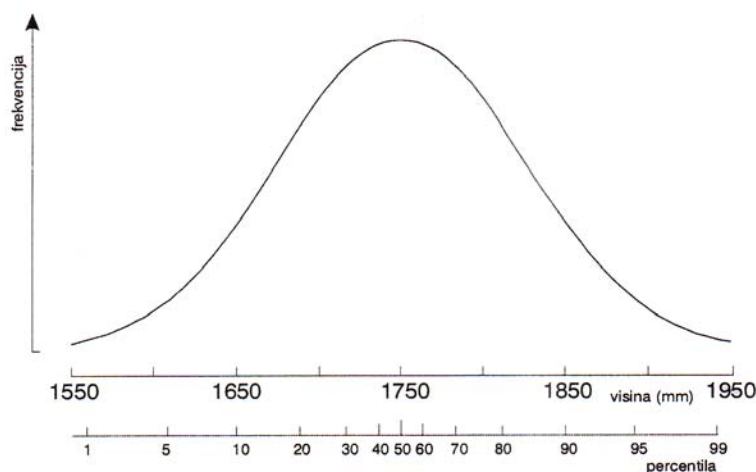
Preuzeto i modificirano iz Muftić, 2001 [22]

Preuzeto i modificirano iz Muftić, 2001 [22]

Iz navedenog se može zaključiti kako uz izbor određenog kanona, pored analiziranih i utvrđenih korelacijskih vrijednosti, uvijek treba razmotriti i individualne antropometrijske značajke promatranog subjekta. Polazeći upravo od ovih činjenica za utvrđivanje je veze između dimenzija pojedinih segmenata i cjelokupnog tijela te ostalih fizikalnih tjelesnih značajki najprimjerenija metoda kombinacije kanona osam visina glave s pridruženim harmonijskim vrijednostima koje se u prirodi javljaju kao univerzalne. Istraživanja provedena na genetički srodnim populacijama koje djeluju u raznovrsnim okolišnim sustavima ukazuju na varijacije promjena u vrijednostima pojedinih antropometrijskih pokazatelja, a koje se ostvaruju glede raznovrsnosti utjecaja okolišnog djelovanja.

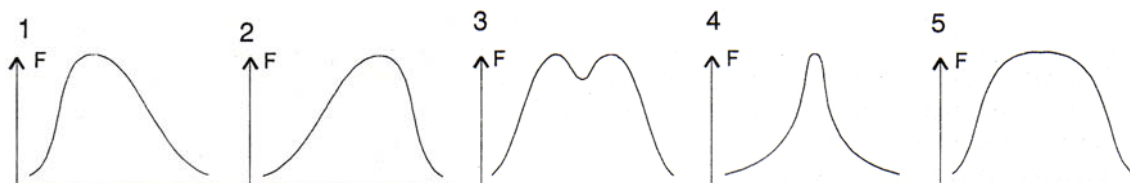
Uspoređivanje pojedinih antropometrijskih tjelesnih dimenzija može se prikazati logaritamskim zakonom o relativno jedinstvenom rastu, iz kojeg je razvidna predvidivost cjelog niza različitih tjelesnih dimenzija za sve proučavane skupine ljudi samo na temelju ukupne visine tijela. Navedene antropometrijske veličine nazivaju se mezostabilne i manje su podložne utjecaju okolišnog djelovanja. To su, uglavnom, proporcije segmenata visine tijela, primjerice sjedeća visina, potom one koje opisuju duljine ekstremiteta i njihovih pojedinih dijelova, primjerice duljina ruku, duljina nadlaktica, duljina podlaktica, itd., nadalje transferzalni dijometri zdjelice, poput, primjerice, gornjeg ruba zdjelice kosti (cristae iliacae). Nasuprot njima javljaju se mezo-labilne antropometrijske veličine za koje zakonitosti relativno jedinstvenog logaritamskog antropometrijskog rasta ne mogu biti primijenjene, glede podložnosti utjecajima varijacija raznovrsnih okolišnih djelovanja. Te su veličine, primjerice tjelesna težina i raznovrsni opsezi trupa i ekstremiteta, a u odnosu na ukupnu visinu tijela.

Antropometrijske korelacije tjelesnih karakteristika neke ljudske populacije moguće je kvantificirati statističkom metodom pronalaženja prosjeka, primjerice, ako je riječ o “normalnosti” ponašanja, “normalno” je ono što je svojstveno ponašanju većine ljudi. Može se reći da je to statistička definicija normalnosti. Čovjek je normalno visok ako njegova tjelesna visina isuviše ne odstupa od prosjeka, a normalno je težak ako nije ni mnogo teži ni mnogo lakši od većine ljudi iste visine. Statistički normalna osoba nije ni lijepa ni ružna. Ljepotica je statistički gledano jednako abnormalna kao i izrazito ružna žena [12]. Navedeno je moguće zorno prikazati tzv. Gaussovom krivuljom, u kojoj je frekvencija distribucije dana na ordinati, s pripadnom značajkom tjelesne visine na apscisi. To je tzv. normalna raspodjela kako je vidljivo na slici 5.



Sl. 5. Frekvencija raspodjele tjelesne visine. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]

Prikazana krivulja je simetrična s obzirom na njezinu najvišu točku, koja u predmetnom slučaju označava prosječnu visinu, odnosno očekivani vjerojatni prosjek tjelesne visine, no krivulja ne mora biti nužno simetrična, a to rezultira time da raspodjela frekvencije distribucije također ne mora biti simetrična. Načelno, raspored frekvencije određene ljudske populacije oko osi aritmetičke sredine više ili manje odstupa od zrcalno simetrične Gaussove krivulje. Neki od mogućih oblika odstupanja krivulje frekvencija raspodjela predloženi su na slici 6.



Sl. 6. *Devijacije statističke raspodjele antropoloških podataka*

- a) *negativna asimetrična distribucija*, b) *pozitivna asimetrična distribucija*,
c) *bimodalna distribucija*, d) *leptosomna distribucija* i e) *platodistribucija*.

Kako je zadatak antropometrijske kvantifikacije mjerne rezultate definirati prema stvarnoj distribuciji frekvencije određenih čimbenika, potrebno je za svaki dio ispitne populacije odrediti i odgovarajuću dimenziju antropometrijske varijable. Pri tome se rabi skala percentila (centila, postotaka). Percentilna antropometrijska skala je mjerna ljestvica koja služi u svrhu kalibriranja rezultata. Vrijednosti na centilnoj mjernoj skali određuju se na osnovi postotka ispitanika, i to na način da 1% ispitanika s najslabijim rezultatima dolazi u prvi centil, u drugi centil nadalje dolazi sljedećih 1% ispitanika koji su po mjernim rezultatima odmah iznad najslabijih itd. Vezano uz antropometrijske kvantifikacije mjernih varijabli, uloga je percentila definiranje postotka istraživane populacije koja je veća ili manja od te mjerne antropometrijske vrijednosti. Budući da je Gaussova krivulja zrcalno simetrična, iz nje proizlazi da je 50% populacije, ako se, primjerice govori o ukupnoj tjelesnoj visini, niže, a 50% stanovništva više od tog prosjeka. Stoga je vidljivo da je u ovoj antropometrijskoj raspodjeli tjelesnih visina prosječna visina jednaka pedesetom percentilu. U blizini lijevog kraja apscise frekvencijske raspodjele nalazi se točka 5. percentila koja određuje da je 5% ljudi određene entitetske populacije niže od navedenog 5. percentila. Zrcalno suprotno u blizini desnog kraja apscise nalazi se točka 95. percentila koja ukazuje da je 5% ljudi navedene populacije više od tog percentila. Iz navedenog je vidljivo da se veći dio mjerne populacije, odnosno 90% grupira u rasponu između 5. i 95. percentila. Time se izbjegava česta pogreška da se kao temelj uzima srednja vrijednost neke antropomjere.

2.1.4. Antropometrijske razlike između spolova

Spolne antropometrijske razlike, primjerice tjelesna visina, kako je i vidljivo iz tablice 1, nazivaju se spolnim dimorfizmom. Unutar razmatranja antropometrijskih razlika između muškaraca i žena potrebno je razlikovati dva pojma: spol (*eng. sex*) i rod (*eng. gender*). Spol je pojam koji se odnosi na ključne biološke razlike između spolova, a pojam rod označuje razlike koje su uvjetovane socijalnim i društvenim okolišnim čimbenicima. Glede toga spolna je različitost neupitno biološki uvjetovana, međutim neke pojavne razlike, npr. odjeća ili način kretanja to zasigurno nisu. Visina spolova biološka je kategorija, ali fizička snaga individualnih entiteta pripadnika obaju spolova ne ovisi uvijek o biološkim čimbenicima. Ona može biti i pod velikim utjecajem i razvojem socijalnih i kulturalnih utjecaja, ili i njihovog uzajamnog djelovanja.

Tab. 1. Razrada tjelesnih visina muškaraca i žena [12]

Opis visine	Muškarci (cm)	Žene (cm)
Patuljasta	ispod 130,0	ispod 121,0
Vrlo mala	130,1 – 150,0	121,1 – 140,0
Mala	150,1 – 160,0	140,1 – 149,0
Srednja	160,1 – 170,0	149,1 – 159,0
Velika	171,1 – 180,0	159,1 – 168,0
Vrlo velika	180,1 – 200,0	168,1 – 187,0
Divovska	iznad 200,1	iznad 187,0

Muški i ženski ispitanici do 14. godine života ne pokazuju značajnija antropometrijska odstupanja. Potom nastupa razlikovanje koje ostaje trajno tijekom preostalog dijela života. U Europi su žene provjereno niže od muškaraca, i to za otprilike 10 cm. Uopće, što se dimenzija tiče, muškarci su u prednosti, osim u izdvojenom slučaju dimenzija zdjelice. U žena je dimenzija zdjelice veća. Nadalje, postoje znatne razlike u količini i raspodjeli potkožne masti. Mišićna snaga spolova također je različita. Žene vježbom mogu povećati svoju snagu za 15 do 53%, ali im se pri tome mišićna masa nužno ne mora kvantitativno mijenjati [12]. Tako je, primjerice, pri ustrajnom treningu kod muškaraca značajan porast snage razmjerno veći nego li bi bio u žena. Navedeno se pripisuje utjecaju razine testosterona, kojeg u krvnoj plazmi muškaraca ima 20 do 30 puta više nego u žena. Glede toga neka istraživanja upućuju na to da i ženski entiteti u kojih je razina testosterona visoka i bliža vrijednostima muških entiteta pokazuju pri treningu kvantitativni napredak u mišićnoj masi kao i muškarci.

2.1.5. Životna dob

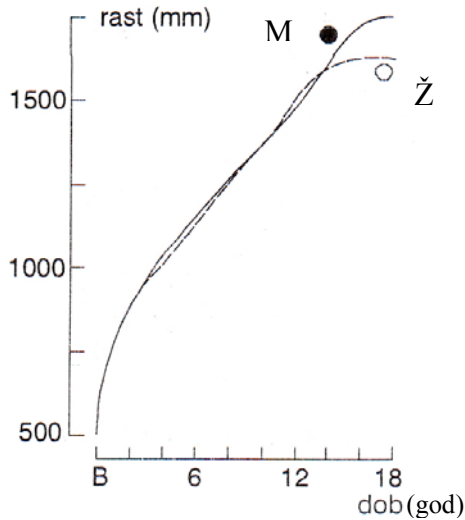
Ljudske tjelesne mjere, a s time i one za djecu spadaju u skupinu temeljnih antropoloških podataka jedne populacije. U postojećoj su dostupnoj literaturi antropomjere za odrasle osobe oba spola relativno dobro obrađene, dok ih je za djecu značajno manje.

Kao prvi korak u dječjoj dinamičkoj antropometriji bilo je određivanje dviju glavnih antropoznačajki funkcija kanoničke i harmonijske zavisnosti; stojeće visine i trenutne težine. Na isti način kao i u odraslih u kojih vrijedi kanon osam visina glava, provedena je kanonizacija koje nije ista kao u odraslih i koja je usko zavisna od dječje dobi. Primjerice, novorođenče ima razmjerno veliku glavu, kratke udove i dugi trup koji čini oko 70% njegove ukupne dužine. Tijekom razvoja organizma mijenjaju se i tjelesne dimenzije, ali i njihov međusobni omjerni odnos, tako da kod odraslih ljudi trup zauzima samo oko 50% cjelokupne dužine.

Glede toga razvidno je kako se tijekom razvoja djeteta prema odrasloj osobi s godinama mijenjaju i pripadni antropometrijski kanoni. Prema postojećim je podacima neupitno utvrđeno da su promjene kanona vezane sa svim odgovarajućim harmonijskim promjenama tijela u rastu.

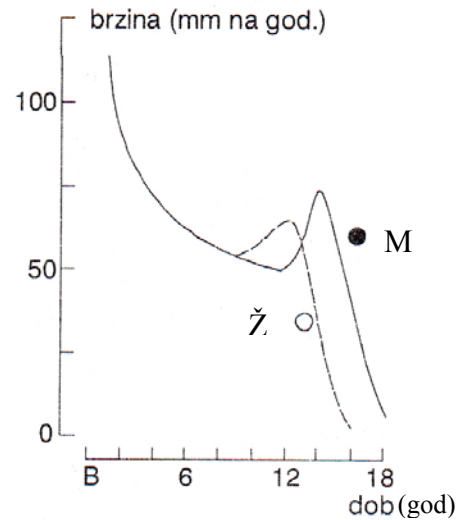
Na razvoj ljudskog tijela primarni utjecaj ostvaruju genetski čimbenici, a sekundarni, okolišni čimbenici. Sam tijek razvoja ljudskog organizma vremenski nije kontinuiran, on je skokovit, primjerice naglo povećanje tjelesne visine u pubertetskom razdoblju, tzv. visinski skok, koji u samo jednoj godini može tjelesnu visinu ispitanika povećati i do 15 cm. Nadalje, značajno je spomenuti da relevantne antropometrijske veličine tijekom rasta nisu jednake za oba spola.

Od rođenja do puberteta prosječni ženski ispitanici su načelno niži od muških, ali naglijeg skokovnog rasta sa svojim maksimumom brzine u 12. godini. Od 11. do 13. godine ženski ispitanici su obično stasitiji od muških, a rast je načelno završen oko 16. godine. Brzina rasta muških ispitanika najveća je oko 14. godine, a završava, prema nekim procjenama, oko 20. godine. Iz dijagrama na slici 7 i 8 vidljiva je brzina kojom tijelo mijenja stojeću visinu. Međutim, prema nekim mišljenjima, rast konačno prestaje negdje oko 30. godine života [12].



Sl. 7. Tjelesni rast od rođenja do zrelosti.

Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]



Sl. 8. Brzina rasta od rođenja do zrelosti.

Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]

Iz dijagrama na slici 8 očevidna je pojava vidljivih razlika nakon 8. godine života te da se srednje vrijednosti visina za muške i ženske subjekte do njihove desete godine statistički bitno ne razlikuju te da se nakon 10. godine počinju javljati relevantne razlike koje je potrebno uvažavati.

Unutar tablice 2 i 3 dane su vrijednosti veličina stojećih visina i masa tijela ljudi hrvatske populacije, podijeljene u tri percentilske skupine, kako za muške, tako i za ženske ispitanike od 3. do 18. godine života. Odgovarajuće antropometrijske tablice ostalih dijelova tijela mogu se razmjerno lako izračunati za svaki dio tijela primjenom utvrđene metode harmonijskog kruga s pripadnom mrežom kanona koji se može pridružiti i željenoj dobi djeteta [17, 18].

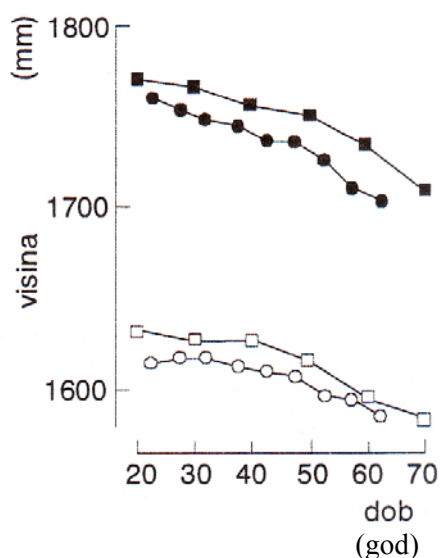
Tab. 2. Visine i mase ženskih entiteta [18]

Godine	Visine ženskih entiteta (mm)			Mase ženskih entiteta (kg)		
	Percentili			Percentili		
	5 %	50 %	95 %	5 %	50 %	95 %
3	935	1012	1105	13.3	16.0	19.9
4	992	1070	1143	14.2	17.4	21.6
5	1084	1147	1226	17.0	20.4	25.9
6	1107	1218	1290	17.3	22.0	31.7
7	1157	1259	1298	20.1	24.9	34.1
8	1198	1307	1383	20.9	26.5	36.7
9	1261	1372	1467	23.5	30.4	41.3
10	1286	1413	1553	26.4	36.0	50.1
11	1360	1493	1588	29.5	37.2	51.7
12	1417	1551	1634	32.3	43.3	57.7
13	1508	1589	1700	40.3	50.0	64.9
14	1531	1620	1706	41.2	51.5	67.1
15	1538	1622	1707	42.0	54.9	68.5
16	1540	1632	1718	43.9	56.2	69.3
17	1529	1638	1750	43.7	56.1	71.7
18	1535	1640	1749	43.5	57.0	89.0

Tab. 3. *Visine i mase muških entiteta [18]*

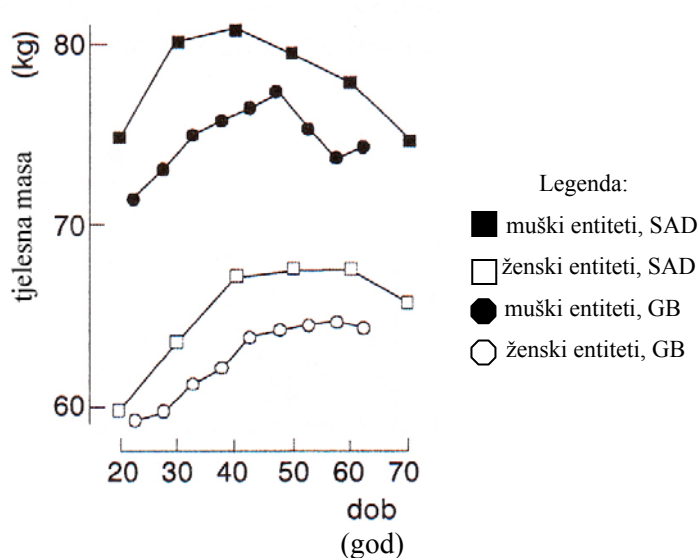
Godine	Visine muških entiteta (mm) Percentili			Mase muških entiteta (kg) Percentili		
	5%	50%	95%	5%	50%	95%
3	957	1018	1084	13,7	16,9	20,9
4	1024	1078	1143	15,3	18,2	21,8
5	1073	1161	1237	16,3	20,0	25,8
6	1094	1201	1262	17,6	21,6	28,1
7	1170	1269	1360	20,2	25,6	31,7
8	1212	1309	1421	22,1	25,9	33,1
9	1268	1377	1457	24,7	30,0	39,9
10	1338	1438	1559	27,4	33,5	44,8
11	1341	1458	1590	28,9	35,1	49,6
12	1442	1529	1676	32,4	47,4	56,1
13	1462	1608	1774	34,9	47,4	64,7
14	1505	1670	1786	38,8	55,6	73,2
15	1550	1718	1850	55,6	60,1	75,7
16	1590	1741	1857	59,8	62,3	81,6
17	1628	1754	1870	53,8	65,9	85,0
18	1640	1764	1876	54,0	68,7	99,0

Nakon određene životne dobi neke se tjelesne dimenzije smanjuju (npr. tjelesna visina i mišićna masa), a neke se povećavaju (težina tijela i antropometrijske dimenzije širina i opsega tijela). Opadanje tjelesne visine i povećanje težine je razvidno, sve dok ne počinje padati; u muških entiteta oko 50. a u ženskih oko 60. godine života. Unutar slika 9 i 10 dani su prikazi prosječnih visina i masa odrasle populacije Velike Britanije i SAD u odnosu na životnu dob [12].



Sl. 9. *Prosječna tjelesna visina odraslih entiteta u odnosu na dob.*

Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]



Sl. 10. *Prosječna tjelesna masa odraslih entiteta u odnosu na dob.*

Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]

2.1.6. Sekularni tjelesni prirast

Tijekom sekularnog (stogodišnjeg) antropometrijskog promatranja određene populacijske skupine moguće je ne samo zamijetiti, nego i znanstveno utvrditi opće promjene u sekularnom akceleracijskom tjelesnom prirastu. J. M. Tanner [23] je na temelju dostupnih antropometrijskih podataka povijesnog razdoblja od 1880. do zaključno 1960. godine, zaključio da je stopa sekularnog tjelesnog prirasta bila približno 15 mm po dekadi u tjelesnoj visini i 0,5 kg po dekadi u težini u razdoblju od 5. do 7. godine života, 25 mm i 2 kg po dekadi u vrijeme adolescenskog razdoblja, te 10 mm po dekadi u tjelesnoj visini odraslih entiteta.

2.1.7. Etničke i rasne razlike

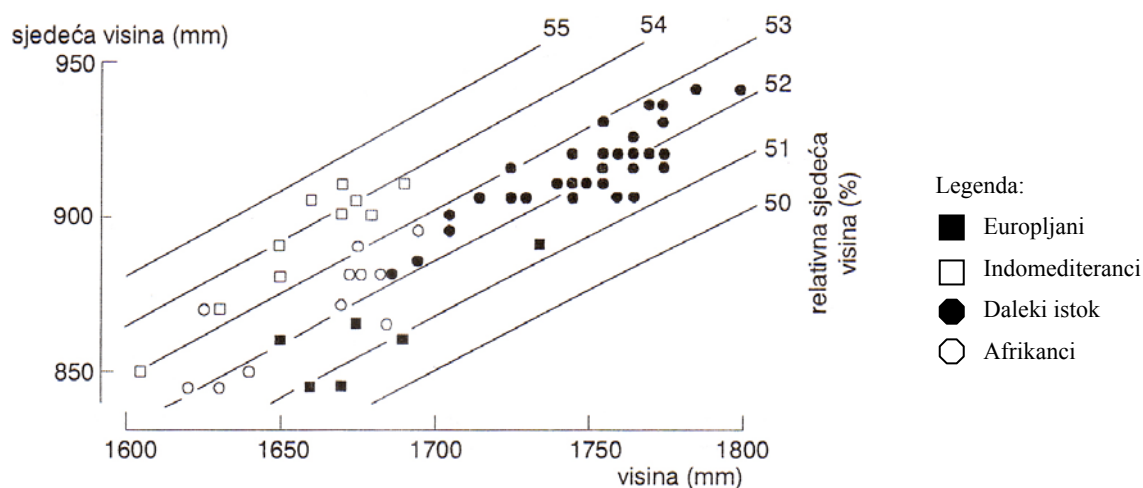
Anatomske razlike, raznovrsni vizualni izgledi i diferencirane antropometrijske značajke ne javljaju se isključivo samo između pojedinaca, nego su jasno uočljive i između velikih ljudskih skupina, tzv. rasa. Navedene su antropološke razlike neosporne, a mnoge od njih su i lako uočljive.

Tijekom povijesnih razdoblja, definicija pojma rase često se zlorabila i pogrešno terminirala, povezujući rasu s jezičnom pripadnošću ili s narodnošću. Primjerice, američki crnci govore engleskim jezikom, ali ih to ne čini pripadnicima engleskog entiteta. Mnogi Germani bi tako, glede germanske govorne skupine trebali pripadati tzv. germanskoj rasi, ali su oni ipak pripadnici dvaju rasnih podsustava; nordijskog i alpskog. Rasna entitetska pripadnost ne može se poistovjetiti ni s kulturom, glede toga što mnoge rasne skupine imaju sličnu kulturu ili jedna rasa može imati dvije ili više raznovrsnih kulturalnih usmjerenja.

Rasne su razlike načelno genetičke, ali ne nužno i somatske, premda je vrlo teško izvršiti isključiv razlikovni utjecaj nasljednih čimbenika od adaptivnog djelovanja okolišnih sustava.

Etničke i rasne razlike od relevantnog su značaja za biomehaničke i ergonomijske studije radnih i životnih okolišnih sustava i proizvoda koji uključuju korištenje od strane ljudi iz rasno različitih skupina. U navedenom slučaju potrebno je razmotriti znatne morfološke razlike u svim antropometrijskim dimenzijama fenotipa. Fenotipske diferencije nisu uzrokovane samo genetičkim različitostima pojedinaca, već i djelovanjem okolišnih sustava. Primjerice, američki se crnci upravo glede tih okolišnih utjecaja znatno razlikuju od crnaca iz Afrike.

U ergonomskom i biomehaničkom smislu mnoge genotipne značajke mogu biti zanemarene, primjerice, krvna grupa. Ali su fenotipske razlike vrlo važne, kako je i vidljivo sa slike 11. Antropometrijske razlike mogu biti veće ili manje, ali ih valja uzeti u obzir, ne samo poradi prikladnosti strojeva, alata i naprava (npr. problem sigurnosti), nego i glede prikladnosti proizvoda (npr. pokućstvo) za tjelesno različite antropometrijske varijacije [12].



Sl. 11. *Etničke razlike u odnosu između prosječne sjedeće visine i prosječne visine odraslih entiteta. Preuzeto iz Mikšić, 1997 [12]*

2.1.8. Socijalno razlikovanje

Pripadnost društvenoj klasi i zanimanje od znatnog su utjecaja na antropometrijski zanimljive morfološke pokazatelje, oni su ovisni i o socijalnom položaju pojedinca, ali i o njegovom zanimanju. R. J. Rona [24] je ukazao na razlike od 10 i 20 mm prosječne tjelesne visine između gornjih i donjih društvenih klasa u drugoj godini života djeteta. U sedmoj godini života navedena razlika doseže vrijednosti i do 30 – 40 mm, s tendencijom navedene stabilarne razlike do 30. godine života. I. Knight [25] je u proučavanju antropometrijskih različitosti na populaciji odraslih u Velikoj Britaniji našao da se prosječne visine društvenih slojeva razlikuju: 175,5 cm za muškarce i 162,5 za žene više socijalne klase, nasuprot 172,3 cm za muške i 159,6 cm za žene u slučaju niže socijalne klase. H. Schmidtke [26] razmjerno slične rezultate antropometrijskog socijalnog razlikovanja nalazi u Njemačkoj. Entitetske skupine gornje socijalne klase (završen fakultetski studij) razlikuju se primjerice u ukupnoj tjelesnoj visini za otprilike 4 do 7 cm, što rezultira i pripadnim antropometrijskim različitostima i u ostalim tjelesnim izostabilnim veličinama. No i izolabilne tjelesne antropometrijske veličine se vidno razlikuju, npr. žene donjih društvenih slojeva prosječno su teže i u njih ima više tjelesnih masnoća nego li u pripadnica gornjih klasa [12].

2.2. Biološka antropometrija

Zadatak antropometrije je što točnije, mjerenjem kvantitativno okarakterizirati morfološke osobine ljudskog tijela, i to ponajviše linearnim dimenzijama te veličinama tjelesne težine i volumena tijela, odnosno njegovih pojedinih segmenata. Antropometrijom se proučavaju varijabilnosti i raspodjela kvantitativnih, odnosno kontinuiranih bioantropoloških varijabli ljudskih populacija.

Antropometrijske mjere koje su od relevantnog interesa za biomehanička razmatranja diferenciraju od vrste radne aktivnosti i od zahtjeva radnog procesa, i to najviše u tzv. stanju aktivnog rada. Glede toga se u razmatranjima uzimaju sve one dimenzije ljudskog tijela koje tvore zbroj odnosa podložnih izvođenju određenog radnog zadatka, kao i okoline u kojoj se čovjek nalazi i u kojoj radno djeluje [21].

Antropometrijske istraživačke metode svoju primjenu umnogome pronalaze i unutar biomehaničkih istraživanja ljudskog djelovanja. Biološkoj antropometriji je zadaća što točnije, misli se mjerenjem, kvantitativno okarakterizirati morfološke osobine ljudskog tijela i to ponajviše linearnim dimenzijama te mjerenjem tjelesne težine i volumena.

Unutar biološke antropometrije uglavnom se analiziraju statičke antropomjere, koje se načelno odnose na podatke linearnih mjera kao što su, primjerice, antropometrijske udaljenosti između karakterističnih točaka tijela. Ovdje su također uključeni i kutevi te relativni opsezi pokreta pojedinih dijelova tijela koji se nazivaju kinematičkim antropomjerama.

Antropometrija je metoda antropologije kojom se vrše izmjere ljudskog tijela, njegovih pojedinih dijelova i funkcionalnih sposobnosti, a izvedenica je dviju grčkih riječi *antropos* što označava čovjeka i *metrein* što označava mjerenje. Mjere se udaljenosti između pojedinih antropometrijskih točaka tijela (metričko mjerenje) i kutevi između određenih antropometrijskih ravnina i tjelesnih linija (goniometričko mjerenje). Mjerenja se izvode na čovjekovom tijelu (somatometrija) ili na ljudskim kosturima (osteometrija).

Antropometrijskim podacima znanstvena grana ergonomije služi se u svrhu oblikovanja najprikladnijih oblika i dimenzija strojeva, alata, naprava, radne okoline i proizvoda, životnog okoliša, prilagođenih antropometrijskim osobinama čovjeka, a biomehanička znanost se antropometrijskim podacima koristi u svrhu izračunavanja biomehaničkih karakteristika ljudskog tijela tijekom radnog djelovanja.

2.2.1. Prikaz antropometrijskih točaka

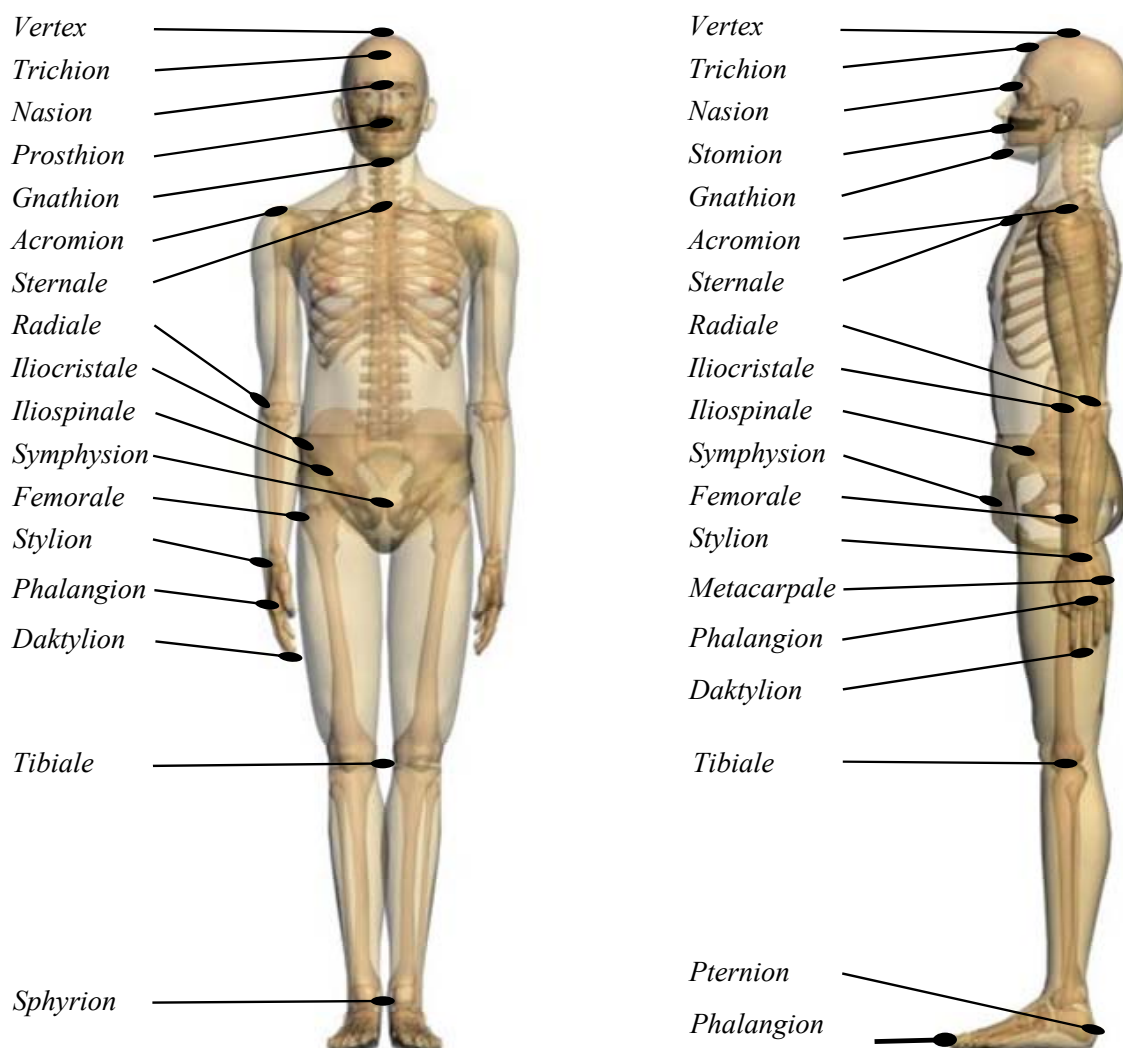
S obzirom da se tjelesne veličine mjere površinski, antropometrijske mjerne točke određuju granične udaljenosti između različitih mjesta na površini ljudskog tijela, a ujedno definiraju i kuteve kretanja zglobova (pregiba). Glede toga razlikuju se tzv. fiksne i virtualne antropometrijske točke.

Fiksne antropometrijske točke uvijek su lokalizirane na istom dijelu tijela i jasno su uočljive glede svoje prostorne pozicije iznad, ili u neposrednoj blizini nekog palpaciji pristupačnog dijela skeleta. Njihov se položaj na ljudskom tijelu određuje pomoću nekih jasno uočljivih morfoloških osobitosti mekih dijelova tijela. Navedenim antropometrijskim točkama razmjerno je lako utvrditi prostorni položaj s obzirom da njihov položaj uvijek odgovara istim anatomskim prostornim strukturama.

Virtualne antropometrijske točke, za razliku od fiksnih mijenjaju svoj položaj s obzirom na stav tijela. Ponekad izravno ili pak neizravno ovisi i o ravninama na kojima se ispitanik ili pojedini dijelovi njegovog tijela nalaze tijekom mjerenja. Unutar tablice 4 i slike 12 dat je zorni prikaz antropometrijskih mjernih točaka i njihovih pripadnih oznaka na ljudskom tijelu.

Tab. 4. Označavanje pojedinih antropometrijskih točaka [21]

Redni broj	Antropometrijska točka	Oznaka	Redni broj	Antropometrijska točka	Oznaka
1	Akromion	a	25	Metatarsale tibiale	mtt
2	Akropodion	ap	26	Nasion	n
3	Alare	al	27	Opisthocranion	op
4	Basic	B	28	Orbitale	or
5	Cervicale	c	29	Phalangion	ph
6	Daktylion	da	30	Porion	po
7	Deltoide	d	31	Postaurale	pa
8	Endokanthion	en	32	Preaurale	pra
9	Euryon	eu	33	Pternion	pte
10	Frontotemporale	ft	34	Radiale	r
11	Glabella	g	35	Stomion	sto
12	Gnathion	gn	36	Stylion	sty
13	Gonion	go	37	Subaurale	sba
14	Hypochondriacale	hy	38	Subnasale	sn
15	Iliocristale	ic	39	Superaurale	sa
16	Iliospinale	is	40	Suprasternale	sst
17	Incisurale	in	41	Symphysion	sy
18	Inion	i	42	Tibiale	ty
19	Lumbale	lu	43	Tragion	t
20	Malleolare	m	44	Trichion	tr
21	Mesosternale	ms	45	Trochanterion	tro
22	Metacarpale radiale	mr	46	Vertex	V
23	Metacarpale ulnare	mu	47	Zygion	zy
24	Metatarsale fibulare	mtf			



Sl. 12. Glavne tjelesne antropometrijske točke. Preuzeto i modificirano iz Maver, 1976 [21]

2.2.2. Prikaz antropometrijskih mjera

Lista antropometrijskih mjerenja po A. Griecu i M. Masaliu sadrži ukupno 33 mjerenja. Prednost je ove liste u odnosu na, primjerice liste za medicinu rada svjetske zdravstvene organizacije (eng. *WHO – Anthropometry for Occupational Health*), koja ukupno sadrži 15 mjerenja, a sačinjena je obzirom na prilagodbu radnog prostora radniku te prilagodbe predmeta rada, alata i kontrola radniku, u tome što se indirektno, naknadnim zbrajanjem ili oduzimanjem pojedinih izmjerenih vrijednosti, može izračunati još 20 dopunskih podataka, koji su od velike pomoći u detaljizaciji pojedinih dimenzijskih karakteristika ljudskog tijela.

Rezultati skupljeni ovom antropometrijskom metodom uporabni su u različite svrhe, a nedostatak u odnosu na WHO listu je udvostručeni broj mjernih veličina što rezultira povećanim utroškom vremena tijekom uzimanja antropomjera. Liste navedenih mjerenja dane su unutar tablice 5 [21].

Tab. 5. *Tabelarni prikaz Grieco - Masali liste antropometrijskih mjera i mjera za medicinu rada WHO [21]*

Redni broj	Lista antropometrijskih mjera, Grieco - Masali	Redni broj	Lista antropometrijskih mjera za medicinu rada, WHO
	Mjereno		
1	Ukupna visina tijela	1	Ukupna visina tijela
2	Visina ramena (basis-acromion)		---
3	Visina lakta (basis-radiale)		---
4	Visina zglobova ruke (basis-styilion)		---
5	Visina šake (basis-visina šake)		---
6	Visina prstiju (basis- dodira prstiju)		---
7	Visina struka (iliocristale)		---
8	Visina kukova (basis-trochanterion)		---
9	Visina koljena (basis-tibiale)		---
10	Udaljenost prstiju od leđa		---
11	Udaljenost šake od leđa		---
12	Širina bokova (trochanterion)		---
13	Duljina glave		---
14	Širina glave (eurion)		---
15	Visina sjedenja	2	Visina sjedenja
16	Sjedalna visina očiju (sjedalo-dacrion)		---
17	Sjedalna visina vrata (sjedal.-cervicale)		---
18	Sjedalna visina ramena (sje.-acromion)		---
19	Sjedalna visina lakta		---
20	Sjedalna visina bedra	3	Sjedalna visina bedra
21	Sjedalna visina koljena (patellare)	4	Sjedalna visina koljena (patellare)
22	Sjedalna visina prebačene noge		---
23	Visina sjedenja nad podom	5	Visina sjedenja nad podom
24	Širina ramena (deltoide)		---
25	Širina ramena (acromijale)		---
26	Sjedalna širina bokova (trochanterion)	6	Sjedalna širina bokova (trochanterion)
27	Sjedalna udaljenost prstiju od leđa		---
28	Sjedalna udaljenost šake		---
29	Sjedalna širina trupa		---
30	Sjedalna dužina bedra patellare	7	Sjedalna dužina bedra patellare
31	Sjedalna širina trochanterion		---
32	Sjedalna donja dužina bedra	8	Sjedalna donja dužina bedra
33	Masa tijela	9	Masa tijela
	---	10	Širina u području lakatnog zgloba
	---	11	Duljina nadlaktice (shoulder-elbow)
	---	12	Duljina podlaktice (elbow-mid. finger)
	---	13	Duljina šake
	---	14	Širina šake
	---	15	Promjer stisnute šake

Potrebno je naglasiti da se sva longitudinalna mjerenja provode na desnoj strani tijela.

Pomoću naknadnog oduzimanja ili zbrajanja pojedinih izmjerenih antropometrijskih mjera dolazi se do još 20 antropometrijskih varijabli, kako slijedi unutar prikaza u tablici 6.

Tab. 6. Tabela prikaz dopunsko izvedenih antropometrijskih varijabli [21]

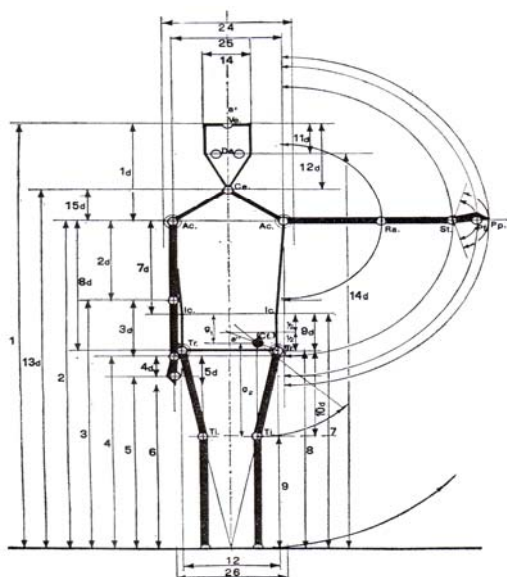
Redni broj	Naziv dopunsko izvedenih antropometrijskih mjera	Izračun
1	Visina: Vertex-Acromion	(1-2)
2	Duljina: Acromion-Radiale	(2-3)
3	Duljina: Radiale-Styilion	(3-4)
4	Udaljenost: Styilion- stisnuta šaka	(4-5)
5	Udaljenost: Središnji dio stisnute šake-dodirna točka palca i kažiprsta	(4-6)
6	Udaljenost: Oplošja leđa-Acromion	(11-2)
7	Visina: Iliocristale-Acromion	(2-7)
8	Visina: Trochanterion-Acromion	(2-8)
9	Visina: Trochanterion-Iliocristale	(7-8)
10	Duljina: Trochanterion-Tibiale	(8-9)
11	Visina: Vertex-Dacrion	(15-16)
12	Visina: Vertex-Cervicale	(15-17)
13	Visina: Basis-Cervicale	(1-12d)
14	Visina: Basis-Dacrion	(1-11d)
15	Visina: Acromion-Cervicale	(17-18)
16	Visina: Sjedalo-Dacrion	(16+23)
17	Duljina: Acromion-donji rub flektirane podlaktice	(18-19)
18	Udaljenost: Donje oplošje flektirane podlaktice-gornje oplošje bedra	(19-20)
19	Udaljenost: Dacrion-donje oplošje flektirane podlaktice	(16-19)
20	Duljina: Trochanterion-Patellare	(30-31)

Navedene varijable naknadno su izračunate na temelju rezultata koji su utvrđeni izravnim mjerenjima. Način izračunavanja prikazanih udaljenosti objašnjen je u zagradama pored naziva udaljenosti, na način da li dopunske mjerene varijable proistječu zbrajanjem ili oduzimanjem.

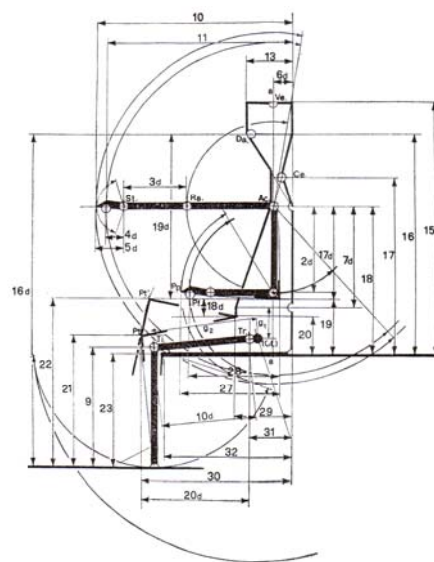
Oznaka “d” unutar zagrade ukazuje na to da se navedena dimenzija izračunala iz vrijednosti varijable prikazane u listi naknadno izračunatih antropometrijskih mjerenja.

2.2.3. Prikaz antropometrijskih veličina

Slike 13 i 14 zorno prikazuju sve antropometrijske varijable koje se izravno ili naknadnim računanjem mogu odrediti iz antropometrijskih mjerenja provedenih prema antropometrijskoj listi Grieca i Masalia [13].

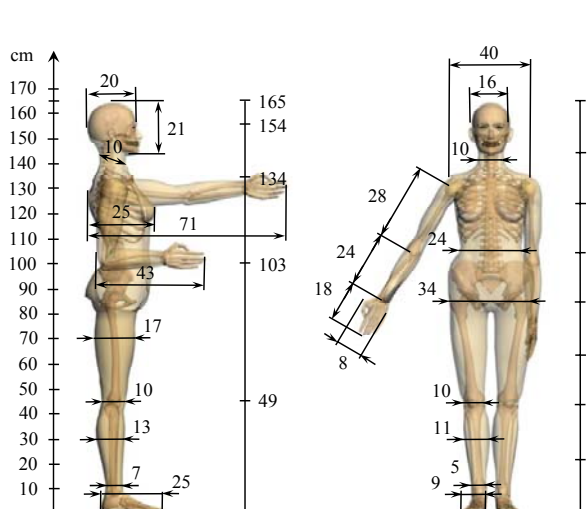


Sl. 13. Antropometrijske varijable prema Grieco-Masalievom listi, stojećeg stava. Preuzeto iz Grieco, 1972 [13]

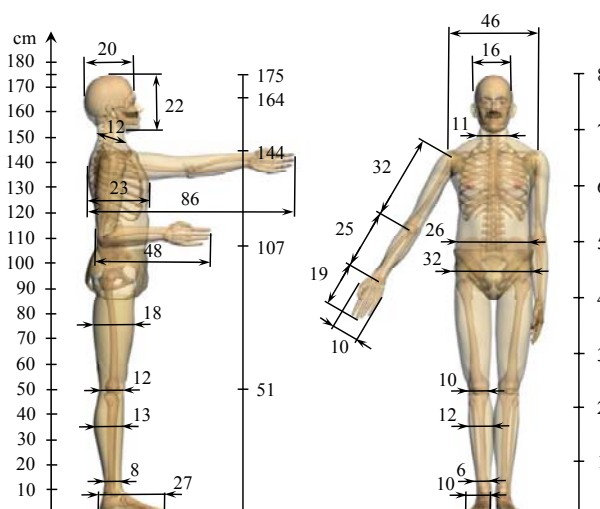


Sl. 14. Antropometrijske varijable prema Grieco-Masalievom listi, sjedećeg stava. Preuzeto iz Grieco, 1972 [13]

Kao primjer, veličine su antropomjera muškog subjekata visine 175 cm s masom 86 kg i žene visine 165 cm s masom 70 kg, unesene u tablicu mjera, uz koje su unesene i mjere koje je utvrdio Kroemer na vrlo velikom broju ispitanika (oko 16000 mjerenih subjekata za svaki spol) [27]. Mjereni su subjekti s pridruženim dimenzijama prikazani na slikama 15 i 16 [19].



Sl. 15. Ženski subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1993 [19]



Sl. 16. Muški subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1993 [19]

Unutar tablica 7 i 8 dane su Kroemerove vrijednosti antropomjera za žene i muškarce uz koje su upisani i rezultati mjerenja antropomjera na hrvatskoj populaciji [17, 18, 27].

Tab. 7. Tabela prikaz vrijednosti antropomjera za žene [18]

Redni broj	Dio tijela	Kroemer	Varijacije	Hrvatska populacija
1.	Stojeća visina	161	150 – 172	165
2.	Razina očiju, stojeća	150	138 – 162	154
3.	Visina ramena, stojeća	131	120 – 142	134
4.	Vrh glave iznad sjedala	85	79 – 91	86
5.	Razina očiju iznad sjedala	74	68 – 80	73
6.	Visina ramena iznad sjedala	54	49 – 59	54
7.	Visina lakta, stojeća	97	89 – 105	99
8.	Visina lakta iznad sjedala	24	20 – 28	23
9.	Ispružena ruka, dohvat	70	63 – 77	71
10.	Dužina podlaktice i šake	42	38 – 46	43
11.	Raspon ruku	155	139 – 171	163
12.	Udaljenost od stražnjice do koljena	57	52 – 62	58
13.	Visina koljena iznad stopala	50	46 – 54	49
14.	Visina ispod koljena do stopala	43	40 – 46	44
15.	Širina ramena	41	37 – 45	40
16.	Širina bedra	37	33 – 41	34
17.	Debljina potkoljenice	14	12 – 17	13
18.	Udaljenost od leđa do ispod koljena	46	43 - 50	47

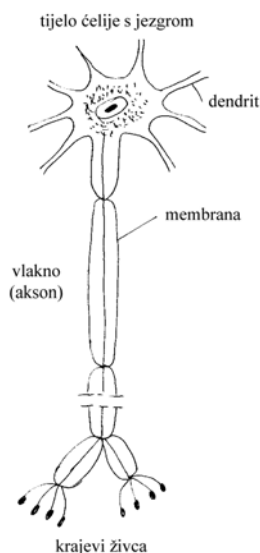
Tab. 8. Tabela prikaz vrijednosti antropomjera za muškarce [18]

Redni broj	Dio tijela	Kroemer	Varijacije	Hrvatska populacija
1.	Stojeća visina	172	160 – 184	175
2.	Razina očiju, stojeća	161	150 – 172	164
3.	Visina ramena, stojeća	142	131 – 153	144
4.	Vrh glave iznad sjedala	90	84 – 96	92
5.	Razina očiju iznad sjedala	79	73 – 85	81
6.	Visina ramena iznad sjedala	59	54 – 64	60
7.	Visina lakta, stojeća	106	98 – 114	107
8.	Visina lakta iznad sjedala	24	20 – 28	25
9.	Ispružena ruka, dohvat	82	75 - 87	83
10.	Dužina podlaktice i šake	47	45 – 51	45
11.	Raspon ruku	175	159 – 191	178
12.	Udaljenost od stražnjice do koljena	59	54 – 64	60
13.	Visina koljena iznad stopala	55	51 – 59	52
14.	Visina ispod koljena do stopala	45	42 – 48	43
15.	Širina ramena	45	41 – 49	46
16.	Širina bedra	35	31 – 39	33
17.	Debljina potkoljenice	14	12 – 17	13
18.	Udaljenost od leđa do ispod koljena	50	46 - 54	50

2.3. Fiziološka načela upravljanja gibanjem

Središnji se živčani sustav sastoji od mozga, leđne moždine i živaca. Iz leđne se moždine šire po cijeloj njezinoj dužini tzv. periferni živci koji se prostiru svojim krajevima do mišića ili do vanjskog područja kože, tj. do osjetilnih organa i natrag. Mišićni živci ili tzv. motorički živci i leđna moždina (ili moždani živci) djeluju kao osjetilni živci zajedno s njima pridruženim odvojcima ili središtima u jezgri leđne moždine koja obuhvaća i živce somatičkog živčanog sustava. Somatički živčani sustav povezuje organizam s vanjskim svijetom pomoću percepcije, svijesti i reakcija. Također postoji i jedan automatički živčani sustav tzv. visceralni živčani sustav koji upravlja svim unutarnjim organima kao na primjer, krvnooptočnim sustavom, organima disanja, organima za probavu, žlijezdama itd. Znači ovaj dio sustava upravlja sa svim unutarnjim mehanizmima koji su suštinski odgovorni za život tijela.

Sva tri dijela živčanog sustava čine središnji živčani sustav čovjeka, koji je sagrađen od milijardi živčanih stanica koji se nazivaju neuronima. Svaki neuron ima tijelo stanice i relativno dugačko živčano vlakno. Tijelo je stanice dimenzija od nekoliko tisućinki milimetra, dok vlakno može biti dugačko i preko jednog metra. Shema je izgleda motoričkog neurona prikazana na slici 17 [22].



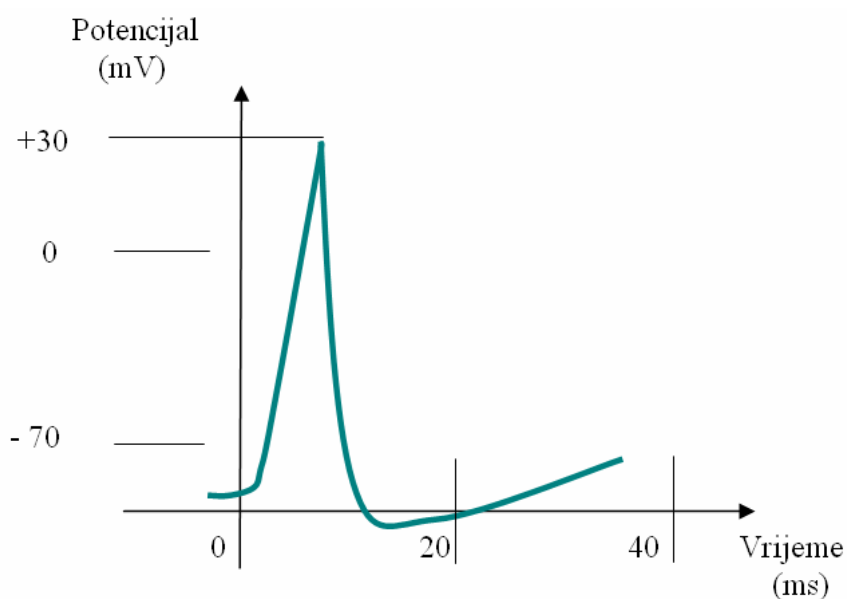
Sl. 17. Shematički prikaz izgleda motoričkog neurona.

Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]

Živčani je sustav središnji upravljački sustav u čovjeku, koji upravlja s vanjskim i unutarnjim gibanjima. Kada se desi podražaj živčane stanice, tada se pojavljuje odgovarajući rezultirajući

impuls koji putuje duž živčanog vlakna sve do izvršnog dijela tijela, među kojima to može biti i mišićno vlakno. Narav je spomenutog živčanog impulsa elektrokemijskog oblika. Uz ovo treba napomenuti, da živci nisu pasivni već aktivni prijenosnici impulsa. Riječ je, dakle, o aktivnom samopojavnom i istodobno energijsko potrošnom procesu. Važno je spomenuti i to, da živčano vlakno ne prenosi kontinuiranu izravnu struju, već samostalne impulse s kratkim prekidima između njih. Brzine su prenošenja impulsa veoma različite u odnosu na različite tipove živaca. Tako je primjerice red veličina brzine prenošenja impulsa za motorička vlakna od 70 do 120 m/s, a za ostala vlakna od 12 do 70 m/s.

Živčana vlakna slično poput mišićnih vlakana posjeduju zaostali membranski potencijal, koji se od neurona polarizira. Pozitivan naboj je prevladavajući na izvanjskoj površini, dok je na nutarnjoj prevladavajući negativan naboj. Proces je depolarizacije membrane razlogom živčanog impulsa. Zaostali potencijal od njegove minimalne vrijednosti -70 mV nakon depolarizacije postupno raste do maksimalne vrijednosti do $+35$ mV. Tada nastupa repolarizacija s brzim povratkom na vrijednost zaostalog potencijala od -70 mV. Na slici 18 je prikazan trag jednog akcijskog potencijala za vrijeme prolaska živčanog impulsa duž živčanog vlakna. Ovakove se električke oscilacije nazivaju akcijskim potencijalom P_a . Mehanizam se redosljednih depolarizacija i repolarizacija s pomakom električkog naboja naziva "Natrij - kalijском pumpom". Energija potrebna za ovo crpljenje proistječe iz adenosinetriposfata (ATP) [22].



Sl. 18. Aktivni potencijal u živčanom vlaknu koji pokazuje prolaz živčanog impulsa.

Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]

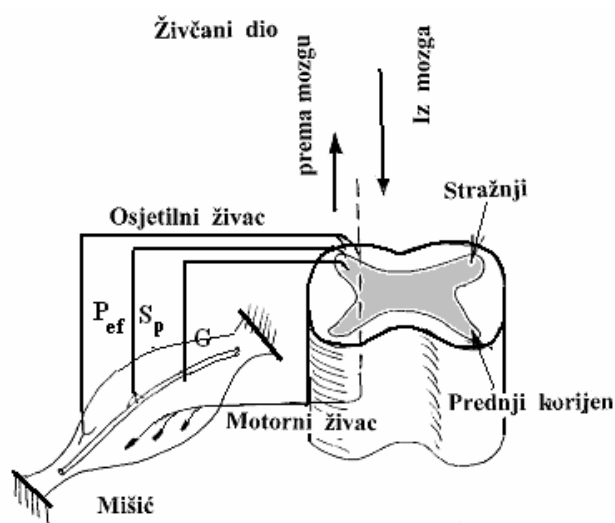
2.3.1. Inervacija mišića

Svaki je mišić povezan s mozgom putem živaca. Razlikuju se dvije vrste živaca i to: motorički živci i osjetilni živci.

Motorički živci nose u sebi impulse potrebne za izvršavanje naredbi za pokrete, i to iz mozga prema gibanju lokomocijskog aparata. Unutar se mišića živci dijele u sastavna vlakna, tako da svaki živac služi za inervaciju nekoliko mišićnih vlakana.

Samostalni motorički neuron s mišićnim vlaknom koje on inervira, tvori jednu motoričku jedinicu. U mišićima se za točna i pouzdana gibanja, nalazi tri do šest vlaknaca na jednu motoričku jedinicu. U mišićima za teški rad ima oko 100 mišićnih vlakana na jednu motornu jedinicu.

Svežanj motoričkih živaca završava s tzv. “završnim pločicama”. Tamo motorički impuls ostvaruje skok uzrokovan signalima koji idu iz središnjeg živčanog sustava u mišić putem motoričkih živaca koji pak uzrokuju skraćivanje (kontrakciju mišića). Svaki mišić posjeduje tzv. primače skraćivanja koji čine važnu osjetilnu strukturu. Primači skraćivanja su osjetljivi na brzinu gibanja mišića i njihove dužinske promjene. Primači skraćivanja čine odzivni sustav koji dopušta središnjem živčanom sustavu (SŽS) kako bi se ostvarilo mišićno gibanje kroz prilagodbu motoričkih poticaja vezanih uz mišićno gibanje, kako je i vidljivo iz slike 19. Zadaća je, dakle, primača skraćivanja u praćenju stanja mišića i vraćanja odgovarajućih signala u SŽS.



Sl. 19. Inervacija mišića.
Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]

Osjetilni živac sadrži informaciju boli kroz vlakno P_{cf} kao i iz mišićnih vlakana S_p ili Golgijevih tijela G . Vlakna motornog živca završavaju krajnjim pločicama u membranama mišićnih vlakana. Osjetilni živci provode impulse iz mišića u SŽS, bilo u leđnu moždinu ili mozak. Zasebna su vrsta osjetilnih organa, koji idu paralelno s mišićnim vlaknima i završavaju na oba kraja mišića u tetivama. Oni su osjetljivi na skraćivanje mišića, što se očituje u slanju signala o skraćivanju u kralješničku moždinu.

Pored ovih imaju još i drugi osjetilni organi. To su Golgijevi organi (ili kako se često kaže "tijela") koji su sačinjeni od mreže čvornih živčanih završetaka smještenih u tetivama, koji imaju zadatak "detekcije" regulacijskog uređenja rada mišića [22].

2.3.2. Rad mišića

Gibanje se čovjeka, kao i drugih živih bića obavlja putem kostura i djelovanjem mišića - koji su organi sastavljeni od tkiva koje ima svojstvo skupljanja i širenja. Mišići čine značajan dio mase tijela čovjeka u razini od oko 40% od njegove ukupne mase, dok koštani sustav čini od ukupne mase 12,8% u muških i 9,8% u ženskih entiteta.

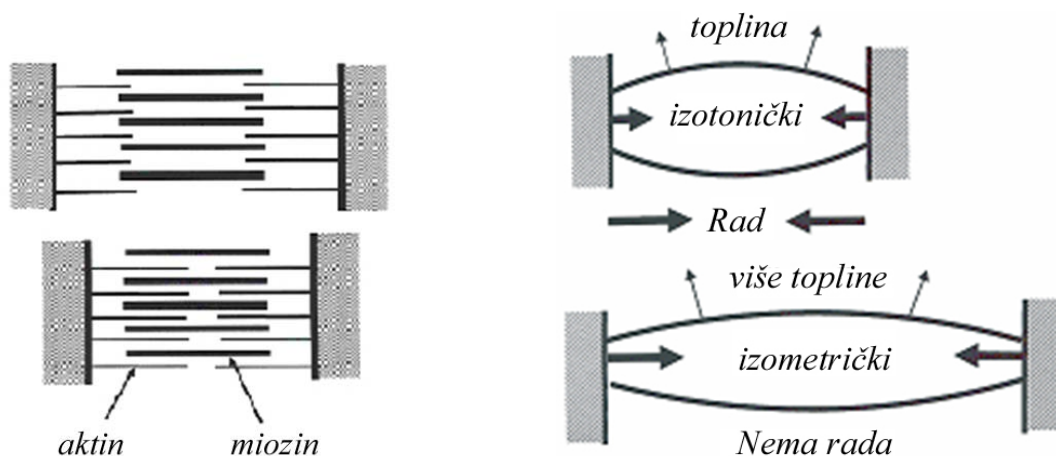
Svaki je mišić sačinjen od velikog broja vlakana ili mišićnih niti, čije su uzdužne dimenzije između 0,5 do 14 cm, zavisno od veličine mišića. Promjeri se mišićnih vlakana kreću u rasponu od 0,02 do 0,08 mm. Svaki se mišić sastoji od velikog broja takvih vlakana, tako je primjerice moguće da u jednom mišiću bude i do milijun vlakana, koja sva završavaju u odgovarajućim tetivama. U nekih mišića su vlakna položena uzdužno s oblikom mišića, a u nekih ona leže poprečno ili koso. Raspodjela je vlakana vezana uz funkciju mišića. Vlakna su tzv. dugih mišića često složena u snopovima.

Krajevi su većine prugastih mišića pričvršćeni za koštani sustav, pa se često radi toga nazivaju koštanim mišićima. Oni su za kosti pričvršćeni putem tetiva. Svaki prugasti mišić ima svoje krvne žile i odgovarajuće živce. Kroz krvne se žile vrši transport krvi u i iz mišića. To je i način kako se dovodi kisik i ostala hrana a istodobno i odvodi ugljični dioksid i ostali otpadci.

Svojstvo mišića da se skupe na polovicu svoje normalne dužine naziva se mišićnom kontrakcijom. Mehanički rad koji mišić može izvršiti takvom cjelovitom kontrakcijom očito raste ovisno od dužine mišića.

Mišićna vlakna sadrže u sebi proteine među kojima aktin i miozin imaju posebno značenje. Naime, za vrijeme procesa kontrakcije vlakanaca se, tako se misli, uvlače jedna u druge između miozinskih vlakanaca, kako je prikazano na slici 20 [22].

Svako mišićno vlakno se skuplja s odgovarajućom silom, a ukupna je sila mišića zbroj sila svih vlakanaca. Sila koja se ostvaruje u vlaknima varira između 30 do 40 N/cm². Sila koja se razvija u mišiću uvijek ima vlačni karakter i nikada nije tlačna sila. Smjer je gibanja određen veličinom stvorene sile u mišiću. Ako je teret dovoljno malen, tako da se mišić može skratiti i proizvesti vlačno gibanje tada se ostvaruje izotonično stanje. Međutim, ako je teret upravo jednak sili koju mišić može razviti, i to tako da može ostati u ustaljenom obliku, tada se ostvaruje izometričko stanje. Mišićna su skupljanja povezana s električkim pojavama i proizvodnjom topline. Tako primjerice, za vrijeme izotoničke kontrakcije tipičnog mišića, samo se 40% energije troši na rad a ostatak se pretvara u toplinu. Obrnuto tome, u izometričkoj kontrakciji u koje nema mehaničkog rada, većina se energije pretvara u toplinu, kako je i vidljivo sa slike 21 [22].



Sl. 20. Model mišićnog sakupljanja prema teoriji klizanja vlakanaca. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]

Sl. 21. Stanje kontrakcije, usporedba između izotoničkog i izometričkog oblika sakupljanja mišića. Preuzeto iz Muftić, 2001 [22]

Kada je mišićno sakupljanje sporo ili se podržava u dužem vremenskom razdoblju, mišićna se vlakna uključuju u aktivno sakupljanje postepeno. Prema Grandjeanu [2], ova je vrsta rada statičkog tipa.

Iz navedenog je očito, da će za različite vrste poslova biti uključen veći ili manji dio mišića, pa je time i proizvodnja topline u izravnoj vezi s radnom pokretljivošću čovjeka. Značajke su,

nazovimo to nepokretnih zanimanja hipodinamika i hipokinezija. Ovdje se pod pojmom hipodinamike podrazumijeva smanjena mehanička pokretna aktivnost s čisto mehaničkog odnosno dinamičkog stajališta - što znači smanjenje radnih veličina sila. Dok se pod pojmom hipokinezije podrazumijeva smanjenje opsega pokreta u sasvim kinematičkom smislu, dakle ne uzimajući u obzir sile potrebne za ostvarenje pokreta.

Skladno s time, a prema Monodu, Scherreru i Grandjean [2] lokalni ili mali pokreti, su oni koji su ostvareni pomoću manje od 1/3 ukupne tjelesne mase mišića. Gibanja za koje je potrebno između 1/3 do 2/3 od ukupne mase mišića nazivaju se regionalnim pokretima, i napokon ona gibanja s više od 2/3 mase mišića nazivaju se globalnim gibanjima.

Za vrijeme mišićnog sakupljanja, mehanička se energija razvija na račun pričuva kemijske energije u mišićima. Smjesa kemijske supstance adenosinotriposfata (ATP) suštinski ima višak slobodne energije od svojih proizvoda nastalih kemijskim reakcijama, tj. od adenosinodifosfata (ADP) i neorganskog fosfata (Pi). Gubitak slobodne energije, kada se (ATP) i voda pretvaraju u (ADP) i (Pi) čini tu potrebnu energiju. Na taj se način (ATP) i voda mogu smatrati "gorivom" za rad mišićnog "stroja" [2].

Nešto što se smatra čudom prirode jest činjenica, da se niskoenergetski fosfat stalno sjedinjuje i kontinuirano se pretvara u visokoenergetsko stanje u mišićima stvarajući u njima tako pričuve energije. Regeneracijom se koristi energija, koja se dobiva iz sladora (glukoze) u krvi stvarajući sastavnice masnoće i proteina (tzv. masni acidi i amino acidi). Ove sastavnice su neizravni izvori energije za kontinuirano obnavljanje energijskih pričuva u obliku (ATP)-a. Slador izlazi iz krvne struje u ćelije gdje se pretvara u različitim oblicima u purvičnu kiselinu.

2.3.3. Električka svojstva mišića

Mišićna su sakupljanja izravno povezana s električkim pojavama, koje su slične procesu impulsnog prijenosa u živcima. Uz ovo se vežu tri značajne točke:

1. Električki je potencijal mirujućeg mišića, tzv. mirujući membranski potencijal razine od oko 90 mV. Vanjska je strana mišićne niti nabijena tada negativno, dok je nutarnja strana pozitivno nabijena.

2. Početak skupljanja počinje s padom mirujućeg potencijala i tvorbom pozitivnog naboja na vanjskoj strani. Ovaj se potencijal naziva akcijskim potencijalom. On se zadržava u mišiću oko 2 do 4 ms, i širi se duž mišićnog vlakna brzinom od oko 5 m/s.
3. Akcijski potencijal uključuje depolarizaciju i repolarizaciju membrane mišićnog vlakna. Ovo se razdoblje naziva apsolutnim refrakcijskim razdobljem koje traje od 1 do 3 ms. Proces depolarizacije i repolarizacije su manifestacija recipročnih struja iona natrija i kalija kroz membranu mišićnog vlakna.

Električka se aktivnost mišića može mjeriti pomoću pojačala. Ova je metoda poznata pod nazivom “elektromiografija”.

2.4. Biomehaničko mjerenje ljudskog rada

Svako je ljudsko radno djelovanje povezano s odgovarajućim radnim opterećenjima, a time ujedno i radnim naporom. Opterećenja ljudi koji su u raznovrsnim aktivnim tjelesnim položajima čine široko i još uvijek nedovoljno istraženo biomehaničko područje ljudskog djelovanja. Prenosnje, podizanje, vuča ili guranje tereta često se odvija uz razmjerno velika opterećenja, a ponekad je to nužno izvršavati često i brzo, što izaziva nadasve nepoželjna i iscrpljujuća dinamička naprezanja čovjekova tijela [28].

Utvrđivanje biomehaničkih veličina u prosudbi težine ljudskog rada može se podijeliti u dva dijametralno suprotna pristupa, energetske pristup i fiziološki pristup.

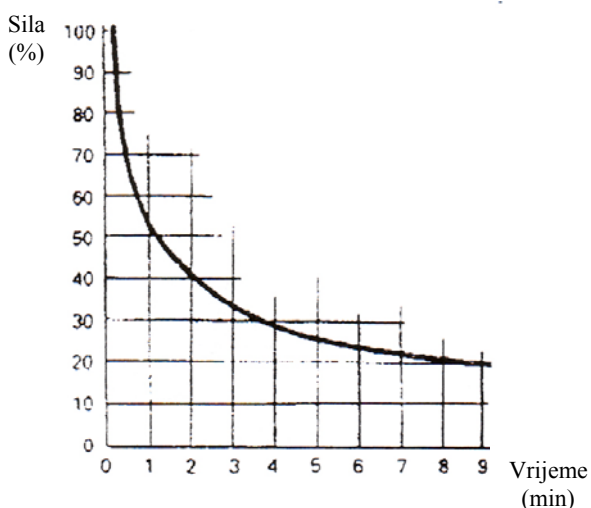
U energetske pristupu proučavanjem težine ljudskog rada utvrđuju određeni fizikalni čimbenici, obično energetska potrošnja kisika, koju se reduciraju na dan, sat, ili rjeđe na minutu tjelesne aktivnosti. Nedostatak navedenog pristupa je nemogućnost utvrđivanja trenutnog stanja karaktera sila ili spregova sila koji djeluju na proučavanog ispitanika.

Mnogo bliži ideji biomehaničkog opisivanja ljudskog rada je fiziološki pristup glede utvrđivanja zamora dijelova ljudskog tjela u zavisnosti od mišićnog napora koje je moguće mjeriti putem mehaničkih kriterija. U većini slučajeva navedeni je pristup izravno mjerenje mehaničkog rada ljudskog tijela tijekom djelovanja, a primjer tome mogu poslužiti i rezultati mjerenja maksimalnog trajanja statičkog mišićnog napora koje je proveo Monod [29], kao što je i vidljivo s dijagrama na slici 22.

Ljudsko djelovanje pojavljuje se u dva oblika mišićnih napora koji se mogu opisati kao statički napor kojem je značajka produženo stanje kontrakcije mišića koji je nazočan u tzv. naporu održavanja stava ili položaja tijela i dinamički napor koji, suprotno prethodnim, ima značajke ritmičke izmjene kontrakcije mišića.

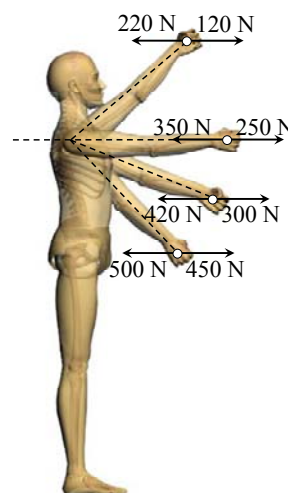
Mišićno zamaranje ljudskog tijela tijekom radnog djelovanja značajno prije nastupa u statičkom obliku napora negoli pri dinamičkim opterećenjima tijela. Navedeno je moguće izraziti u obliku prikaza odnosa između veličine maksimalnog trajanja mišićne kontrakcije i sile koja na mišić djeluje. Iz dijagrama na slici 22 maksimalnog trajanja statičnog mišićnog napora razvidno je da statični mišićni napor s porastom sile od otprilike 50 % ljudsko tijelo ne može podnijeti dulje od jedne minute, a smanji li se, primjerice, sila za otprilike 20 % od njene maksimalne vrijednosti za promatrano mišićno djelovanje, mišićna se kontrakcija može uzročno-posljedično produljiti za razmjerno povećano vrijeme.

Utvrđivanjem težine ljudskog rada tijekom djelovanja tereta ili opterećenja bavili su se Mairiaux [30] kao i Davis i Stubbs [29], koji su istraživanja obavljali na ljudima muške mlađe populacije u stojećem ili sjedećem položaju. Njihovi su eksperimenti uključivali; podizanje tereta, povlačenje ili guranje tereta u horizontalnom ili kosom pravcu, od ili prema tijelu. Eksperimenti su izvedeni na 200 ispitanika, a rezultati njihovih istraživanja zorno su predloženi na slikama 23, 24 i 25, gdje brojčane vrijednosti predstavljaju maksimalnu silu u N kod koje ne dolazi do pomaka tijela (*eng. safe load*).



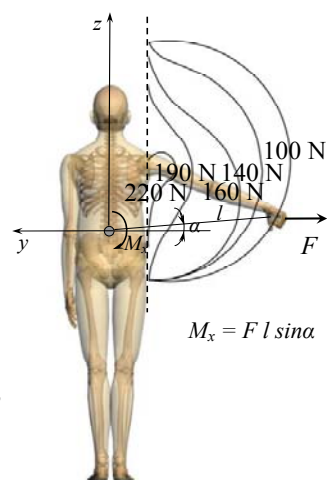
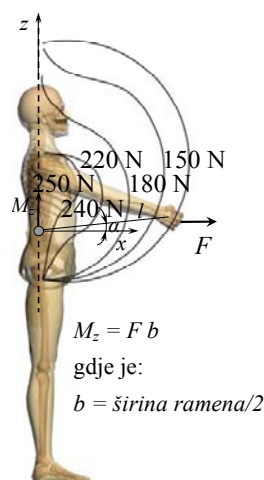
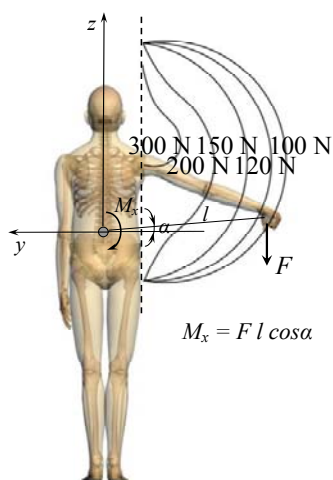
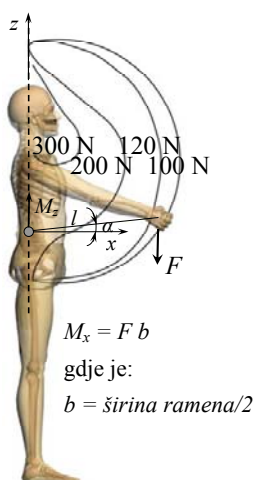
Sl. 22. Maksimalno trajanje mišićnog napora.

Preuzeto iz Davis, 1977 [29]



Sl. 23. Dvoručno guranje i potezanje tereta.

Preuzeto i modificirano iz Davis, 1977 [29]



Sl. 24. Podizanje tereta s jednom rukom.

Preuzeto i modificirano iz

Davis, 1977 [29]

Sl. 25. Guranje tereta od tijela s jednom

rukom. Preuzeto i modificirano iz

Davis, 1977 [29]

Uz ovo je zanimljivo i mišljenje Rohmerta, koji je utvrdio veoma jednostavne ali vrlo slikovite rezultate. On je utvrdio slijedeća maksimalna razdoblja za opterećenje mišića:

- 100% od maksimalne sile trajanje je 0,1 minuta
- 75% od maksimalne sile trajanje je 0,35 minuta
- 50% od maksimalne sile trajanje je 1,0 minuta
- 25% od maksimalne sile trajanje je 3,4 minuta

Usporede li se, pojednostavljeno rečeno, uvjeti statičkog mišićnog napora s dinamičkim, tada se može zaključiti da se u dinamičnom opterećenju radi o većem utrošku energije, o porastu rada srca i na poslijetku o potrebi duljeg razdoblja za odmorom.

Da bi se pojasnile mogućnosti mjerenja ljudskog rada, očividno je kako je potrebno da se uspostavi i šira veza s ostalim fizikalnim uzrocima, koji se odnose na čovjeka i analizu njegova rada i radnog mjesta. U tom se je smislu ovdje provela i vrlo sažeta analiza ostalih utjecaja [2]

Ako se ljudsko tijelo promotri kao mehanički sustav sastavljen od segmenata koji su povezani, tada se i lumbalna kralješnica može zamisliti kao kompleksna spojka, čije funkcioniranje ovisi o gravitacijskoj i mišićnoj sili koja uzrokuje trbušni tlak. Mišićnu silu proizvode mišići kralješnice kao i ostali mišići trupa.

Takav pristup problemu je također vrlo složen i u mehaničkom smislu gotovo beskoristan, osim predodžbe da su mišići kralješnice bliže kralješnici od ostalih mišića trupa, kao npr. trbušni mišići. U tom primjeru, ako se izolira dio sustava i ako se smanje sve djelatne sile na jednu točku kralješnice, kao rezultat proistjeće rezultatna sila i rezultatni spreg sila. Općenito, ta dva vektora, M i F_G leže u prostoru. Drugi izolirani dio tijela u slučaju ravnoteže stvara iste vektore, ali u suprotnom smjeru. Tu mehaničku analizu je razvio Schultz [31] zajedno sa suradnicima, ali velik broj nepoznatih sila u brojnim mišićima čini taj mehanički sustav nerješivim, osim u vrlo pojednostavljenim situacijama.

Neka istraživanja, Davis, Morris, Stubs i Mairiaux [29, 32, 30], su pokazala da djelovanje sila na trup u različitim postupcima rada uzrokuje tlak u trbušnoj preši. Morris je smatrao da bi "pneumatski" mehanizam trbušne šupljine mogao podnijeti na razini kralješaka L4/L5 tlak povećanja i do 30%. Mairiaux je, nadalje, utvrdio regresijsku jednadžbu lumbalnog momenta nastale usred podizanja ruke u uspravnom položaju i tlaka u trbušnoj šupljini.

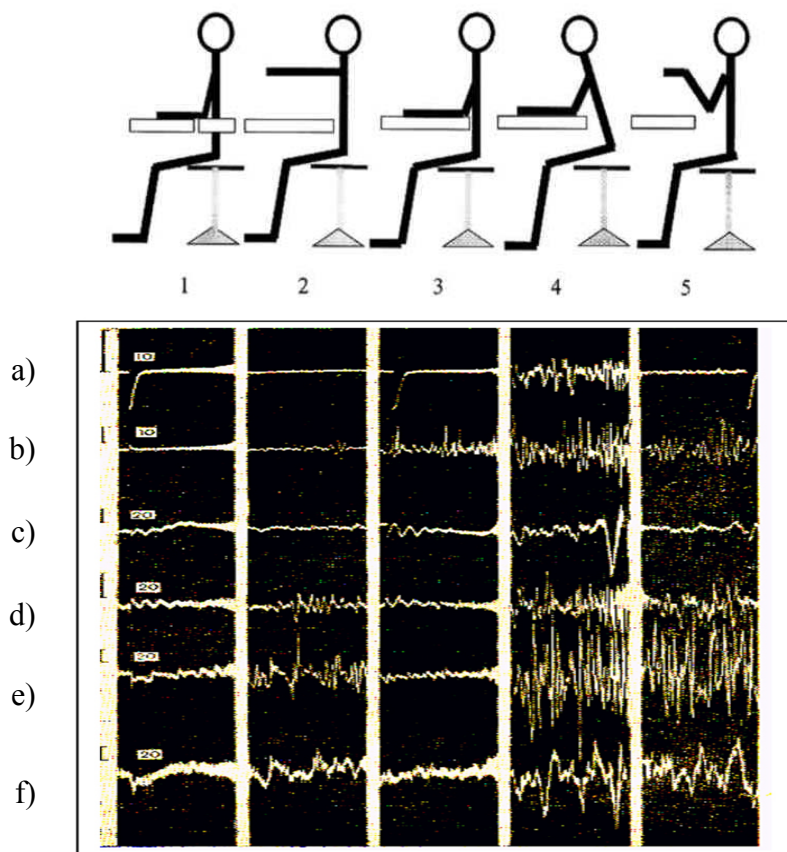
Druga je vrsta istraživanja bila usmjerena na utvrđivanje aktivnosti mišićnih dijelova u čovjeka koji sjedi. Ova je istraživanja proveo B. V. Ananjev, 1974 [33].

Na posebno izgrađenom radnom stolu bio je pozicioniran ispitanik na kojega su bili pričvršćeni elektro - miografski mjerni elementi, kako bi se u zavisnosti od promjene položaja ispitanika utvrdile mišićne aktivnosti nekih karakterističnih mišića.

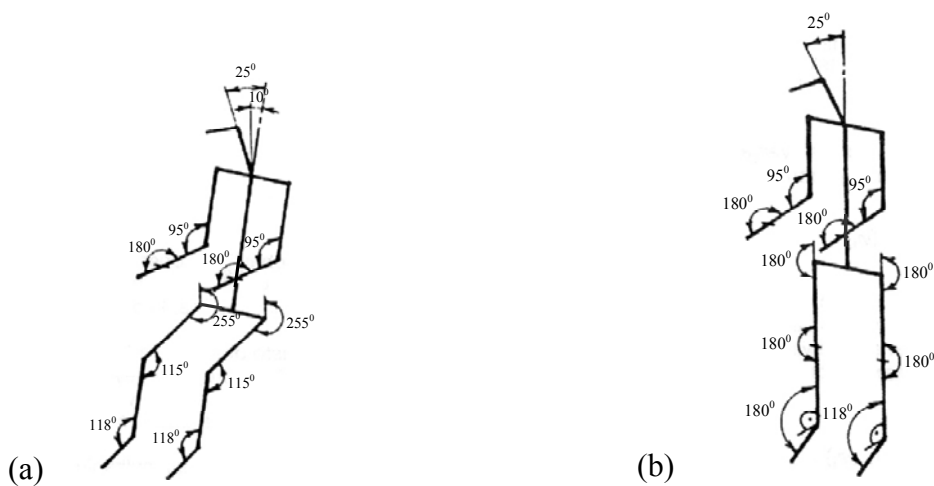
Rezultati su njegovih istraživanja prikazani na slici 26. U vertikalnom su smislu prikazani položaji od 1 do 5. U horizontalnom su smislu prikazane odgovarajuće reakcije u karakterističnim mišićima. Tako je a) Trapezoidni mišić (lopatični dio), b) Trapezoidni mišić (vratni dio), c) Opružać kralješnice (pojasni dio), d) Deltoidni mišić, e) Rameni mišić i f) Širokočlašni mišić kralješnice.

Temeljem takvih mjerenja H. J. Tarasenko i B. V. Ananjev [33] su utvrdili tzv. neutralne položaje stojećeg i sjedećeg čovjeka. Značajka je tih položaja da se u takvoj konfiguraciji tijela čovjeka, pojavljuju minimalne elektroaktivnosti mišića vezane uz minimalne izmjerene napone u mišićima u ravnotežnom položaju.

Na slici 27 je prikazan neutralni položaj konfiguracije pri sjedećem i stojećem položaju čovjeka, gdje su vidljive optimalne veličine kutova sustavnih članova tijela.



Sl. 26. Prikaz promjena elektromiografskih aktivnosti u zavisnosti od položaja tijela ispitanika. Preuzeto iz Keros,1984 [33]



Sl. 27. Prikaz neutralnog položaja čovjeka u sjedećem (a) i stojećem (b) položaju. Preuzeto iz Keros,1984 [33]

Iz pokazane metodologije se mogu definirati odgovarajuća odstupanja stvarnog stava prema neutralnom i odatle izvesti zaključak da se u svakom obliku djelovanja pojavljuju određena odstupanja od neutralnih položaja.

2.4.1. Veze između biomehaničkih i bioelektričkih veličina

Odnosi između biomehaničkih i bioelektričkih parametara su vrlo složeni, te i u statičkom i u dinamičkom pogledu zavise od vrste gibanja promatranog kinematičkog para ili lanca. Prema istraživanjima Moreckog integrirane vrijednosti elektromiograma (napon U) ovise o količini aktivnih mišićnih vlakana koje sudjeluju u pokretu, kao i o čimbenicima koji nastaju prilikom mjerenja [22]. Da se ovi čimbenici isključe, izmjerene se vrijednosti uspoređuju s maksimalnim naponom (U_{max}) koji bi se pojavio pri aktiviranju svih vlakana fiziološkog presjeka mišića. Prema Fideliusu kooperacija pokreta u jednom zglobu, koja je uzrokovana djelovanjem jednog mišića definirana je momentom [22]:

$$M_i = a_i \frac{U_i}{U_{i\max}} \frac{S_i}{S_{i0}} \frac{\ell_i}{\ell_{i0}} r_i (\alpha_i) \quad (2)$$

gdje su: M_i - moment sile u i -tom mišiću [Nm]

U_i - vrijednost integriranog napona i -tog mišića za određeni položaj tijela [V],

$U_{i\max}$ - maksimalna vrijednost integriranog napona EMG [V],

S_i / S_{i0} - omjer sila u mišiću (S_{i0} je početna sila),

ℓ_i / ℓ_{i0} - odnos između duljina mišića u određenom pokretu za i -ti mišić (bez dimenzije),

r_i - krak sile i -tog mišića [m],

α_i - kut zaokreta kinematičkog para [$^{\circ}$].

Parametri se jednadžbe određuju direktno na prepariranim mišićima ili direktnim simuliranjem živih udova. Ako u pokretu sudjeluje više mišića i kada se poznaju parametri za sve sudionike nekog pokreta, tada je zajedničko djelovanje definirano izrazom:

$$M_e = \sum_{i=1}^n a_i \frac{U_i}{U_{i\max}} \frac{S_i}{S_{i0}} \frac{\ell_i}{\ell_{i0}} r_i (\alpha_i) \quad (3)$$

gdje je: M_e – moment uslijed djelovanja više mišića

Mjerenjem i utvrđivanjem parametara moguće je utvrditi jednadžbu

$$M_e = m_e (\alpha_i) \quad (4)$$

putem koje je moguće riješiti zadaće programiranja, a tako i imitacije ponašanja odnosno gibanja tog dijela organizma.

2.4.2. Metode biomehaničke analize čovjekovog rada

Postojeće tehnike za mjerenje ljudskog pokreta dopuštaju automatsku digitalizaciju mnogih karakteristika zglobnih pokreta koji su važni u biomehničkim i ergonomskim analizama. Složenost tih analiza ovisi o odabiru zglobnih entiteta. Na primjer, kod zglobova koljena i lakta, općenito postoji primarna os oko koje se događa rotacija. No ipak, u složenijim zglobovima poput ručnog zgloba, ramena ili leđa pokret se načelno odvija oko dvije osi.

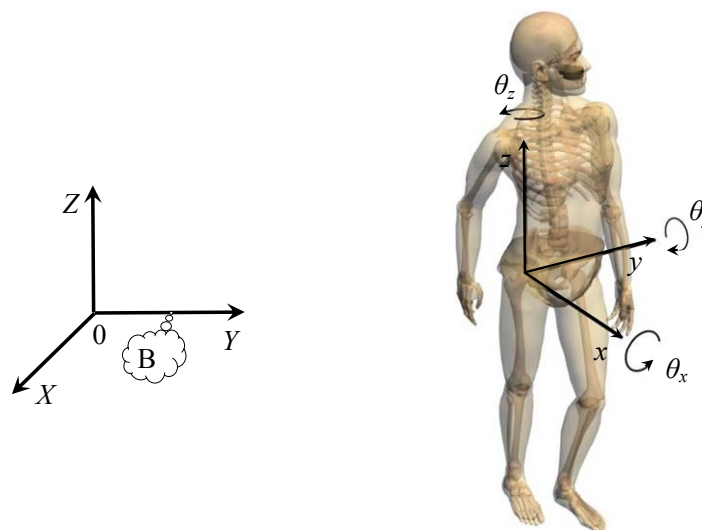
Pri izvođenju biomehničkih analiza mora se promotriti nekoliko karakteristika pokreta. Oni uključuju ne samo položaj zglobova, nego i opseg rotacije, brzinu rotacije zgloba i ubrzanje zgloba. Unutar ovog poglavlja predstaviti će se prednosti i nedostaci dostupnih mjernih metoda i tehnika koje služe za mjerenje biomehničkih pokreta tjelesnih segmenata ljudi. Iako bi analiza pokreta tijela u znatnoj mjeri obogatila proces utvrđivanja individualnih biomehničkih veličina za ergonomsku prosudbu težine ljudskog rada, pokreti su samo jedno motrište ergonomske procjene. Glede toga, ovo poglavlje također opisuje uporabu podataka pokreta unutar podataka koji opisuju aspekte biomehničke i ergonomske procjene. Nadalje, objašnjava se kako se rezultati biomehničke analize mogu koristiti u razvoju prigodnih intervencija, a dana su i ograničenja biomehničkih podataka u interpretaciji ergonomske analize.

Glede brzine izvedbe i kompleksnosti mjernih sustava razlikuju se dvije proceduralne razine. Prva ili donja razina je posvećena skupljanju 2D koordinata nekoliko orijentira u referentnom kinematogramu svakog mjernog senzora. Kod automatskih sustava, ova je zadaća izvedena u stvarnom vremenu, a složenost obrađivanja ovisi o principu koji je korišten za detekciju koordinata. To, zatim, utječe na sveopću izvedbu cijelog sustava. Prva razina nadalje može biti razdvojena u dva dijela: vanjšina s mjernom okolinom, koja uključuje set markera smještenih na relevantne orijentire te senzore slike zajedno s procesorom slike ili detektorom markera. Druga ili gornja razina omogućuje da kompliciranije operacije mogu biti izvedene trenutno “*eng. on-line*” ili naknadno “*eng. off-line*”. One uključuju 3D kalibraciju, ispravku iskrivljenosti, rekonstrukciju 3D koordinata, digitalno filtriranje, modeliranje i predstavljanje podataka.

Iako je nekoliko vrsta sustava bilo razvijeno da se kvantificira 3D pokret, dvije su metode mjerenja najčešće korištene: elektromehanički goniometri i sustavi analize temeljeni na videu. Oba sustava mogu osigurati podatke i primjereni su za snimanja pokreta zglobnih sustava.

2.4.1.1. Mišično - koštana analiza

Ljudski lokomocijski sustav sastavljen je od serije kostiju povezanih zglobovima, koji se u biomehaničkom CAD okruženju aproksimiraju kao kruta tijela (*eng. rigid bodies*). Za određivanje prostornog položaja i orijentacije pojedinog tjelesnog segmenta služe nezavisni pokazatelji slobode gibanja, tzv. DOF (*eng. degrees of freedom*). Navedeni pokazatelji zorno su prikazani na slici 28 uz predočenje globalnog koordinatnog sustava X, Y, Z , tzv. GCS (*eng. global coordinat system*) i njegove aplikacije na ljudsko tijelo kao BCS, lokalnog tjelesnog koordinatnog sustava x, y, z (*eng. body coordinate system*). Tjelesni koordinatni sustav u potpunosti karakterizira i određuje položaj segmenta koordinatnim pravcima translatornog gibanja i vezanim, prostornim orijentacijama rotacijskih gibanja, kutnim veličinama. Navedenih šest koordinatnih odrednica određuje stupnjeve slobode gibanja cijelog tijela ili pojedinog njegovog segmenta kako je i prikazano na primjeru bedrene kosti na slici 28.



Sl. 28. Prostorno definiranje položaja (x, y, z) i orijentacije ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) bedrene kosti

Muskuloskeletna analiza opisuje i kvantificira prostorna gibanja pojedinih tjelesnih segmenata i gibanja zglobnih veza pojedinih tjelesnih entiteta, što rezultira mogućnošću koordinatne analize kretanja tijekom vremena i matematičkog izračunavanja ostvarenih biomehaničkih sila i momenata tijekom vremena.

Suvremene studije ljudskog djelovanja u biomehaničkom smislu temelje se na objektivnom i točnom bilježenju pokreta, mjerenju sila između tijela u pokretu i okolišnog sustava [34] i pojednostavljenju ljudskog skeletnog sustava sa krutim tijelima povezanim zglobovima [35].

2.4.1.2. Goniometarska analiza

Goniometarski mjerni uređaji koriste se za utvrđivanje veličina promjena rotacija mjernih zglobnih sustava ljudskog skeletnog sklopa. Ljudski zglobovi načelno nisu jednoravninski već izvršavaju mnogo složenija prostorna gibanja, primjerice koljenski zglob koji prilikom djelovanja izvodi kombinaciju rotacije i klizanja. Glede navedenog, korištenjem jednoravninskih goniometarskih mjernih uređaja nemoguće je utvrditi sva moguća prostorna gibanja zglobova. Višeprostrorni goniometarski uređaji temelje se na uporabi u cjelinu međusobno povezanih, više jednoravninskih goniometara. Uporabnom šest mjernih goniometarskih potenciometara moguće je izvršiti točna mjerenja svih stupnjeva slobode gibanja [36].

Goniometarski sustavi razmjerno su precizni mjerni uređaji s mogućnošću mjerne greške manje od jedan mm kod translatornog i manje od 1^0 kod rotacijskog gibanja. Glede svoje ekonomske pristupačnosti i tehničkih karakteristika mjerenja uglavnom se koriste kod elementarnih istraživanja, simplificirajući pojedina zglobna kretanja ili u detaljnim studijama pojedinih zglobnih entiteta unutar kontroliranih laboratorijskih uvjeta.

2.4.1.3. Elektromagnetska i zvučna analiza

Akustički mjerni uređaji kao izvorište emitiraju zvučni signal kojim u interakciji s mikrofonskim prijemnicima određuju prostorni položaj mjernog entiteta. Zvučni valovi generirani i emitirani iz izvornog modula putuju kroz zrak do prihvatnih mikrofonskih modula, a kako je poznata brzina zvuka, mjerni sustav je u mogućnosti izračunati relativnu prostornu poziciju prijemnika u odnosu na izvorni modul. Fiksiranjem izvornih ili prijernih modula unutar laboratorijskih uvjeta moguća je cjelokupna trodimenzionalna analiza položaja mjernih entiteta. Poznavanjem prostornih pozicija mjernih markera lako je odrediti položaje i orijentacije pojedinih segmenata tijela unutar tjelesnog koordinatnog sustava te realizirane stupnjeve sloboda gibanja.

Elektromagnetski mjerni uređaji u mogućnosti su obaviti biomehanička mjerenja uz određena tehnička ograničenja kao što su: neželjene elektromagnetske interferencije od raznovrsnih metalnih entiteta, elektromagnetske distorzije izvornih signala, razmjerno spore frekvencije osvježavanja od 60 Hz, maksimalno četiri senzora s dva pripadna izvora koji limitiraju broj praćenih tjelesnih segmenata i limitacija prostornih pomaka na 180^0 [37].

2.4.1.4. Fotogrametrijska analiza

Fotogrametrijska rekonstrukcijska analiza temelji se na dvodimenzionalnoj projekciji 3D objekata i okolišnih sustava. Računalnom rekonstrukcijom na temelju dvodimenzionalne projekcije moguće je izraditi trodimenzionalni objekt. Na slici 29 prikazano je fotogrametrijsko snimanje objekta (A) determinirano globalnim koordinatnim položajem X_A , Y_A koji pokazuje prostorni položaj objekta A. Za fotogrametrijsku analizu koriste se dvodimenzionalne slike objekta snimljene dvjema kamerama (U_1 , U_2). Navedene slike karakterizirane su koordinatnim položajem kamera. Na temelju sjecišta slika koje je ostvareno prolazom kroz optički centar kamera moguće je definirati točan prostorni položaj jednog objekta. Za određivanje prostornog položaja mjernog objekta dovoljno je znati koordinatni položaj slika i položaj optičkog centra kamera.

Dvodimenzionalne koordinate mjernog objekta digitalizacijom zapisa razmjerno se lako proširuju u prostornu 3D rekonstrukciju koordinatnih položaja (X , Y , Z). Glede automatizacije fotogrametrijske metode na zglobna ili referentna mjesta promatranih objekata pozicioniraju se mjerni markeri. Marker se dijele u dvije skupine; aktivni, koji emitiraju svjetlost (najčešće ultracrveni svjetlosni spektar) i pasivni markeri koji reflektiraju ambijentalno ili projicirano svjetlo.

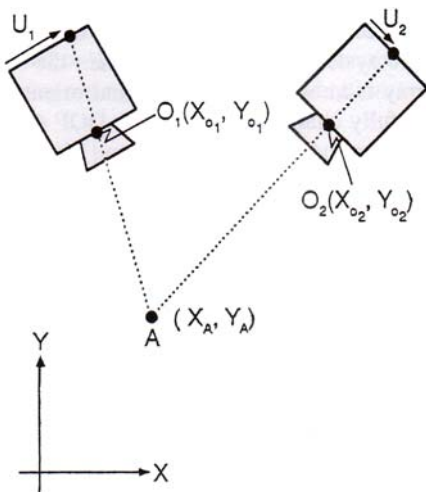
Aktivne markerske sustave čine pulsirajuće svjetlosne diode, na način da je u pojedinom frekventnom razdoblju svjetlosno aktivna samo jedna markirna dioda, čime je razmjerno lako identificirati i točno odrediti prostorni položaj svake pojedine markirne oznake. Pasivni markirni sustavi koriste reflektirano svjetlo i na kontrolnom monitoru se pojavljuju kao svjetlosne oznake. Točna prostorna pozicija svakog pojedinog markera određuje se njihovom identifikacijom automatiziranim sustavima.

Svaki od navedenih sustava ima svoje karakterne značajke. Aktivni markerski sustavi u prednosti su omogućenim odabirom mjernih frekvencija i automatskom identifikacijom prostornih položaja markera, no nedostatak se ogleda u postojanju žičane konekcije pridružene svakom markeru što otežava primjenu izvan kontroliranih laboratorijskih uvjeta. Refleksijski markirni sustavi uglavnom imaju stalnu mjernu frekvenciju (ovisno od mjernih senzora i do 200 Hz). Značajka navedenih sustava je njihova bežičnost i eliminacija bilo kakvih sustava napajanja energijom. Nedostatak ovih sustava je nemogućnost korištenja u

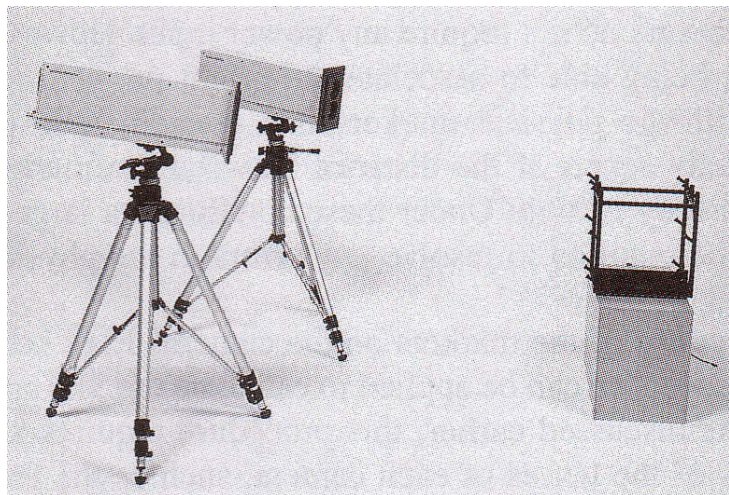
svjetlosno neprikladnim mjernim prostorima, a detektiranje prostornih položaja markera otežano je smanjivanjem udaljenosti između njih i povećavanjem frekvencije snimanja.

Nakon slikovne identifikacije projekcije položaja markera, fotogrametrijskom analizom razmjerno je lako odrediti 3D prostorne koordinatne točke svakog markera, odnosno relevantnih mjernih točaka. Suvremeni rekonstrukcijski postupci temeljeni su na uporabi barem dviju mjernih kamera i linearnim DLT transformacijama (*eng. direct linear transformation*) [38].

Za određivanje pozicijskih parametara mjernih kamera, potrebnih u implementaciji DLT fotogrametrijske analize, potrebno je provesti postupak umjeravanja kamera i mjernog okoliša, tzv. kalibriranje sustava. Postupak se realizira korištenjem poznatih i geometrijski definiranih markerskih sustava znanih prostornih pozicija markerskih točaka, kako je i vidljivo sa slike 30.



Sl. 29. *Fotogrametrijska analiza.*
Preuzeto iz Abdel-Aziz, 1971 [38]

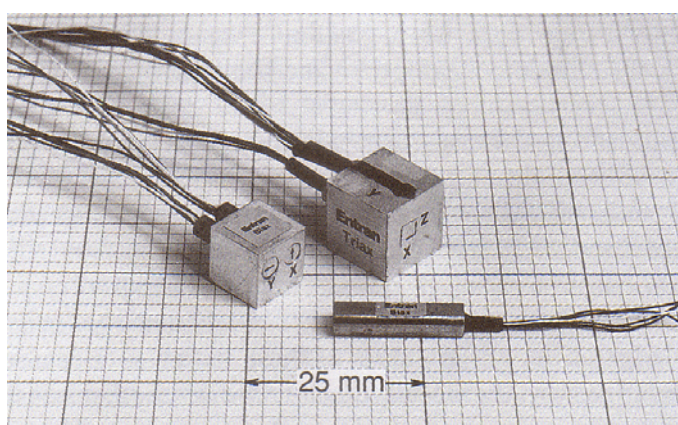


Sl. 30. *Umjeravanje mjernih fotogrametrijskih modula.*
Preuzeto iz Rowell, 1989 [39]

Nakon umjeravanja svih mjernih kamera, snimljene dvodimenzionalne koordinatne slike služe za globalnu koordinatnu transformaciju svih mjernih markera. Nakon provedenog postupka umjeravanja, vrlo je važno da mjerne kamere ne mijenjaju svoj koordinatni položaj, jer bi navedeni pomaci rezultirali ponovnim umjeravanjem mjernog sustava i opetovanim mjerenjima. Prostorna koordinatna rekonstrukcija jednog markera početni je zahvat u određivanju položaja i stupnjeva slobode gibanja mjernog entiteta. Definiranjem položaja, najmanje tri mjerna markera, moguće je razmjerno jednostavnim postupcima odrediti jedinstven položaj i orijentaciju entiteta u prostoru [39].

2.4.1.5. Akceleracijska analiza

Akceleracijska biomehanička analiza gibanja ljudskog tijela temelji se na mjerenju akceleracije. Mjernom subjektu pridružena je zanemarivo mala masa akcelerometra. Kako se akceleracijskim gibanjima tijela ili dijelova tijela istodobno ostvaruju i gibanja mjernih masa akcelerometra, razmjerno je lako električnim signalima utvrditi njihove vrijednosti. Za mjerenje trodimenzionalnih 3D akceleracijskih gibanja potrebna su tri aksijalna senzora. Sadašnje dimenzije mjernih senzora reda su veličine 1 cm, kako je i vidljivo sa slike 31 triju modela multiaksijalnih akcelerometara.



Sl. 31. Multiaksijalni akcelerometri. Preuzeto iz Hayes, 1983 [40]

Temeljna značajka akcelerometara je njihovo široko frekvencijsko područje rada od 0 do 1000 Hz. Na navedene akcelerometre djeluje Zemljina sila teže te su izlazni rezultati vektorski zbrojevi akceleracije gibanja i akceleracije sile teže.

Sljedeći modeli akcelerometara temelje se na piezo električnom efektu. Navedeni uređaji koriste kao senzore piezo električne kristale te su glede toga neosjetljivi na konstantne akceleracije što rezultira mogućnošću eliminacije utjecaja Zemljine sile teže, no pojavljuje se nedostatak koji se ogleda u nemogućnošću mjerenja gibanja malih brzina što je ograničenje u biomehaničkim istraživanjima ljudskog gibanja.

Generalno, neka temeljna konstrukcijska rješenja akcelerometara ograničavaju njihovu širu uporabu unutar biomehaničkih istraživanja ljudskog gibanja. Primjerice; nemogućnost određivanja početnih stanja segmenata, gravitacijski Zemljin utjecaj i niskofrekventni šumovi izlaznog signala [40].

2.5. Fiziološka antropometrija

Načelno se u tzv. fiziološkoj antropometriji promatraju uglavnom statičke antropomjere koje se odnose na podatke linearnih mjera kao što su, primjerice, udaljenosti između karakterističnih točaka tijela. U ovu skupinu se također uključuju i kutovi, a i relativni opsezi pokreta, koji se nazivaju kinematičkim antropomjerama. Podaci proistekli iz analiza statičke fiziološke antropometrije načelno odgovaraju za, primjerice, utvrđivanje radnog okoliša u kojem se ljudi nalaze. Osnovna karakteristika ovih podataka je njihova relevantnost samo za slučajeve u kojima je čovjek miran ili u položajima u kojima gotovo neznatno djeluje. Navedena stanja mirovanja rijetko su prisutna unutar čovjekovih radnih djelovanja te se analize za provedbu vrednovanja težina ljudskog rada temelje na rezultatima dinamičke fiziološke antropometrije, unutar koje se mjerenjima određuju dimenzijske karakteristike ljudskog tijela prilikom izvođenja određenih radnih aktivnosti.

Dinamička antropometrija uvodi se glede činjenice što prilikom provođenja određenih radnih zadataka pojedini djelovi ljudskog tijela ne djeluju neovisno jedan od drugog, već naprotiv rade kao tzv. funkcionalna cjelina. Ponekad je, primjerice vrlo teško odrediti mogućnosti maksimalnog dosega ruku prilikom izvođenja određenog radnog djelovanja, budući da on nikada nije jedino izravna posljedica duljine samo gornjih ekstremiteta, naprotiv uvjetovan je i njegovom mobilnošću, pokretljivošću ramenog obruča, mogućnošću ispravljanja lakatnog zgloba te dopuštenom i mogućom mobilnošću samog gornjeg područja ili pak cijelog trupa, a što je sve uvjetovano i mogućnostima pomaka kralješnice.

Glede pretežno dinamičkih značajki ljudskog rada, neosporna je potreba za kvantitativnim podacima o dinamičkim dimenzijama tijela tijekom rada, kao i veličinama antropometrijskih podataka vezanih uz dinamiku kretanja pojedinih segmenata prilikom obavljanja određenih tjelesnih aktivnosti. Otuda proistječe, pored statičkih dimenzija tijela, kao osnovnih antropometrijskih podataka, neophodnost informacija i o amplitudama pokreta u zglobovima, dohvatnom polju tijela, mišićnoj snazi i uzajamnoj vezi pojedinih mišića, a u interakciji s različitim radnim položajima tijela. Do ovih se informacija može doći i unutar laboratorijskih i istraživanjima u referentnim radnim situacijama. Unutar biomehaničkih analiza pokreta tijela i studija vremena tijekom obavljanja radnih zadataka, mogu se utvrditi stavovi i položaji ljudi uz njihove motoričke akcije, koji su im najudobniji i koji od njih zahtijevaju najmanje psihomotorno naprezanje, a da pritom omogućuju najuspješnije obavljanje radnih zadataka.

Tijekom analiza gibanja ljudskog tijela, ili za relativna gibanja pojedinih njegovih djelova uz nazočnost razmjerno velikih ubrzanja, potrebno je poznavati sile i momente, brzine i ubrzanja pojedinih antropometrijskih točaka tijela, zatim poznavati položaje središta masa, te dinamičke momente tromosti, kako pojedinih dijelova, tako i cijelog tijela u promatranom trenutku. Glede navedenog, dinamičke antropomjere su podijeljene na vanjske i unutarnje. Tako su, primjerice dinamički momenti tromosti pojedinih segmenata tijela određeni vanjskim granicama tih sredina i nazivaju se vanjski dinamički momenti tromosti.

Kako je poznato da su i mase uključene u relativna gibanja segmenata tijela i da se one ne odnose samo na vanjske granice pojedinih segmenata, uvodi se pojam unutarnjih dinamičkih momenata tromosti koji su zavisni od relativnog položaja proučavanog segmenta tijela. Glede složenosti biomehničke građe ljudskog tijela ova je vrsta dinamičkih veličina još nedovoljno istražena. Prepoznatljiv primjer djelovanja unutarnjih dinamičkih momenata tromosti je podizanje ruke iz spuštenog položaja čovjeka u stojećem stavu. U početnom se vremenu tijekom gibanja ruke u razmatranje može uzeti samo masa ekstremiteta određena svojim vanjskim granicama, ali nakon toga se u određene promjene položaja u navedeno djelovanje počinju uključivati i prsni i leđni mišići, što rezultira gibanjem koje uključuje promjenu mase ispitivanog segmentalnog sustava.

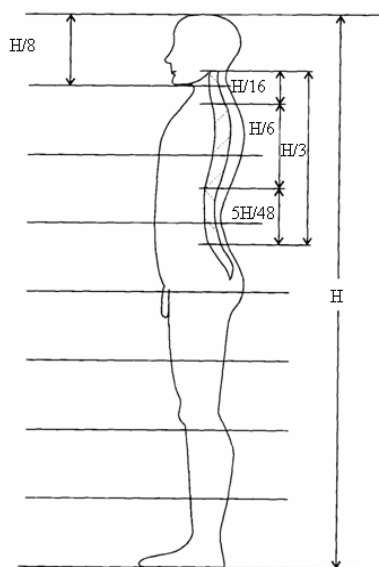
Vežano za načelno dinamički karakter ljudskog djelovanja, neophodno je istražiti i podatke o dinamičkim karakteristikama segmenata tijela, odnosno odrediti informacije o međusobnoj povezanosti antropometrijskih čimbenika vezanih uz dinamiku kretanja pri obavljanju složenih radnih aktivnosti. Otuda proistječe i potreba za iznalaženjem veličina amplituda pokreta u zglobovima, dohvatnim poljima, mišićnoj snazi i biomehničkim kinetičkim tjelesnim lancima, a sve vezano uz različite tjelesne položaje.

I statička i dinamička fiziološka antropometrijska istraživanja osiguravaju potrebna saznanja o relevantnim morfološkim svojstvima određenih populacija i njima se može utvrditi i sposobnost prilagodbe morfoloških svojstava ljudskog tijela radnom okolišu uz koji, ili u kojem se tijelo nalazi. Također je moguće radni okoliš ili pojedini njegov dio, zahvaljujući postojanju biomehničkih antropometrijskih podataka, intervencijom prilagoditi ljudskom tijelu. Nadalje, potrebno je utvrditi i mogućnosti stabilnog zadržavanja zauzetog položaja tijela. Upravo pri rješavanju ovih zadataka neminovna je veza antropometrijskih i biomehničkih istraživanja. Sve te činjenice značajne su da bi čovjek u određenom vremenu, bez pretjeranog zamaranja i s punim uspjehom izvršio zadani radni zadatak [41].

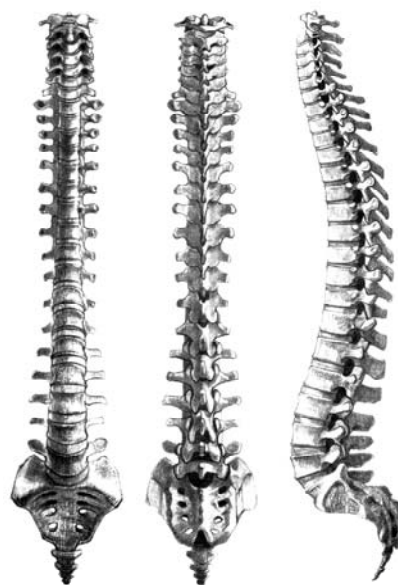
2.5.1. Biomehanika kralješnice

Kralješnica u čovjeka jest veoma važan organ. Glavna je funkcija kralješnice u prenošenju i prigušivanju opterećenja, zatim u ostvarivanju gibanja trupa i glave i napokon u zaštiti kralješničke moždine i živčanih ogranaka što izlaze iz moždine prema mišićju i krvožilnom sustavu. Sukladno s načelima mehanike anatomija kralješnice omogućava optimalna izvršavanja navedenih funkcija. Kroz ljudski se život zajedno i funkcija kralješnice može mijenjati, kako starenjem, tako i bolestima i napokon mogućim ozljedama. To je i razlogom zanimanja za što boljim temeljnim razumijevanjem biomehanike kralješnice, kako bi mogli razlučivati na koji način patološke izmjene mogu utjecati na anatomske promjene a odatle, kako te patološke promjene mogu utjecati na promjenu u njezinoj funkciji. Svakako se čini posebno zanimljivim i korisnim utvrditi najdjelotvorniji način zaštite kralješnice u ergonomijskom smislu od mogućih neželjenih promjena. Kako i kada se odlučiti za kirurški zahvat i napokon kako utvrditi ispravan i djelotvoran program za možebitnu rehabilitaciju.

Na slici 32 je shematski prikazan izgled koštanog dijela kralješnice u čovjekovu tijelu, gdje su naznačene i duljine dijelova i cijele pokretne kralješnice u odnosu na stojeću visinu čovjeka. Zanimljivo je primjetiti da je pokretni dio kralješnice u stojećem stavu upravo $1/3$ stojeće visine H . Isto tako treba naglasiti da je i svaka duljina prije izvršene podjele na vratnu, grudnu i slabinsku, također u sklopu harmonijskih brojeva. Kralješnica u čovjeka obično ima 24 kralješka, slika 33 [42].



Sl. 32. Shematski prikaz položaja pokretnog dijela kralješnice. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1984 [7]



Sl. 33. Kostur kralješnice - frontalni, stražnji i bočni pogled. Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [42]

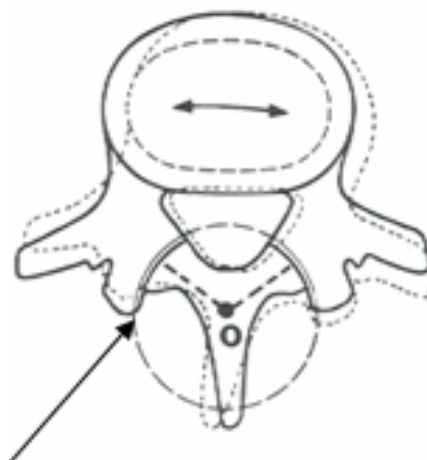
Sedam od njih se nalaze u vratu i nazivaju se vratnim kralješcima; dvanaest je kralješaka u grudnom dijelu kralješnice i svaki od njih je zglobno vezan s rebrima grudnog koša, a nazivaju se grudnim kralješcima i napokon pet je kralješaka u slabinskoj ili lumbalnoj kralješnici i po tom se području i nazivaju slabinskim kralješcima. Kralješci se takvom podjelom i označavaju i to odozgo prema dolje, te stoga razlikujemo C1 do C7 (C dolazi od riječi cervikalni), zatim T1 do T12 (T dolazi od riječi torakalni) i napokon L1 do L5 (gdje L dolazi od riječi lumbalni).

Na slici 33 je prikazan samo koštani dio kralješnice, kako bi se prikazao njezin izgled koji ona ima u stojećem stavu čovjeka. U svojem donjem dijelu kralješnica je oslonjena na križnu kost, koja se smatra dijelom zdjelice kosti.

Svaki od 24 pokretljiva kralješka, izuzev prvog vratnog (atlasa) ima izraženo tzv. tijelo kralješka sa svoje prednje strane, na koje se nadovezuje prstenasti dio koji na sebi ima izdanke tzv. malih zglobova, a sa stražnje se strane nalaze spinalni procesusi. Tijela susjednih kralješaka su međusobno uzgobljena s tzv. intervertebralnim diskovima ili međukralješničkim prstenovima, dok su u svojem stražnjem dijelu spojeni pomoću malih zglobova koji su na vrhovima artikularnih izdanaka. Pored toga, potrebno je naglasiti ulogu što ih imaju facete malih zglobova a u vezi s pokretljivošću kralješaka. Istraživanja su pokazala da se plohe malih zglobova, slika 34, slabinske kralješnice (svakog para posebno) podudaraju s jednom sferičnom plohom, čineći tako njihovu geometriju tzv. sferičkim zglobovom za taj par, koji na taj način djeluje kao jedan zglob s tri stupnja slobode gibanja, slika 35 [43].



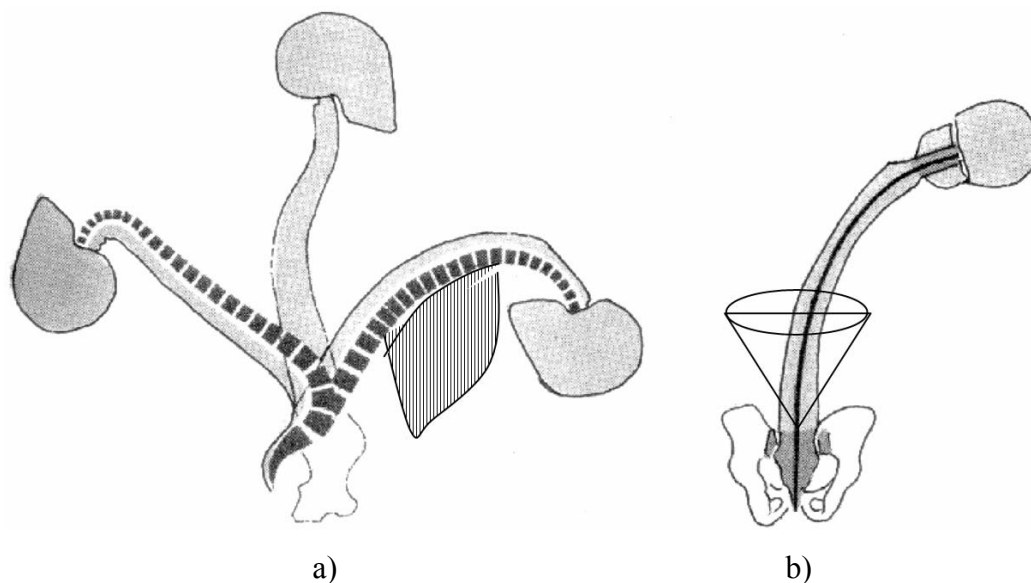
Sl. 34. *Presjek kroz izdanak malih zglobova odakle je vidljivo da je ovdje pretežno zbita kost. Preu. iz Muftić, 1976 [43]*



Sl. 35. *Sferna ploha kojoj pripadaju ploštine faceta malih zglobova. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 1976 [43]*

2.5.1.1. Konfiguracija kralješnice

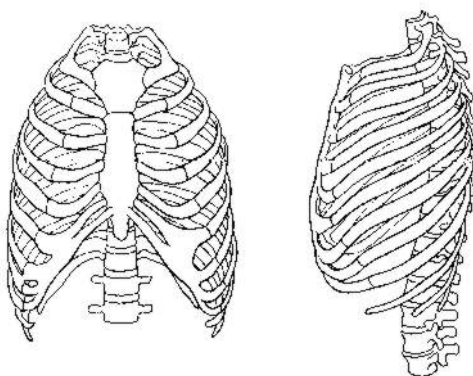
Neutralna ili anatomska konfiguracija kralješnice u sagitalnoj ravnini (tj. gledano sa strane) može se u prvom približenju lagano pratiti iz jednostavnog rentgentskog snimka. Što se pak tiče njezine gibljivosti na slici 36. su prikazani ekstremni položaji fiziološkog oblika kralješnice u pregibu prema naprijed i prema nazad, kao i u stranu, dok je s prikazanim konusom predočena mogućnost zauzimanja položaja u bilo kojoj izvodnici plašta stošca.



Sl. 36. Prikaz normalne pokretljivosti kralješnice u sagitalnoj (a) i frontalnoj (b) ravnini.

Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [42]

Zašto se može misliti da prethodna slika nije cjelovita? Naprosto zato što u nju nije uključen grudni koš, slika 37, koji svojom geometrijom onemogućava gibanje kralješnice. To je razlogom da i grudni koš tj. i rebra, s biomehaničkog motrišta također spadaju u kralješnicu, i to, zato što ograničavaju pokretljivost kralješnice.



Sl. 37. Oblik grudnog koša s rebrima i dijelom grudne kralješnice.

Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [42]

2.5.1.2. Neutralni položaj kralješnice

U opisivanju položaja, odnosno stava tijela, poteškoće nastaju kada se odluči definirati, što obuhvaća neutralni položaj kralješnice, bilo da subjekt stoji, sjedi na sjedalici ili na podu. Približna se mjerenja pokretljivosti vrše se na tri načina, jedan je preko fotografskih snimaka, zatim putem rentgenskih snimaka i napokon na kadaverima (mrtvim tijelima). Mjerenja se vrše pomoću kutomjera, inklinometara ili goniometara i sličnih instrumenata. Mjerenja utvrđena na takve načine obično zadovoljavaju ukoliko se ne radi o vrlo točnim zahtjevima. Mnogi su autori vršili takva mjerenja i u tablici 9 su dani sumarni rezultati prema Bakkeu i Snijders [44].

Tab. 9. Tabela pregled područja pokretljivosti kralješnice [44]

Pokret	Pokretljivost kralješnice (°)			
	Vratna	Grudna	Slabinska	Ukupna
Pregib naprijed				79°
Najpokretljiviji segment	C5/C6	T1/T2	L5/S1	
Pokretljivost jednog segmenta	4°	5°	2°	
Pokretljivost cijelog područja	16°	46°	16°	
Pregib unatrag				140°
Najpokretljiviji segment	C5/C6	T1/T2	L5/S1	
Pokretljivost jednog segmenta	17°	5°	21°	
Pokretljivost cijelog područja	64°	22°	54°	
Bočno savijanje				78°
Najpokretljiviji segment	C3 do C5	svaki	L2 do L5	
Pokretljivost jednog segmenta	6°	3°	8°	
Pokretljivost cijelog područja	23°	31°	24°	

Kralješnica je jedan u mehaničkom smislu vrlo složen organ s vrlo velikim brojem stupnjeva slobode gibanja, Ako se uz to još doda i to, da su njezine veze putem mišića i ostalih dijelova ljudskog tijela također mnogobrojne, onda odatle jasno slijedi značajna nemoć da se opisuje njezino gibanje uobičajenim mehaničkim metodama, premda je u tom smislu bilo pokušaja. Primjerice Snijders [44] je usredotočio svoju pozornost na kralješnicu u njenom “prirodnom uspravnom” položaju, te je iz rentgenskih slika s dorzalne strane mjerio geometrijske podatke o parametrima konture kralješnice. Računanjem je numeričkih vrijednosti brojnih parametara utvrdio je matematički izraz putem kojeg je mogao definirati bilo koji oblik forme kralješnice. Ovakvom je metodom bio otvoren put statističkog istraživanja oblika kralješnice, i štoviše, utvrđivanje dužine savijene kralješnice i zakrivljenosti koje se mogu izračunati tim načinom. Na ovako utvrđen oblik zakrivljenosti kralješnice razmjerno je lako uspostaviti vezu s momentom savijanja što nužno vodi do pojma krutosti “kralješnice kao štapa” ($1/EJ$), gdje je E modul elastičnosti a J geometrijski moment tromosti presjeka.

2.5.1.3. Fiziologija opterećenja kralješnice i prenošenja sila

Uprkos velikom broju radova [10, 18, 31, 32, 33] koji se odnose upravo na biomehaniku kralješnice, koji su usput budi rečeno radi pojednostavljivanja podijeljeni na segmente kralješnice, rijetki su oni koji bi imali nekakav kvantitativni karakter. Naime, očito je da su radi složenosti kralješnice, mogući zasad, samo oni pristupi koji imaju fenomenološki i opisni karakter, a oni koji bi se odnosili na raspodjele sila ili naprezanja, bilo u makro ili mikromjerilu nisu još na vidiku.

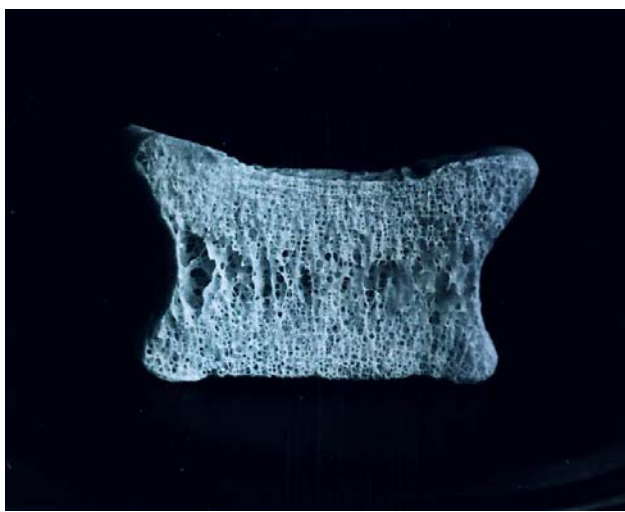
Da bi se ilustriralo ovo o čemu je riječ, najbolje je promotriti zapažanje kako su dimenzijske veličine tijela kralješaka u slabinskoj kralješnici značajno veće od onih u vratnoj kralješnici.

U brojnim utvrđenim odgovorima, kada se to pokušava tumačiti, kaže se da su slabinski kralješci veći radi većeg opterećenja što ih čini tijelo u tom području. Kada bi to bilo tako, onda bi prvi grudni kralješak morao biti, glede naglog povećanja mase dijela tijela, izrazito veći od posljednjeg vratnog kralješka. Ako se uzme da su i rebra dio kralješnice onda je to upravo to. Osim toga, najmanje trećinu života čovjek provede ležeći u kojem primjeru nisu ti kralješci najviše opterećeni.

Međutim, još jedna činjenica opovrgava spomenuto motrište. Riječ je o tome da su primjerice tijela vratnih kralješaka sačinjeni od “kućišta” od zbite kosti, slika 38, dok su tijela u slabinskih kralješaka od relativno prorijeđene spužvaste kosti omotane ljuskastom kosti, slika 39.



Sl. 38. *Fotografija presjeka kroz tijelo vratnog kralješka. Preuzeto iz Keros, 1984 [33]*

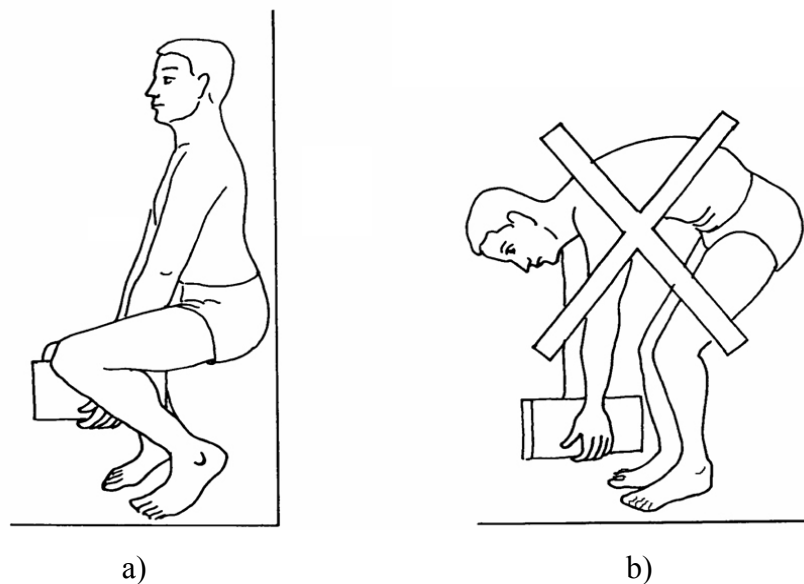


Sl. 39. *Fotografija presjeka kroz tijelo tijelo slabinskog kralješka. Preuzeto iz Keros, 1984 [33]*

Štoviše, u pokusu tlačnog razaranja tijela slabinske kralješnice i tijela vratnog kralješka (koje je značajno manje) potrebna je otprilike gotovo jednaka sila oko 7 do 9 kN. Iz ovog slijedi, da je uloga tijela kralješaka većim dijelom u njihovom prigušnom smislu. Nadalje iz istih istraživanja o raspodjeli čvrstoće u kralješcima, utvrđeno je da pretežni dio opterećenja što ga na sebe preuzima kralješnica ide na strukture vezane uz male zglobove, dok tijela kralješaka imaju ulogu prigušnih elemenata u zajedništvu s međukralješničkim diskovima [33].

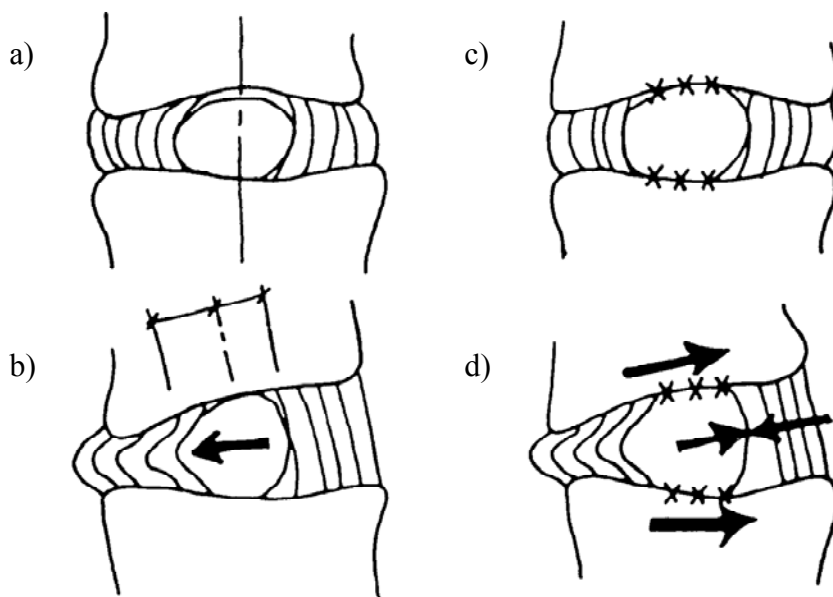
Dakle, vezano uz biomehaniku kralješnice, može se slobodno reći da su istraživanja koja su se odnosila na fizikalna svojstva, ali pretežno gledano s “vanjske” fenomenološke strane, dala značajan doprinos za poznavanje granica čvrstoće koštanog dijela kralješnice, dok nažalost za poznavanje raspodjele deformacija ili naprezanja nisu dala pouzdane rezultate. No, obzirom na veze što ih ima koštani dio kralješnice s ostalim mekim dijelovima koji su neodvojivo vezani uz kralješnicu, i neko poznavanje “mehaničkih svojstava” koštanog dijela, gubi na svojoj vrijednosti, jer dolazi do takvih interferencija kojim čitav organ poprima sasvim drugačiji fizikalni smisao, a ako se u razmatranje uzme u obzir i da se u središtu međukralješničkog diska nalazi pulpozna jezgra (*nukleus pulposus*) koja je ispunjena želatinoznom masom svatljiva je sva složenost biomehanike kralješnice.

Ono što je, primjerice, pouzdano u ergonomijskom smislu glede opterećenja kralješnice utvrditi, svakako je način koji se preporučuje u postupku dizanju tereta s poda na neku razinu što je prikazano na slici 40.



Sl. 40. *Primjer ispravnog (a) i neispravnog (zabranjenog) (b) dizanja tereta s poda na neku razinu. Preuzeto i modificirano iz BLfA, 1991 [45]*

Vezano uz prikazanu sliku 40 postoji još jedno zanimljivo pitanje, na koje je odgovor često u praksi i u dostupnoj literaturi neispravan! Postavlja se pitanje, na koju će se stranu gibati pulpozna jezgra u primjeru sagibanja kralješnice prema naprijed odnosno natrag? Čest je odgovor da će u primjeru sagibanja prema naprijed pulpozna jezgra ići prema natrag. Ovakav je odgovor neispravan. Na slici 41 prikazan je model kinematičkog para dvaju kralješaka povezanih međukralješničkim diskom.



Sl. 41. Model kinematičkog para lumbalne kralješnice
za definiranje gibanja pulpozne jezgre.

- a) model u stojećem nasavijenom položaju, pulpozna jezgra se nalazi u središtu prstena,
- b) u savijanju kralješnice obrnuto od kazaljke na satu pulpozna jezgra se giba u naznačenom smjeru,
- c) model kinematičkog para u stojećem nesavijanom položaju u kojeg je pulpozna jezgra prešavši u fibrozno stanje povezan s gornjom i donjom pločom kralješničkih tijela i
- d) radi nemogućnosti gibanja pulpozna jezgra djelomično pritišće fibrozne prsteneove uzrokujući pritisak u tom području, koji može biti razlogom rupture.

Preuzeto iz Keros, 1994 [46]

Odgovor je na ovo pitanje skladno s prikazanom shemom, da se u primjeru sagibanja prema naprijed i pulpozna jezgra giba prema naprijed, dok se savijanje trupa prema natrag i pulpozna jezgra giba prema natrag. Ova je činjenica potvrđena putem funkcionalnih rentgenskih snimaka, a kasnije i putem magnetske rezonancije [46].

Nekoliko je mogućih oblika primjene mehanike u proučavanju kralješnice čovjeka i mogu se svrstati na četiri moguće skupine [33]:

1. Proučavanje geometrijskih odnosa između elemenata kralješnice kao kinematičkog lanca,
2. Proučavanje sila i načina njihova djelovanja na cijelu kralješnicu ili na njezine pojedine članove. Pri tome se razlikuju: a) statička opterećenja, b) dinamička opterećenja i c) udarna opterećenja,
3. Proučavanje deformacija i naprezanja u koštanim dijelovima kralješnice, u mekim česticama, te u elementima krvožilnog sustava i
4. Proučavanje statičke čvrstoće i dinamičke izdržljivosti pojedinih dijelova promatranih kralješaka ili pojedinih dijelova tih kralješaka.

Pri tome je potrebno naglasiti, da su koštano tkivo i mekana tkiva vlaknasti i neizotropni, pa su svi elementi kralješnice u mehaničkom smislu vrlo složeni i u svrhu iole točnije fizikalne spoznaje ne mogu se koristiti pojednostavljeni postupci analize, što ih nažalost često koristi većina istraživača.

Stoga je najprije potrebno razmotriti strukturnu građu kralješaka. Tijelo kralješaka oblikuje spužvasta kost koja je optočena ljuskastom kosti. Luk kralješka i šiljasti i zglobovi nastavci sačinjeni su većim dijelom od zbite kosti.

Biomehaničke se sile, koje djeluju na kralješnicu mogu izraziti pomoću vezanih vektora. To znači da je za opis njihova djelovanja potrebno poznavati:

- veličinu ili iznos sile,
- pravac i smisao djelovanja sile i
- hvatište sile.

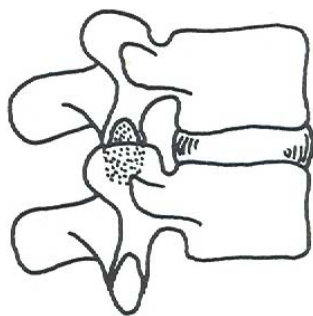
Odavde se može zaključiti da poznavanje djelovanja sile nije jednostavno.

Regionalna razlika u čvrstoći svakog kralješka očituje se čak i u omjeru zbite kosti prema spužvastoj kojih odnos može biti čak 100:1. Izloženi podaci nedvojbeno upućuju na značajan zaključak, da na mjestima veće čvrstoće mora postojati i veće opterećenje, jer inače ne bi tu postojalo takvo ojačanje.

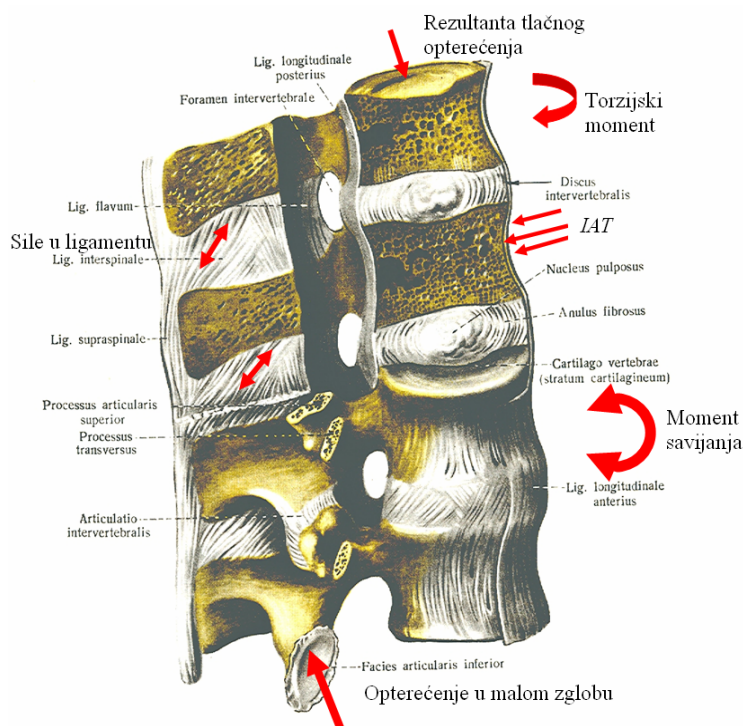
Visina intervertebralnih diskova, koji u cjelokupnoj kralješnici imaju oko trećinu visine trupa kralješka općenito imaju izgled prikazan na slici 42. Dinamički segment kralješnice se sastoji od povezanosti jednog kinematičkog para tj. dva kralješka. Korektan stvarni dinamički segment je također prikazan na slici 42.

Svaki se disk sastoji od koncentričnih slojeva (laminata fibroznog prstena) koji imaju helikoidalnu građu kolagenih vlaknaca i koja se od sloja do sloja mijenja. Spomenuta vlakna idu od tijela do tijela čineći kut od oko 60° . U slabinskoj kralješnici ti se slojevi po dimenzijama kreću u području vrijednosti od jedne desetinke milimetra do nekoliko milimetara.

Odatle slijedi daljnji logični zaključak, da se opterećenja pretežno moraju prenositi putem zglobnih nastavaka i malih zglobova, te kroz neka izrazito gušća i time čvršća područja spongioze, te napokon i putem šiljastih nastavaka, slika 43 [43].



Sl. 42. *Dinamički segment kralješnice.*



Sl. 43. *Općenit prikaz opterećenja lumbalne kralješnice. Preuzeto i modificirano iz Sinelnikov 1967 [47]*

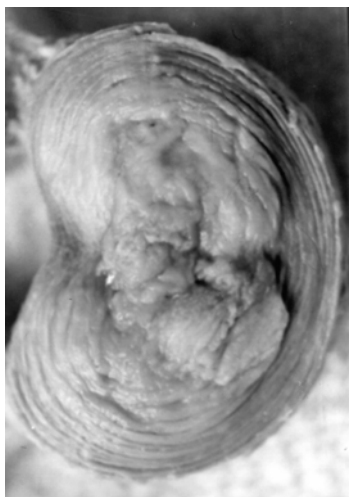
Po cjelokupnom je obodu prstena debljina zida manja na stražnjem dijelu od one na prednjem dijelu kralješka. U središtu se međukralješničkog diska u odraslih osoba nalazi pulpozna jezgra. Prema nekim autorima pulpozna jezgra zauzima 30 do 50% površine poprečnog presjeka diska.

Jezgra je ispunjena želatinoznom masom koja starenjem postepeno dehidrira i pretvara se u fibroznu masu i na taj način, u starijih ljudi, mijenja mehaničko ponašanje između kralješaka, slika 44.

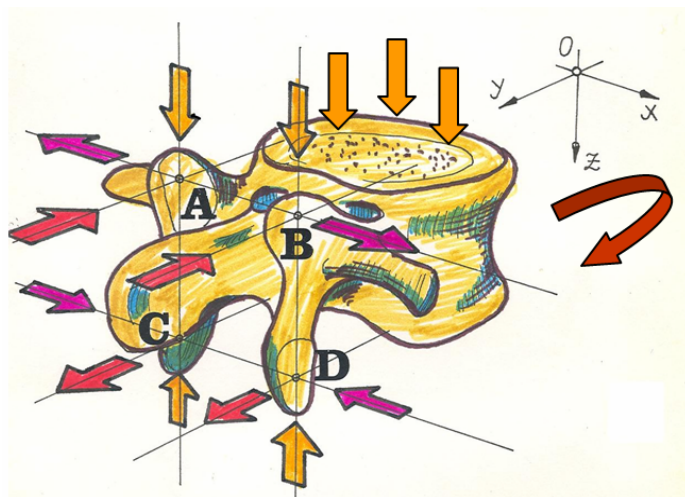
Geometrija pomaka dijelova slabinske kralješnice nije jednostavna, kako se obično prikazuje u literaturi. Svaki kralješak u odnosu na susjedne ima tri rotacijska i tri translacijska stupnja slobode gibanja (SSG). Translacijska su gibanja srazmjerno malena, pa ih se u nekim razmatranjima može i posve zanemariti.

Geometrijskim proučavanjem zglobnih ploština i zglobnih tijela malih zglobova uočeno je, da zglobne ploštine pripadaju jednoj sfernoj cilindričnoj plohi, što omogućuje ostvarenje triju rotacijskih stupnjeva slobode gibanja. Te rotacijske pomake ograničavaju većim dijelom čahure malih zglobova u sprezi s međukralješničnim pločama. Istodobno ograničenja rotacije mogu biti prouzročena promjenom oblika zglobnih ploha koje su često patološki promjene što onemogućava njihove međusobne pomake.

Na slici 45 je prikazan opći oblik opterećenja jednog slabinskog kralješka i već taj se zadatak doima nerješivim jer je broj nepoznatih sila mnogo veći nego broj jednačbi koje se mogu postaviti.



Sl. 44. *Fibroza pulpozne mase.*
Preuzeto iz Muftić 1976 [43]

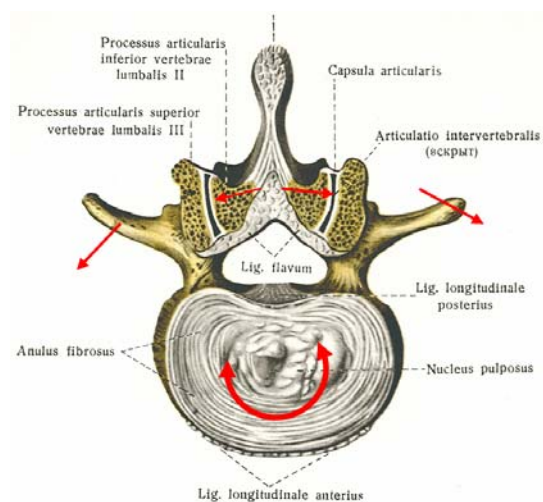


Sl. 45. *Opći oblik opterećenja jednog slabinskog kralješka (Tlakovi, sile, spregovi).*
Preuzeto i modificirano iz Muftić 1976 [43]

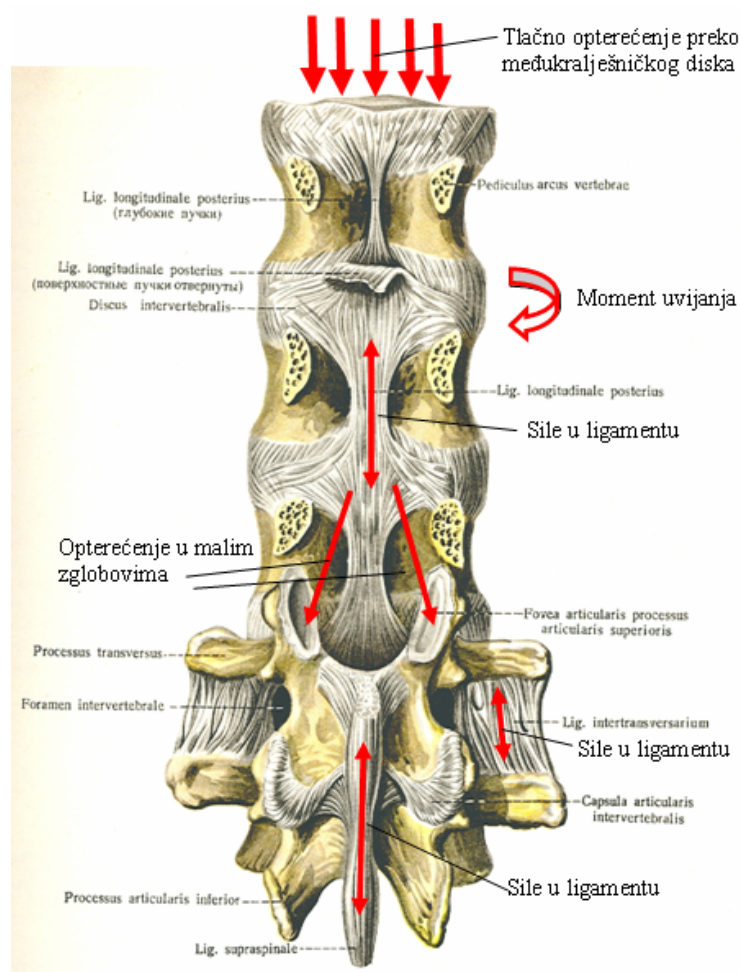
Razmatraju li se pokreti između kralješaka, bitno je i pitanje translacijskog pomaka. Navedeno je da se takva vrsta pomaka može ne uvažiti, međutim to se odnosi na tzv. regularne pokrete, što sudjeluju u gibanju zdrave kralješnice.

No, ako je riječ o nekim pomacima koji su posljedica deformacije zglobnih hrskavica tada se može govoriti i o translacijskim pomacima. Nažalost u literaturi nema podataka o području normalnih veličina pomaka, pa je iluzorno prihvatiti bilo kakve procjene o tzv. “nestabilnosti” pojedinih članova ili “segmenta” slabinskog prijevoja kralješnice.

Na slici 46 dat je slikovni prikaz slabinskog kralješka, pogled odozgo, a na slici 47 općeniti prikaz opterećenja lumbalnog dijela kralješnice, pogled straga.



Sl. 46. Slabinski kralješak pogled odozgo. Preuzeto i prilagođeno prema Sineljnikov 1967 [47]



Sl. 47. Općenit prikaz opterećenja lumbalne kralješnice (pogled straga). Preuzeto i prilagođeno prema Sineljnikov 1967 [47]

Također je potrebno naglasiti kako razmjerno udomaćeni pojam “Dinamičkog segmenta” treba proširiti, jer je proučavanje promjena položaja kralješka vezano uz dva susjedna kralješka, pa bi stvaran dinamički segment obuhvaćao tri kralješka, koje nužno valja promatrati u dvije ravnine.

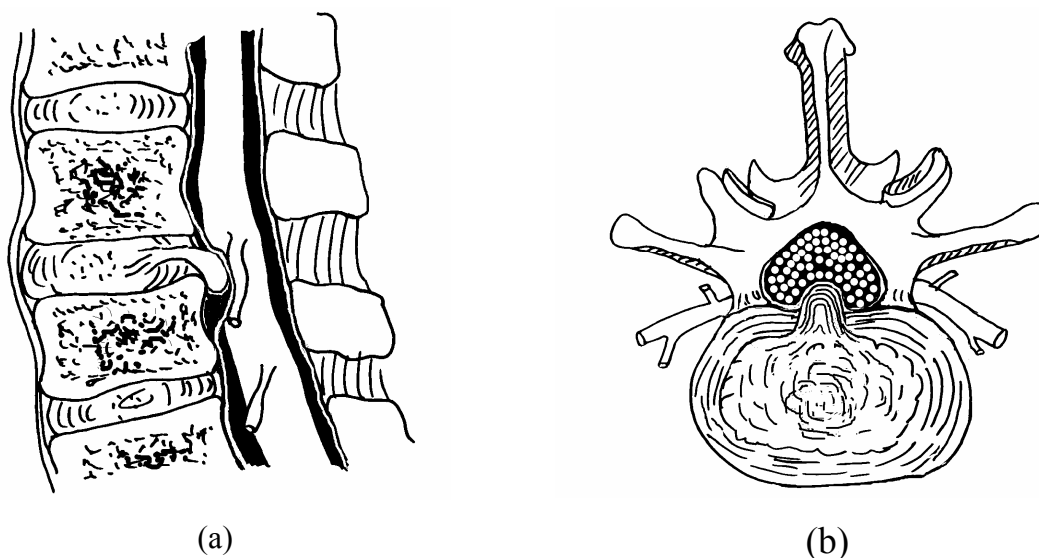
Određivanje veličine sila u kralješnici složena je zadaća jer određivanje se sila svodi zapravo na utvrđivanje opterećenja svakog pojedinog kralješka i ovisno o vanjskim i gravitacijskom opterećenju što djeluju na čovjeka.

Govoreći općenito o prikazivanju opterećenja kralješnice nailazi se prvo na jednu gotovo nemoguću zadaću, a to je oslobađanje tijela od njegovih veza, glede toga što u praktičnom smislu ima nedefinirane granice s okolinom.

Ako se razmatra o pojavama oboljenja kralješnice, tada je jedan ekstreman primjer tzv. Prolaps diskusa, odnosno hernija diska, koja je posljedica toga. Na slici 48 shematski je prikazan proces prolapsa diska.

Ako se kralješnica promatra sa strane tada se u primjeru prolapsa vidi prodor pulpozne mase koja tlači kralješničku moždinu slika 48 a. Značajniji prodor pulpozne mase djeluje na kralješničku moždinu, slika 48 b, i može uzrokovati značajne promjene u živčanom sustavu, koje mogu izazvati i paraplegiju.

Naime u primjeru rupture fibroznog prstena počinje radi vertikalnog opterećenja kralješka prodirati pulpozna masa iz intervertebralnog diska u kanal kralješničke moždine i tamo je tlači [46].



Sl. 48. *Shematski prikaz prolapsa diskusa.
Preuzeto iz Keros 1994 [46]*

2.5.1.4. Učinak radnog napora na opterećenja u kralješnici

Kinetičko je proučavanje zbivanja u slabinskom dijelu kralješnice i u slabinskokrižnom prijevoju vrlo složeno i još uvijek nedovoljno istraženo područje. Razlog je u prostorno povezanom sustavu tijela kralješaka sa srazmjerno velikim brojem stupnjeva slobode gibanja.

Oblik zglobnih ploština na zglobnim nastavcima putem kojih se ostvaruju mala relativna gibanja kralješaka spram susjednih kralješaka, nedvojbeno upućuje da se temeljna kinematička veza između kralješaka ostvaruje segmentnim sferičnocilindričnim kinematičkim parovima s tri stupnja slobode gibanja. S obzirom da su spomenuti zglojni segmenti plitki, a hrskavične obloge elastične, pri većim aksijalnim opterećenjima nastaju klizna (tangencijalna) pomicanja u malim zglobovima, što općenito promatrano, uvodi dodatne translacijske slobode gibanja. No, ta su gibanja pri umjerenim opterećenjima obično vrlo malena, pa ih se može zanemariti. Istodobno ostvarenje sva tri zakreta u malim zglobovima omogućuje posebna vrsta spoja među tijelima kralješaka putem deformabilnih međukralješničnih ploča.

Izložene činjenice uzrokom su da u literaturi o kinetici donjeg dijela slabinske kralješnice postoje različita, pa gdjekad i proturječna stajališta, što je poticaj da se pobliže istraže gibanja među slabinskim kralješcima.

Pri prenašanju opterećenja kroz donji dio slabinske kralješnice i slabinskokrižnog prijevoja svaki je kralješak složeno opterećen, što znači da pored vlačnog i tlačnog djeluje još i opterećenje na savijanje i uvijanje. Pri tom se prema istraživanjima Kerosa i sur. [46] značajan dio opterećenja prenosi putem malih zglobova, potvrda čega se nalazi u kompaktnoj građi kosti u području zglobnih nastavaka. Istodobno se putem vezivnih slojeva fibroznog prstena međukralješnične ploče, što se vežu za tijela susjednih kralješaka, ostvaruje potrebna horizontalna stabilnost svakog pojedinog kralješka, što osigurava nepromjenljiv otvor kanala kralješnice. U tom složenom lančanom prijenosnom sustavu spužvasti dijelovi tijela kralješaka zajedno s međukralješničnom pločom imaju zadaću prigušivača aksijalnih dinamičkih opterećenja.

Široko je poznato da više od 80% radne populacije ljudi ima poteškoće s križboljom [48], a može se reći i to, da svaki čovjek u životu ima neko neugodno iskustvo s bolnim križima. To je i bilo razlogom da su u tom smislu provedena brojna biomehanička istraživanja [49, 33]

Povijesno gledano najstariji podaci o istraživanju kralješnice u biomehaničkom smislu pripadaju H. von Meyeru, koji je objavio u Leipzigu 1873. knjigu pod naslovom "Die Statik und Mechanik des menschlichen Knochengengerustes" u kojoj govori o tome, da kralješnica može podnositi nezavisno od vlastite težine i terete koji odgovaraju njezinom S obliku [33].

Posljednji pregled izvora (na webu ima oko 357.000 referenci koje se odnose na probleme biomehanike kralješnice) od kojih se dobar dio odnosi na proučavanje smetnji u području slabinske kralješnice u čovjeka, iz analiziranih radova slijedi da su čimbenici koji utječu na poteškoće u lumbalnom dijelu kralješnice sadržani prvenstveno u individualnom odnosu čovjeka i njegovog radnog okoliša, ili pak da su to organizacijski čimbenici koji mogu po svojem djelovanju doprinijeti biomehaničkom utjecaju na opterećenje u tom području kralješnice. S obzirom da mnoge studije obuhvaćaju biomehaničke odgovore ljudskog tijela na narinuto opterećenje to upućuje na analizu biomehaničkih odgovora ali i fizikalnih i psihosocijalnih utjecaja.

U nekoliko posljednjih desetljeća pojavio se još jedan fenomen, koji je unio odgovarajuće razlike u pristupu, naime, znatno je porastao broj žena koje su preuzimale poslove koji su tradicionalno obavljali muškarci. Primjerice, s obzirom da se biomehanički učinak može značajno razlikovati s obzirom na spol tada je očevidna i razlika u funkciji u odnosu na spomenutu razliku. Na primjer, razlika u učinku radnog napora između žena i muškaraca se za žene kreće u rasponu između 30 i 73% od muške sposobnosti. Naime, u žena je niža sposobnost lateralnog savijanja i aksijalne torzijske čvrstoće [50]. Razlike u čvrstoći tijela zavisno od spola proistječu iz antropometrijskih razlika između žena i muškaraca, odakle opaža se i važnost da je biomehanička umiješanost tijesno povezana s razlikama u spolu i potrebno je da to svakako bude shvaćeno [51].

Razlike u spolu mogu utjecati na gibanja trupa, mišićne aktivnosti i posljedično na opterećenja u kralješnici.

I u nas su se tijekom zadnjih 4 do 5 dekada brojni istraživači bavili tim pitanjima, međutim, brojna su pitanja ostala do danas neriješena. Zanimljivo je spomenuti, da je u jesen 1981. godine kao jedan od ozbiljnijih pokušaja timskog rada bio utemeljen Vertebrološki kolokvij koji je okupljao istaknute profesore kao primjerice Kerosa P, Vučetić A, Muftić O., Radoša N., Mandić V., i još neke druge, koji su u razdoblju od dvije godine imali tjedne sastanke [33].

Sadržaji su se tih sastanaka odnosili na rasprave o pitanjima stabilnosti kralješnice, o funkcionalnoj slici kralješnice, zatim o nekim pitanjima vezanim uz intervertebralne diskove, na pitanja križbolje, zatim na muskulaturu, nadalje na izbor kritične točke i kao najsloženije – na pitanja opterećenja kralješnice i prenošenja sila.

Preporučljivo ergonomijsko podizanje tereta za sigurno rukovanje teretom uobičajeno uključuje držanje tijela s razmjerno širokim držanjem stopala i donekle savijenim nogama u koljenu te s uspravljenim leđima radi smanjenja opterećenja kralješnice.

Ovakve su smjernice nastale temeljem znanja iz biomehaničkih studija koje su razmatrale mehanička motrišta opterećenja kralješnice, Evans, 1961; Chaffin, 1987; Fattallah, 1998 [52, 33] i bile su usredotočene prema načinu za smanjenjem rizika oštećenja slabinske kralješnice uključivo i lumbalnih diskova. Iznenadujuće je malo studija koje bi utvrđivale strategiju držanja tijela za vrijeme dizanja tereta ili obrađivanja zadaća rukovanja s teretima, Toussaint, 1998; Oddsson, 1999 [33].

2.5.1.5. Radno opterećenje čovjeka

Vrlo su različite mogućnosti vanjskih opterećenja ljudskog tijela. One se dijele u dvije skupine, i to na:

- a) radna opterećenja i
- b) ostala opterećenja.

Radna su opterećenja u ergonomiji od posebnog značenja, jer se u načelu putem njih projektiraju radna mjesta. Ostala opterećenja pripadaju općim oblicima u raznovrsnim aktivnostima čovjeka, od hodanja, do sportskih aktivnosti i da se ne nabraja dalje, općenito u svim aktivnostima u kojim se čovjek nalazi u svojem gravitacijskom okolišnom sustavu.

Nadalje, radna opterećenja dijele se na:

- opterećenja u laganom radu,
- opterećenja u srednje teškom radu
- opterećenja u teškom radu, i naposljetku
- opterećenja u vrlo teškom radu.

I ostala se opterećenja mogu također svrstati u spomenute kategorije. Pored toga, treba naglasiti da se podrazumijeva razlika, prvo na spol, a zatim na dob i naposljetku na zdravstveno stanje promatranog subjekta.

Jedan od najvažnijih zadataka u ergonomiji jest prosudba težine rada, s namjerom da se odrede granična opterećenja, koja neće dovesti do štetnih zdravstvenih posljedica u čovjeka. Unutar tebe 10 dat je prikaz dozvoljenih graničnih vrijednosti manipulacije teretom za muški i ženski spol, s starosnom razdiobom te za žene u trudnoći [45].

Tab. 10. Tabelarni prikaz graničnih vrijednosti za podizanje i nošenje tereta [45]

Djelatnici			Manipulacija teretom (kg)		
Djelatnost	Spol	Godine	Rijetko	Povremeno	Često
Podizanje	Muški	< 16	20	13	-
		16 – 19	40	25	20
		19 – 45	55	30	25
		> 45	50	25	20
	Ženski	< 16	13	9	-
		16 – 19	13	9	8
		19 – 45	15	10	9
		> 45	13	9	8
Nošenje	Muški	< 16	20	13	-
		16 – 19	35	25	15
		19 – 45	50	30	20
		> 45	40	25	15
	Ženski	< 16	13	9	-
		16 – 19	13	9	8
		19 – 45	15	10	10
		> 45	13	9	8
Podizanje i nošenje	Žene u trudnoći		10	5	-

Gotovo je svakodnevna pojava, da se u radu podižu nekakvi tereti, da ih se prenosi i skladišti. Brojne su ergonomske studije u svojim analizama utvrdile vezu između manipulativnih tereta i jednog značajnog oboljenja slabinske kralješnice – sindrom križobolje, koji pored zdravstvenih razloga jest i socijalno ekonomsko pitanja radi velike učestalosti i posljedičnih bolovanja [48].

2.5.1.6. Veličine i djelovanje sila u kralješnici

Poznavanje sila što se javljaju u kralješnici prigodom zauzimanja nekog od mogućih ravnoteženih oblika i/ili položaja kralješnice ima veliko značenje u tumačenju primjene mehanike. U razvitku znanstvenog pristupa ovom području javilo se i mišljenje (kojeg i danas mnogi smatraju ispravnim) da je kralješnica u mehaničkom smislu istovjetna štapu jednake čvrstoće, pa je to razlogom da se prema dolje poprečni promjer kralješaka povećava, skladno povećanju opterećenja. Posljedicom ovakvog razmišljanja uvriježilo se shvaćanje, da su tijela kralješaka glavni nosivi dio kralješnice, pa se u rentgenološkim proučavanjima praktički većinom usredotočuje pozornost na promjene koje se zbivaju u tijelima kralješaka.

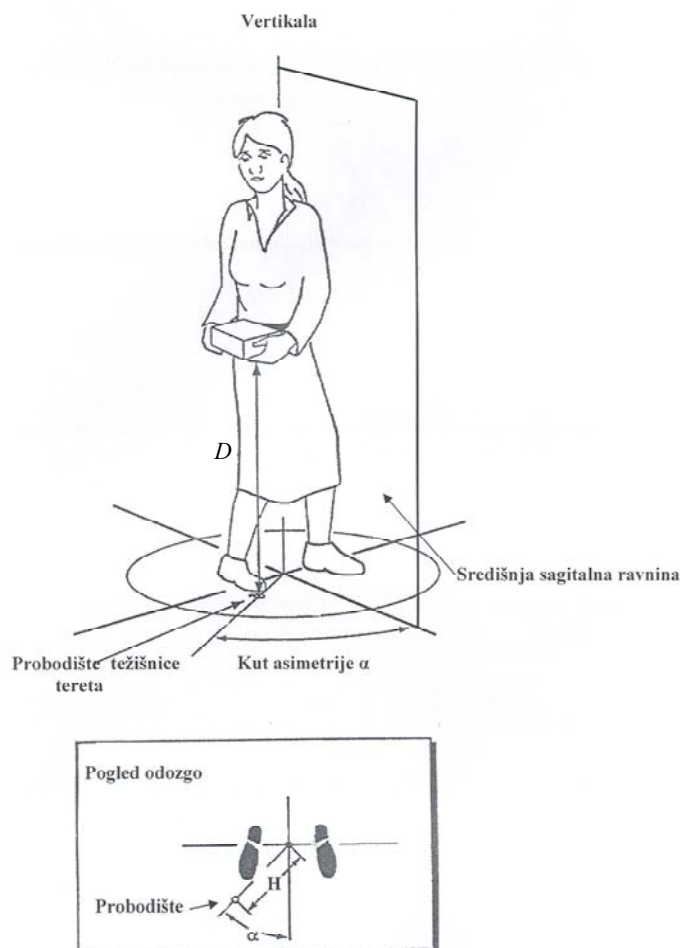
Najšire razrađena problematika vezana uz dizanje tereta i križobolju a istodobno dostupna jest sadržana u priručniku Američkog nacionalnog institute medicine rada i sigurnosti NIOSH a koji se odnosi na vođenje i prosudbu težine poslova u kojima se dižu tereti [49]. U priručniku su uključene:

1. Preporuke težinskih ograničenja za ručne poslove,
2. Postupke za utvrđivanje ocjene u složenih poslova,
3. Upute za raznoliko rangiranje poslova s dizanjem tereta,
4. Rješenja uobičajnih poslova,
5. Metode za razvijanje asimetričnih podiznih poslova,
6. Metode za prosudbu poslova dizanja sa suboptimalnim poteškoćama što nastaju između objekta i šaka radnika te
7. Definicije naziva, podaci, postupci i revidirana jednadžba za podizanje tereta (iz 1991.).

2.5.1.7. Preporučeno ograničenje tereta za dizanje

Ova je veličina definirana za specifičnu skupinu uvjeta rada kao težina tereta koja je zajednička većini zdravih radnika te da može biti primjenjena za vrijeme stvarnog radnog razdoblja (na primjer do 8 radnih sati) bez ikakvog porasta rizika za zdravlje radnika. Pod pojmom zdravih radnika ovdje se podrazumijevaju radnici koji nemaju zdravstvenih poteškoća kojima bi povećanje opterećenja štetno utjecalo na mišićno koštani sustav. U

procesu projektiranja radnog mjesta u kojem se ručno diže nekakav teret, odnosno radnog okoliša, potrebno je definirati dimenzije prostora, zatim antropološki odnos čovjeka prema tom prostoru, i naposljetku proračunati veličinu dopuštenog bezrizičnog tereta. Na slici 49 dat je slikovni prikaz zarotiranog položaja tijela s naznakom kuta asimetrije α putem probodišta težišnice tereta s horizontalnom podlogom.



Sl. 49. Zarotirani položaj tijela. Preuzeto iz prEN 1005-3, 2006 [49]

U tom su smislu utvrđeni i međunarodni i europski standardi, koje je nedavno potkomitet u našem Nacionalnom uredu za standarde prihvatio kao prijedlog vlastitog standarda.

U spomenutim su standardima date tri metode za procjenu rizika od opterećenja u tzv. ručnom rukovanju teretima. Date su odgovarajuće jednadžbe za izračunavanje veličine tzv. kritičnog tereta, koje u sebi sadrže odgovarajuće višekratnike koji se odnose na radni položaj tijela, visinu dizanja, horizontalni pomak, zatim asimetrijski položaj tijela, te frekvencijski faktor naposljetku tzv. zahvatni multiplikator, jer nije svejedno da li predmet koji se drži rukama ima ili nema nekakve izbočine ili ručke za bolji ili lošiji zahvat.

Jednadžba za podizanje tereta glasi:

$$F_{krit} = i_p \cdot i_{horiz} \cdot i_{vert} \cdot i_{dist} \cdot i_{asim} \cdot i_{frek} \cdot i_{CM} \quad (5)$$

Gdje su:

F_{krit} - preporučena veličina tereta [N],

i_p - konstantna težina koja se diže [N],

i_{horiz} - horizontalni višekratnik ($25/H$ u cm), H - razmak osi tijela do osi tereta,

i_{vert} - vertikalni višekratnik $1 - (0,3 |V - 75|)$, V – početna vertikalna pozicija tereta,

i_{dist} - distantni višekratnik ($0,82 + 1,8/D$), D – visina podizanja tereta,

i_{asim} - asimetrijski višekratnik,

i_{frek} - frekvencijski višekratnik i

i_{CM} - zahvatni multiplikator (odabire se prema tablici).

Nadalje slijedi tzv.

$$\text{Podizni indeks} = \frac{\text{Težina stvarnog tereta}}{F_{krit}} \quad (6)$$

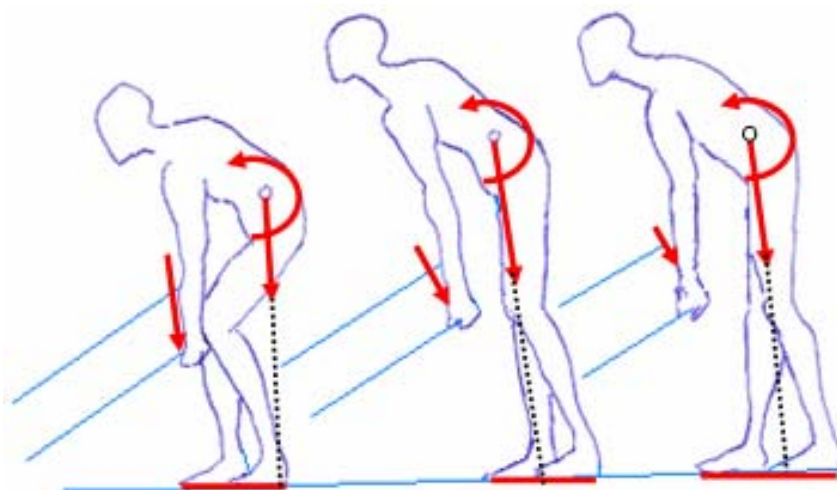
Pored ovih vrijednosti u metodi 2 spomenutog standarda, daje se još i frekvencijski čimbenik koji je zavisn od trajanja rada, te je podijeljen na trajanje manje od jednog sata, zatim između jednog i dva sata, da bi naposljetku bio za trajanje od 2 sata do 8 sati.

Govoreći o jednadžbi za podizanje tereta (5) potrebno je naglasiti kako je ona jedan od mogućih alata obuhvatnih napora zaštite na radu u odnosu na križobolju i onesposobljavanje ljudi. Ostali primjeri koji su uspostavljeni kao primjerice rizični čimbenici koji uključuju cijelo ljudsko tijelo, statičke stavove tijela, produženo sjedenje i izravna trauma slabinske kralježnice nisu uključeni u ovo.

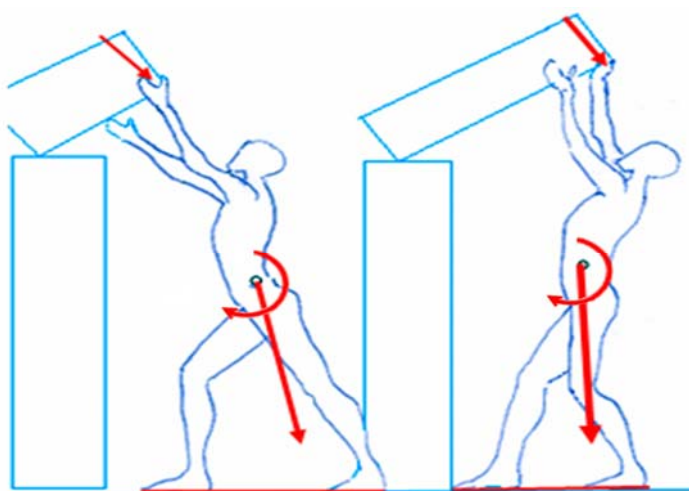
Naposljetku, fiziološki čimbenici, kao što je primjenjeno medicinsko liječenje, zatim zahtjevi posla (prijasnji i sadašnji) također mogu djelomično biti od važnosti u uzrokovanju i nastanku akutnih bolnih križa u prijelazu u kroničnu križobolju. Pored toga iz opsežne raspravu proistječe da ona vrijedi za stanje okoliša od 19 do 26 °C, te vlažnost φ od 35 do 50%.

Utvrđeno je [49] da se na gornji način određena tlačna sila na L4/L5 kralješnice kreće u području od 3,4 kN do gornje granice koja ne smije premašiti 4,5 kN, što predstavlja biomehanički kriterij aksijalnog opterećenja.

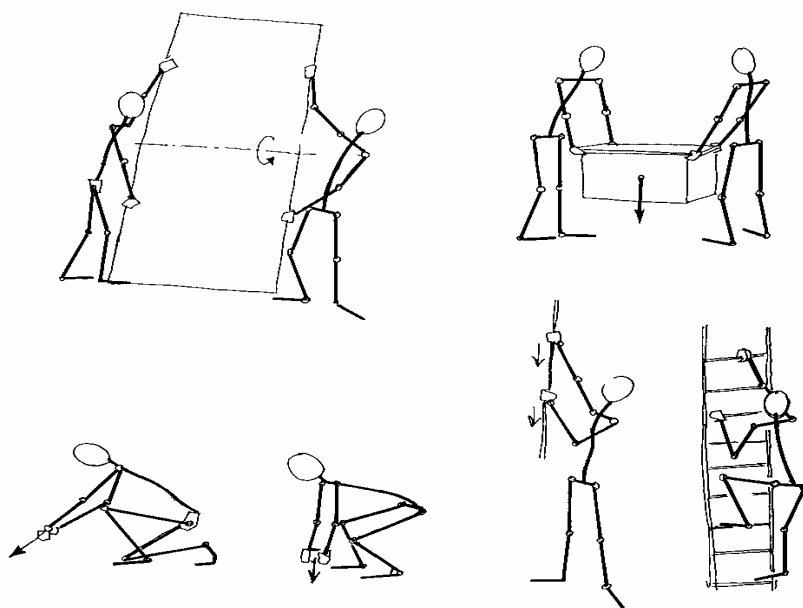
Na slikama 50, 51, 52 i 53 dani su neki primjeri čovjeka koji podiže terete. Redukcijom sile tereta i težina segmenata tijela na odabranu točku, utvrđuju se spregovi i zajednička rezultanta, koja u primjeru stabilnosti radnog stava nužno mora prolaziti kroz tzv. površinu stabilnosti, koja je određena položajem stopala na podu, kako je i vidljivo i iz slika 50 i 51.



Sl. 50. *Primjeri opterećenja subjekta koji diže teret. Ovdje se naglašava da su radni položaji sa savijenim leđima prema naprijed.*
Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [42].



Sl. 51. *Primjer opterećenja subjekta kada nužno ima relativno uspravan stav.*
Preuzeto i modificirano iz Bammes, 1964 [42].



Sl. 52. *Različiti primjeri položaja radnika prikazani putem štapnih modela
Preuzeto iz Muftić, 1999 [22].*



Sl. 53. *Raznovrsni oblici položaja radnika prikazanih u punim modelima
izrađenim prema fotografijama.
Preuzeto iz Muftić, 1999 [22].*

2.5.2. Metode određivanja segmentalnih masa

Određivanje raspodjele mase u čovjeka kao i položaja njegova težišta bilo je predmetom istraživanja Fishera i Brauna iz 1889. godine [14]. Oni su utvrdili približnu metodu koja je poznata pod nazivom metoda koeficijenata. Metoda pretpostavlja izravnu funkcionalnu vezu između dužine segmenata tijela s njegovom masom. Iz tih su odnosa navedeni znanstvenici bili u stanju odrediti položaj težišta, polumjer tromosti i dinamičke momente tromosti segmenata tijela.

Značajno je točnije rezultate utvrdio Dempster [15], 1955. godine dijeleći segmente tijela kako je i danas prihvatljivo i uobičajeno u antropometriji. Dempster je za ta mjerenja konstruirao posebnu vrstu kada u koje su ispitanici uronjavali pojedine segmente tijela.

Unutar tablice 11 u usporednom prikazu dani su rezultati veličina segmentalnih masa prema Braunu, Fischeru te Dempsteru [14, 15]. Iz prikazanih je vrijednosti vidljiva razlika veličina definiranih segmentalnih masa.

Tab. 11. *Relativni odnos mase dijelova tijela u odnosu na ukupnu tjelesnu masu [14,15]*

Tjelesni segment	Braun & Fischer, 1889. (%)	Dempster, 1955. (%)
Stopalo	1,71 + 0,12	1,49 + 0,17
Glava i vrat	53,02 + 2,87	57,35 + 2,17
Ekstremiteti	46,98 + 2,87	42,65 + 2,17
Nadlaktica	3,33 + 0,21	2,70 + 0,20
Podlaktica	2,09 + 0,24	1,58 + 0,13
Šaka	0,84 + 0,04	0,63 + 0,005
Natkoljenica	10,73 + 0,85	10,22 + 0,85
Potkoljenica	4,80 ± 0,40	4,72 + 0,46

Znanstvenici biološke antropologije, nezadovoljni takvim relativno nepreciznim rezultatima, počeli su tragati za novim i točnijim metodama određivanja segmentalnih masa dijelova tijela. Jedna od takvih suvremenih metoda za određivanje raspodjela masa i dinamičkih značajki segmenata tijela jest metoda Donskog i Zacijorskog [16].

Ova je metoda utvrđena na 100 muških i 16 ženskih subjekata a temelji se na procjeni volumena utvrđenog radioizotopnom metodom. Iz statističke obrade tako utvrđenih rezultata autori su za svaki segmentalni dio definirali pravce regresije i utvrdili odgovarajuće koeficijente putem kojih se mogu računati željene mase [16].

Mase se segmenata prema njima računaju putem sljedeće regresijske jednadžbe:

$$m_i = B_0 + B_1 \cdot M + B_2 \cdot h \quad (7)$$

gdje je: m_i – masa analiziranog segmenta (kg),

B_0 – regresijski koeficijenti (kg),

B_1 – regresijski koeficijent (-),

B_2 – regresijski koeficijenti (kg/cm),

M – ukupna masa subjekta (kg),

h – stojeća visina subjekta (cm).

Unutar tablica 12 i 13 dani su regresijski čimbenici za žene i muškarce prema Donskom i Zacijorskom [16].

Tab. 12. Regresijski faktori za žene prema Donskom i Zacijorskom [16]

Tjelesni segment	B_0	B_1	B_2	R koeficijent regresije	σ standardna devijacija
Stopalo	- 1,207	0,0175	0,0057	0,71	0,11
Potkoljenica	- 0,436	- 0,011	0,0238	0,42	0,36
Natkoljenica	5,185	0,183	- 0,042	0,73	0,81
Šaka	- 0,116	0,0017	0,002	0,48	0,03
Podlaktica	0,295	0,009	0,0003	0,38	0,11
Nadlaktica	0,206	0,0053	0,0066	0,27	0,21
Glava	2,388	- 0,001	0,015	0,24	0,49
Gornji trup	- 16,593	0,14	0,0995	0,64	1,47
Srednji trup	- 2,741	0,031	0,056	0,45	1,09
Donji trup	- 4,908	0,124	0,0272	0,61	0,90

Tab. 13. Regresijski faktori za muškarce prema Donskom i Zacijorskom [16]

Tjelesni segment	B_0	B_1	B_2	R koeficijent regresije	σ standardna devijacija
Stopalo	- 0,829	0,0077	0,0073	0,702	0,101
Potkoljenica	- 1,592	0,031616	0,0121	0,872	0,219
Natkoljenica	- 2,649	0,1436	0,0137	0,891	0,721
Šaka	- 0,1165	0,0036	0,00175	0,516	0,036
Podlaktica	0,3185	0,01445	- 0,00114	0,786	0,101
Nadlaktica	0,25	0,03012	- 0,0027	0,837	0,178
Glava	1,296	0,0171	0,0143	0,591	0,322
Gornji trup	8,2144	0,1862	- 0,058	0,798	1,142
Srednji trup	7,181	0,2234	- 0,663	0,828	1,238
Donji trup	- 7,498	0,0976	0,04896	0,743	1,02

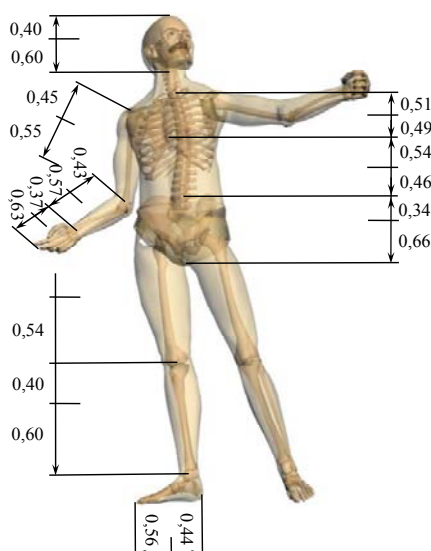
Na temelju navedene metode iz poznate visine i ukupne mase pojedinih ispitanika bilo žena ili muškaraca, moguće je izračunati svaku pojedinu segmentalnu masu prema tzv. vanjskoj podjeli. Važan podatak u tvorbi biomehaničkog modela tijela ili njegovog pojedinog segmenta je poznavanje položaja središta masa. Prema Dempsterovim podacima, koji su dopunjeni i modificirani s podacima Donskog i Zacijorskog, definirani su i položaji središta masa izraženi u postocima dužine dijelova. Rezultati ove analize prikazani su u tablici 14.

Tab. 14. Središta masa kao postotak duljine tjelesnog segmenta [53]

Tjelesni segment	Udaljenost (%)*
Glava i vrat	50,02
Gornji trup	50,66
Srednji trup	45,02
Donji trup	59,59
Šaka	36,91
Natkoljenica	45,49
Potkoljenica	40,49
Stopalo	44,14
Nadlaktica	44,98
Podlaktica	42,74

* mjereno od gornje granice segmenta

Nadalje, sukladno s rezultatima Dempstera te Donskog i Zacijorskog izrađena je slika 54, temeljena na radu Apolona Belvederskog, na kojoj su pored segmentalnih masa određeni i položaji i težišta segmenata izraženi u postotku od dužine segmenta [53].



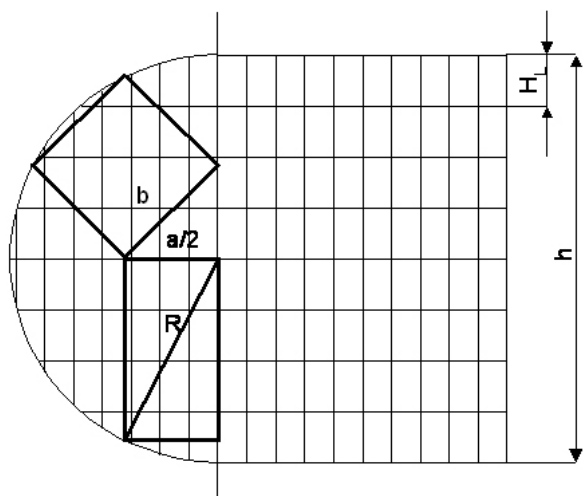
Sl. 54. Relativni položaj središta masa dijelova tijela u čovjeka.

Preuzeto iz Milčić 1999, [53]

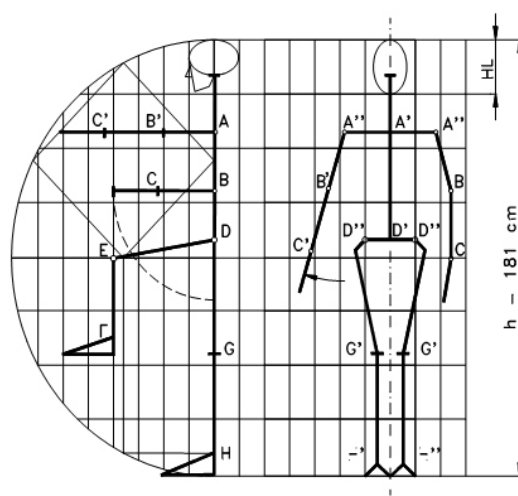
2.5.3. Harmonijska antropometrijska analiza

Tijekom razvoja antropometrijske znanosti iznalazili su se raznovrsni načini kako bi se iz stojeće visine čovjeka i njegove ukupne tjelesne mase odredile sve ostale veličine dijelova ljudskog tijela. Glede toga neminovno se nametnulo traženje pogodnih veza harmonije i kanona čovjekove tjelesne građe. Sukladno tome proizašla su razmatranja O. Muftića da se za definiranje odnosa duljina dijelova tijela koristi tzv. harmonijska kružnica. Za navedenu antropometrijsku analizu rabi se grčki kanon od osam duljina glave, koji ukazuje na to da ukupna prikazana tjelesna visina čovjeka odgovara zbroju od osam njegovih duljina glava. U svrhu određivanja statičkih antropomjera O. Muftić je sačinio posebnu konstrukciju harmonijske kružnice, kakva je prikazana na slici 55, uz koju je pridružena mreža osmerostrukog polja, čime je združen kanon osam visina glave s harmonijskom kružnicom Zederbauera. U slici je također ucrtan polumjer kružnice R i označene su stranice prikazanog trokuta $a/2$ i b [18].

Uzimajući u obzir ove vrijednosti, kao i procjenu položaja zglobova koljena, kuka, ramena i laktova, bilo je moguće u mrežu slike 55 ucrtati karakteristične točke A, B, C, Ovim je putem ucrtavanjem spojnih dužina nacrtan pomoćni kostur čovjeka, tzv. žičani model, kakav je i prikazan unutar slike 56. Iz prikazane antropometrijske mreže povezane s harmonijskom kružnicom očevidna su svojstvena ograničenja stojećeg individualnog ljudskog subjekta. Tijekom studije antropometrijske harmonijske kružnice došlo se do spoznaja kako je ukupna stojeća visina ljudskog tijela ispravna temeljna veličina te se u tom smislu i ovaj pristup razlikuje od Leonardove antropometrijske kružnice temeljene na duljini raspona ruku.



Sl. 55. Harmonijska kružnica s pridruženom mrežom kanona osam visina glave.
Preuzeto iz Muftić, 2006 [18]



Sl. 56. Harmonijska kružnica s geometrijskim skeletnim modelom
Preuzeto iz Muftić, 2006 [18]

Razlike harmonijskih veličina kao rezultata individualnih antropometrijskih raznolikosti, koje su na neki način harmonijski raspoređene, nisu uvijek takve na isti način, što uostalom pokazuju i standardne devijacije uz regresijske koeficijente, ali se obzirom na visinu korelacijskih čimbenika (u rasponu od 0,561-0,891), mogu smatrati funkcijskom vezom.

Ostali čimbenici diferencija proistječu iz razlika raspodjele masa među spolovima, glede čega postoje dvije regresijske tablice za korelacijske koeficijente u žena i u muškaraca.

Unutar tablica 15 i 16 dani su antropometrijski rezultati mjerenja za žene i muškarce koje je proveo P. Rudan na hrvatskoj populaciji [17].

Tab. 15. Antropometrijski rezultati za žene [17]

Varijabla (mm)	Percentili				
	5 %	25 %	50 %	70 %	95 %
Visina tijela	1468	1531	1572	1617	1684
Sjedeća visina	775	803	828	854	891
Duljina nadlaktice	263	280	290	298	315
Duljina podlaktice	222	231	242	252	267
Duljina ruke	640	676	692	712	745
Duljina natkoljenice	450	478	491	508	534
Duljina potkoljenice	311	334	348	362	388
Duljina noge	830	870	896	925	973
Bikromijalni raspon	333	353	365	379	393
Širina zdjelice	264	283	298	306	324
Masa tijela (kg)	52	57,1	62,2	70,2	83,5

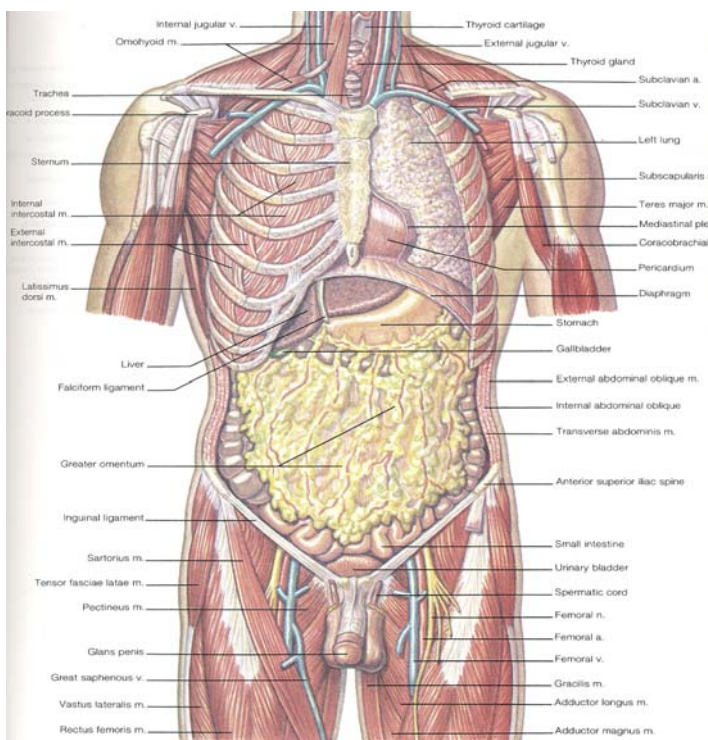
Tab. 16. Antropometrijski rezultati za muškarce [17]

Varijabla (mm)	Percentili				
	5 %	25 %	50 %	70 %	95 %
Visina tijela	1592	1620	1648	1724	1801
Sjedeća visina	820	848	882	908	941
Duljina nadlaktice	288	303	316	326	341
Duljina podlaktice	241	260	270	278	298
Duljina ruke	708	743	759	784	821
Duljina natkoljenice	474	502	523	540	570
Duljina potkoljenice	333	362	376	390	414
Duljina noge	881	935	965	996	1045
Bikromijalni raspon	358	377	393	404	432
Širina zdjelice	269	283	293	302	318
Masa tijela (kg)	56,5	64,9	71,5	80,2	95

2.5.4. Metoda utvrđivanja promjene trbušnog tlaka

Praćenjem promjena tlaka u trbušnoj preši čovjeka moguće je definirati i njegovo biomehaničko naprezanje tijekom radnog djelovanja, a kao kritična se razina tijela uzima slabinska kralješnica, odnosno disk između 4. i 5. slabinskog kralješka, označen kao točka L4/L5. Unutar slike 57 dat je slikovni prikaz anatomske izgleda trbušne preše. Proučavanja su pokazala da intraabdominalni (*IAT*) tlak raste u zavisnosti od povećanja tzv. lumbalnog momenta (M_l). Tako je Mairiaux sa suradnicima definirao statističku vezu između lumbalnog momenta i tlaka u trbušnoj preši regresijskom jednačinom [30]:

$$IAT = 0,079 \cdot M_l - 1,127 \text{ (kPa)} \quad (8)$$

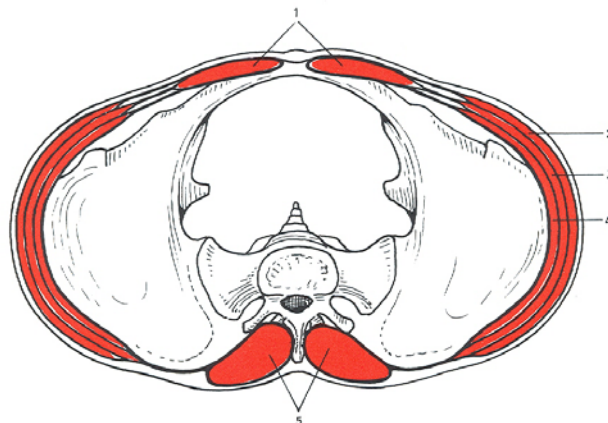


Sl. 57. Anatomski izgled trbušne šupljine.

Preuzeto iz Sineljnikov, 1967 [47]

Trup u čovjeka ima tzv. trbušnu šupljinu, koja je s prednje strane ograničena s trbušnim mišićima, dok je sa strana zatvorena višeslojnim sustavom mišića da bi sa stražnje strane bila zatvorena s kralješnicom i sustavom njezinih mišića. Na taj način trbušna šupljina tvori jedan zatvoren prostor u kojem su smještene crijeva, s tim da je donji dio zatvoren zdjeličnom kosti, dok je gornji odijeljen s ošitom. Naravno je da se gibanjem trupa, taj zatvoreni prostor ponaša poput “balona” u kojem se zavisno od položaja trupa i sudjelovanja mišića mijenja tlak [47].

U razini kritične točke, koja je određena kao referentna, a na razini L4/L5 kralježnice prikazuje se presjek kroz trbušnu šupljinu. Iz slike 58 vidljivo je da snažni mišići po opsegu zatvaraju prostor trbušne šupljine.

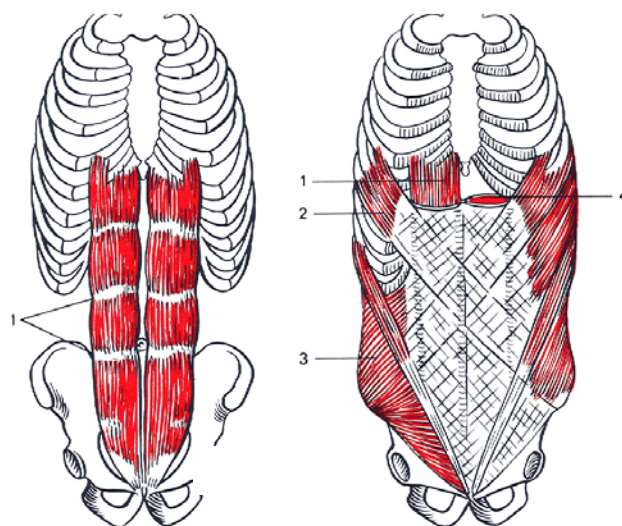


Sl. 58. Presjek kroz zid trupa u razini L4/L5

1. *m. rectus abdominalis*
2. *m. obliquus externus abdominis*
3. *m. obliquus internus abdominis*
4. *m. transverses abdominis*
5. *m. erector spinae*

Preuzeto iz Titel, 1990 [54]

Isto tako s prednje strane postoji sustav mišićja koji zatvara trbušni zid, slika 59.



Sl. 59. Trbušna struktura mišićja trbušne preše

Na lijevoj strani ; 1. intersections tandinae,

Na desnoj strani ; 1. m. rectus abdominalis

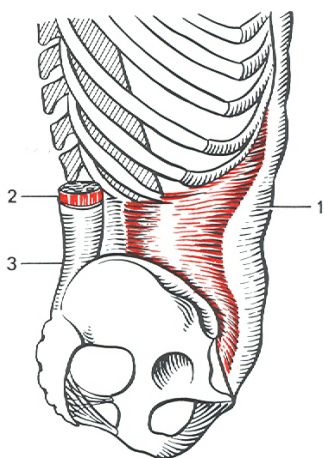
2. m. obliquus externus abdominis

3. m. obliquus internus abdominis

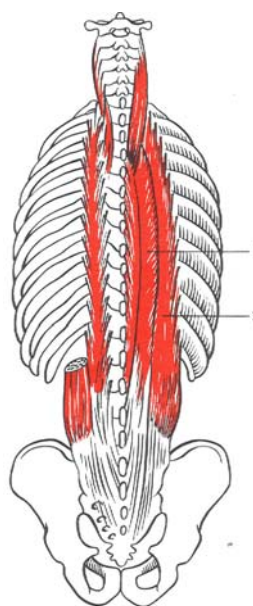
4. vagina m. recti abdominis

Preuzeto iz Titel, 1990 [54]

Ovo se zatvaranje pojavljuje i s bočnih strana, a također i sa stražnje strane, slika 60 i 61.



Sl. 60. *Pogled lateralne strane M. transversus abdominis*
1. Aponeuroza
2. *m. erector spinae*
3. aponeuroza
Preuzeto iz Titel, 1990 [54]



Sl. 61. *Struktura leđnog mišićja kralješnice.*
1. *m. longissimus*
2. *m. iliocostalis*
Preuzeto iz Titel, 1990 [54]

Schultz i suradnici [55] nastojali su uspostaviti mehaničku vezu između položaja mišićnih struktura i promjene tlaka. Schultz-ova analiza sila u slabinskom dijelu kralješnice temeljena je na geometrijskoj situaciji što je prikazana na slici 63.

Slika 63 prikazuje modificiranu shemu prema Vertebrološkom kolokviju [33] djelovanja mišićnih opterećenja u trbušnoj šupljini. Kako se iz crteža vidi od mišićja sudjeluje 12 sastavnica koje su sve pod nagibom u odnosu na vertikalne osi što su paralelne s osi z prikazanog koordinatnog sustava. Pored toga nepoznate su i veličine sila što se formiraju u mišićima u sinergijskom djelovanju mišića. Na taj način je očividno da smo nemoćni definirati sile u mišićima.

Međutim, postoji jedan drugi način da se primjenom izokinetičkog mjerenja utvrdi vrijednosti sila u skupinama ekstenzornih i fleksijskih mišića, te da ih se usporedi sa standardiziranim uzorcima veličina sila velikog broja ispitanika, koji su rangirani prema spolu i visini te ukupnoj masi tijela. Ukoliko se pokaže takvim mjerenjem značajna razlika u silama, odnosno u potrebnom momentu, tada se može obavljati medicinska rehabilitacija na taj način da se

putem računala nametne u uređaj opterećenje za uvježbavanje, koje bi bilo dozirano tako da se treniraju skupine mišića koje bi imale oporavak prema standardiziranim veličinama.

Za odgovarajuće položaje tijela i za neko opće opterećenje javljaju se i odgovarajuće reakcije kako u mišićima čovjeka i njegovu koštanom sustavu, tako posebno i u trbušnom prostoru, koji reagira povećanjem ili smanjenjem unutarnjeg tlaka.

Ovaj unutarnji tlak djeluje prema gore na dijafragmu, a prema dolje na dno zdjelice, dok prema naprijed djeluje na trbušne mišiće, a na stražnju stranu na kralješnicu i lumbalne mišiće. Djelovanje sila unutarnjeg tlaka kod čovjeka koji diže teret, u kosturnom prikazu dano je na slici 62 [56].

Schultz sa suradnicima [55] je dao veoma zanimljivu studiju o djelovanju sila u trbušnoj šupljini u kojoj je vidljiva sva složenost načina opterećenja trbušne šupljine, slika 63. Oni su postavili za prikazani oblik opterećenja sustav od šest jednadžbi ravnoteže, u kojoj se pojavljuje 11 nepoznatih sila i k tome još i nepoznati tlak u trbušnoj šupljini. Schultz je pretpostavio neke od vrijednosti u pokušaju da riješi takav zadatak, a računalnom analizom ih je pokušao uskladiti s jednadžbama.

Izračunavanja su putem Schultzova rješenja toliko složena da ne mogu imati jednostavnu računsku primjenu kakva je potrebna u ergonomskej analizi. S druge pak strane, prema Morrisu, pneumatički mehanizam tzv. trbušne preše preuzima najviše do 30% od vanjskog opterećenja.

Iz usporedbe tih dvaju pristupa, kao i na temelju podataka Davisa i Stubbsa i rezultata Mairiauxa te njegovih suradnika, provodi se postupak izračunavanja ekvivalentnog momenta, ujedno i sile, koja se javlja u trbušnoj preši, a nastaje kao posljedica vanjskog opterećenja [28].

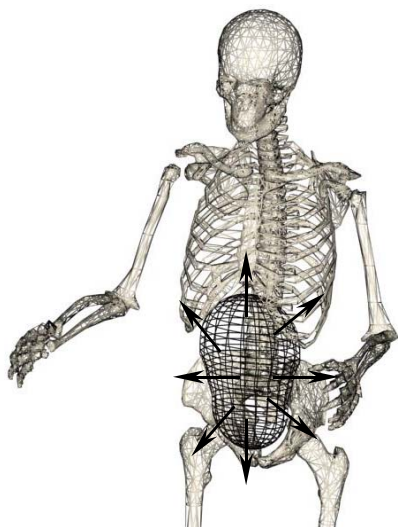
Na primjeni združenosti harmonijske kružnice i mreže kanona osam visina glave za stojeću visinu subjekta temelji se postizanje željenog biomehaničkog cilja utvrđivanja promjene trbušnog tlaka. Za određivanje veličine tlaka u trbušnoj preši, također se koristi harmonijska analiza putem koje se određuje površina presjeka subjekta u razini lumbalnih kralješaka.

Na slici 63 dat je prikaz Schultzovog izglednog presjeka ljudskog abdomena uz to što je nacrtani model takvog presjeka ograničen geometrijskim likovima s odgovarajućim mjerama

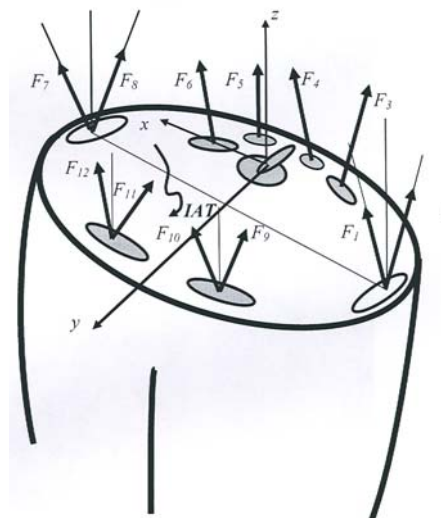
kao funkcije stojeće visine čovjeka. Iz tih je odnosa utvrđena i funkcijska zavisnost površine presjeka kao:

$$A=(86 \text{ do } 104,72)10^{-4} h^2, \text{ cm}^2 \quad (9)$$

gdje varijacije ovise o statičkoj distribuciji antropomjera u našoj populaciji.



Sl. 62. *Prikaz intraabdominalnog tlaka kod čovjeka koji diže teret. Preuzeto iz Mijović, 2001 [56]*



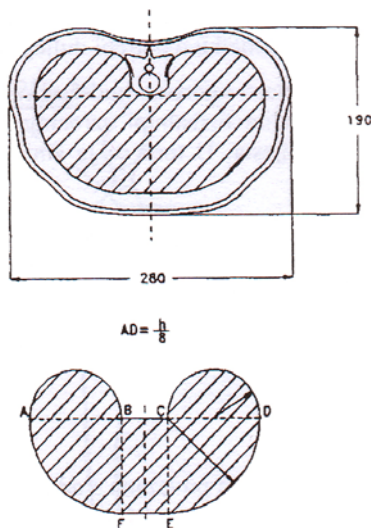
Sl. 63. *Schultzov model opterećenja u presjeku trbušne šupljine. Preuzeto i modificirano iz Muftić, 2006 [33]*

Računanje mehaničkog odziva tijela, s obzirom na veliki broj mišića, a samim time i sila koje djeluju na promatrani sustav, na prvi pogled djeluje nerješivo. Način određivanja sila je približan jer utvrđivanje veličina stvarnih sila, s obzirom na mehaničku složenost ljudskog tijela, nije moguće.

Neke pretpostavke uzete prilikom računanja masa i duljina pojedinih segmenata tijela, ili u određivanju koordinata kritične točke L4/L5, mogu predstavljati izvore grešaka u računanju rezultantnog momenta [57]. Ovdje se uzima aproksimacija da je projekcijska površina dijafragme jednaka projekcijskoj površini zdjelice kosti, za koju također vrijede harmonijski odnosi ljudskog tijela, a u zavisnosti od antropološke statističke raspodjele, kako za muške tako i za ženske subjekte. Na slici 64 prikazan je model presjeka čovjekove trbušne šupljine u funkciji harmonijskih veličina [58].

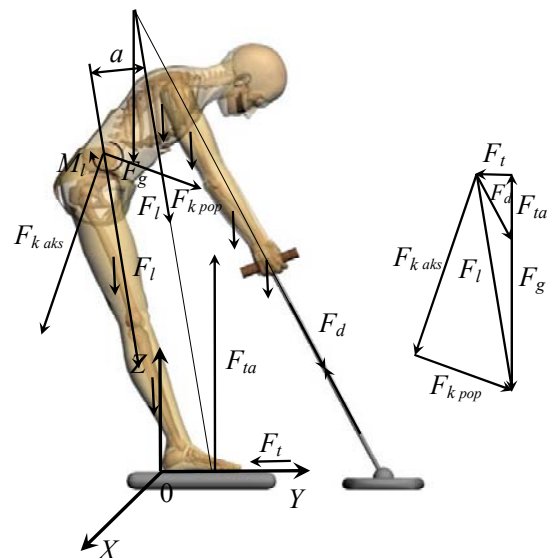
Za određivanje odgovarajuće reaktivne sile u trbušnoj šupljini definiran je tzv. lumbalni moment kojem se treba suprotstaviti trbušna preša. Veličina je tog momenta definirana kao zbroj svih momenata sila od segmentalnih masa i poznatog tereta u rukama, čiji se krakovi određuju prema procijenjenoj točki položaja kralješaka L4/L5. Prilikom dinamičkih opterećenja ljudskog tijela ovaj tlak rezultira svojevrsnim skokom te je stoga definirani statički tlak potrebno množiti s koeficijentom dinamičkog opterećenja koji iznosi 1,3.

Upravo su rezultati takvog tipa, naravno i uz brojne druge rezultate, bili poticajem za istraživanja mjerenja mehaničkog kapaciteta kralješnice u našoj populaciji. U tom je smislu u početnom razdoblju bio zamišljen jedan jednostavan pokus, Muftić – Labar, mjerenja potezne sile u užetu putem dinamometra u ispitanika obaju spolova, različitih dobnih skupina i statističke distribucije antropomjera. U mjerenjima što ih je provela Lj. Labar [59] ispitanici su stajali na dvije opružne vage s tri različita nagiba trupa prema naprijed i pri tom su potezali uže koje je putem dinamometra bilo vezano za nepomičnu točku. U trenutku kad se kazaljke na vagama približno umire, moguće je očitavanje sile na obje vage i sile na dinamometru užeta. Istraživanja su obuhvatila 62 ispitanika obaju spolova u dobnom rasponu životne dobi između 18 do 50 godina i različitih zanimanja, tjelesne težine ispitanika bile su u rasponu krajnjih vrijednosti od 600 do 1100 N, te visine od 162 do 195 cm. Shema navedenog pokusa prikazana je na slici 65.



Sl. 64. Model presjeka abdomena prikazan kao harmonijska funkcija stojeće visine subjekta.

Preuzeto iz Jurčević, 1994 [58]



Sl. 65. Prikaz položaja ispitanika u mjerenju mehaničkog kapaciteta kralješnice ispitanika u polupognutom položaju

Preuzeto i modificirano iz Labar, 1983 [59]

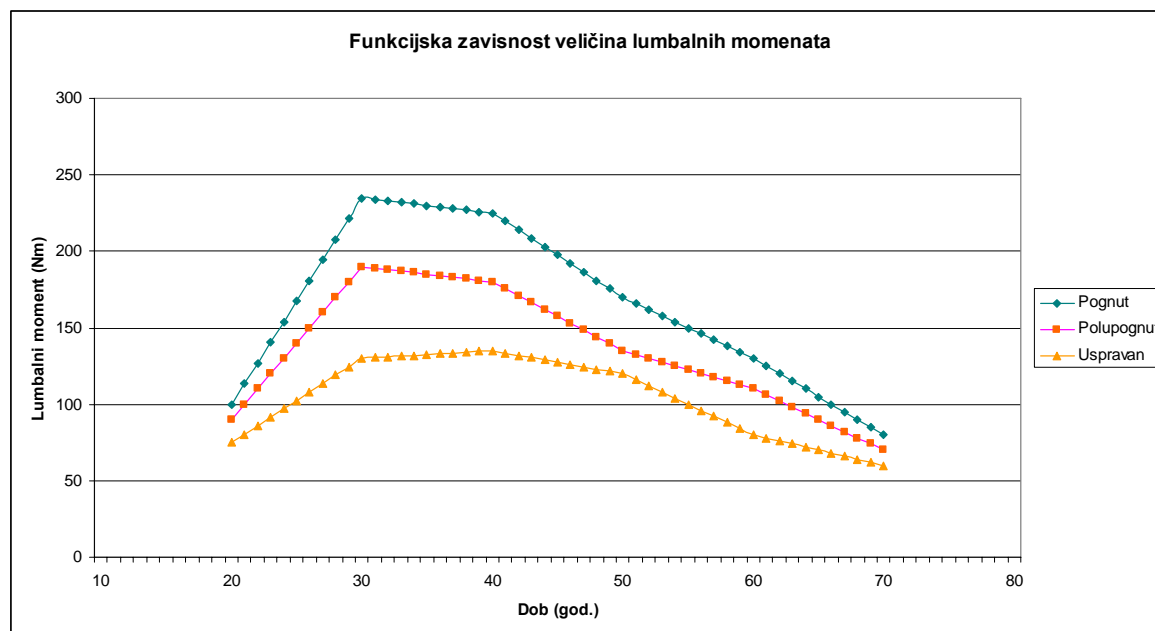
Fotografije koje su se koristile u radu [59] bile su izrađene u mjerilu 1 mm = 1 cm, s odstupanjem $\pm 8\%$, što bitno nije utjecalo na točnost mjerenja. Razlike u dužinama što nastaju radi perspektivnog efekta pojedinih bližih i udaljenih točaka od objektiva uzimane su u obzir odabiranjem srednjih položaja.

Nakon pokusa iz razvijenih fotografskih prikaza bile su izrađene i odgovarajuće skice ispitanika, a iz izračunatih je segmentalnih težina i položaja masišta u tih segmenta bio oblikovan sustav djelujućih sila (rezultirajuća ukupna težina, sila u dinamomentru i reakcija u vagi) na temelju čega je bio utvrđen i odgovarajući plan sila kako je pokazano na slici 65.

Na ovaj je način istodobno bila uspostavljena i mogućnost izračunavanja lumbalnog momenta M_l , glede činjenice, kako u kralješničkom mišićju i kralješnici stalno postoji odgovarajuća napetost.

Rezultati mjerenja su podijeljeni po dobnim skupinama i odgovarajućem stavu ispitanika; uspravnom, polupognutom i pognutom stavu.

Dijagram na slici 66 prikazuje funkcijske zavisnosti veličina lumbalnih momenata, a u zavisnosti od dobi ispitanika, i to za uspravan, polupognut i pognut stav ispitanika [60].

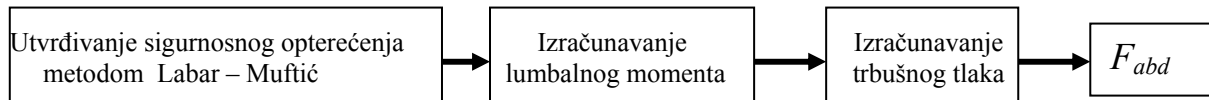


Sl. 66. Raspodjela veličina lumbalnih momenata u muških ispitanika hrvatske populacije za uspravan, polupognut i pognut stav u zavisnosti od dobi ispitanika.

Preuzeto iz Muftić, 1987 [60]

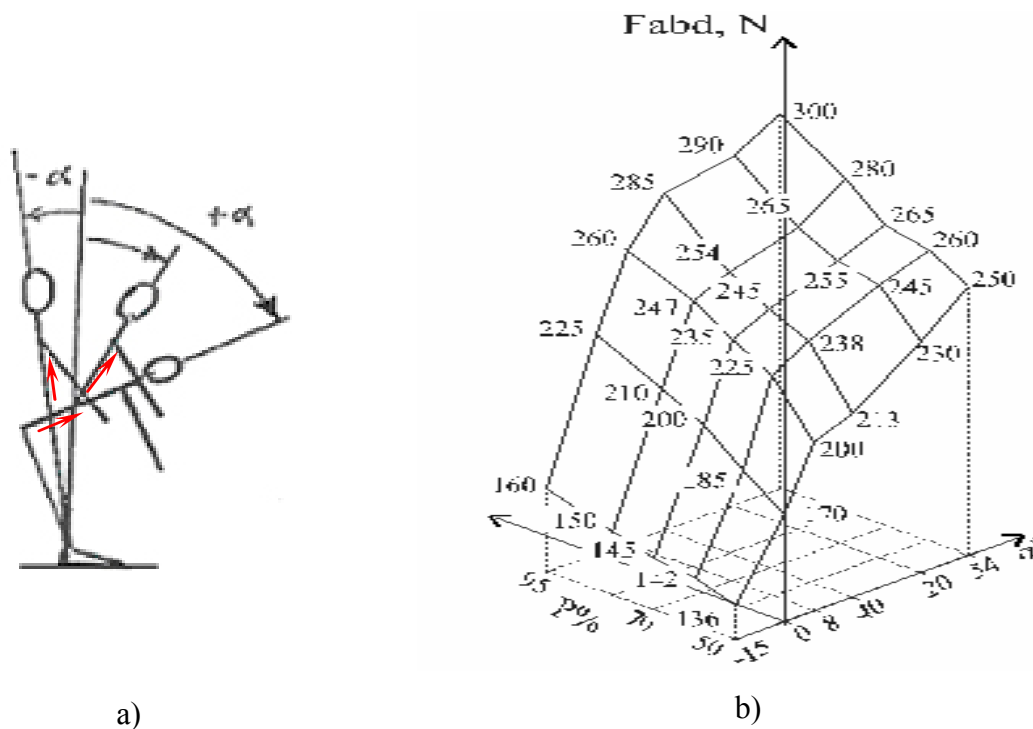
Iz dijagrama je vidljivo da se maksimalne veličine lumbalnih momenata pojavljuju u području dobnih skupina između 30 i 40 godina. Sasvim je očito i to da su lumbalni momenti, što je bilo i za očekivati u uspravnom položaju, po vrijednostima manji od onih u polupognutom ili pognutom stavu, uslijed toga jer je krak sila u uspravnom stavu značajno manji.

U prikazanoj je shemi na slici 67 dat prikaz postupka utvrđivanja intraabdominalne sile F_{abd} kako slijedi:



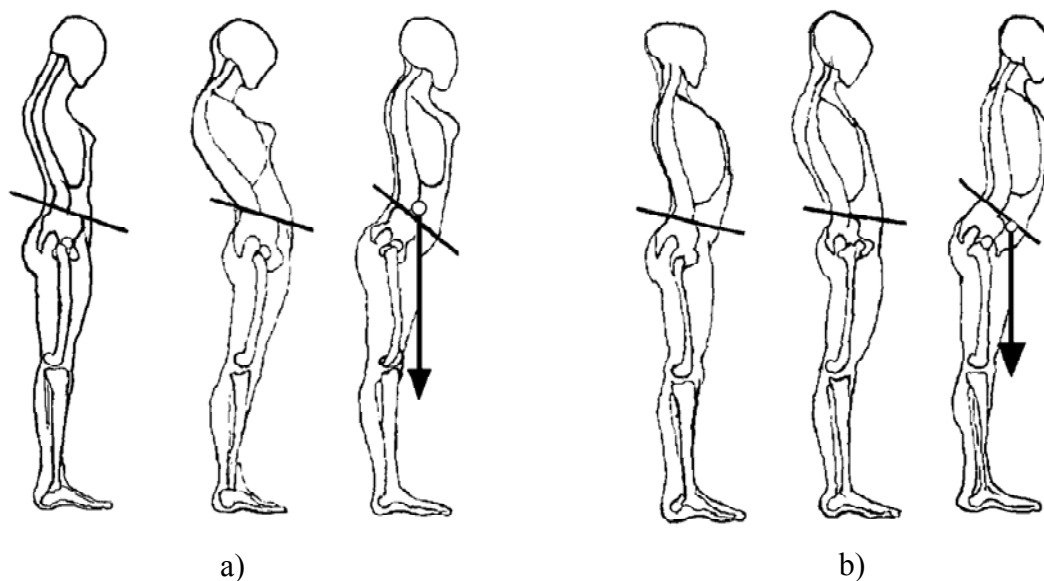
Sl. 67. Shematski prikaz postupka utvrđivanja intraabdominalne sile F_{abd}

S obzirom da je često prikladnije raditi s tzv. abdominalnom silom nego s abdominalnim tlakom, u tom je smislu izračunat dijagram abdominalnih sila F_{abd} u zavisnosti od percentilskih skupina i nagiba trupa pri potezanju užeta s ugrađenim dinamometrom kako je prikazano na slici 68. Ovdje treba naglasiti da se uzima kako je abdominalna sila uvijek približno paralelna sa slabinskom kralješnicom 68 a. Za ženske su subjekte vrijednosti abdominalnih sila u prosjeku manje oko 30% [57].



Sl. 68. Dijagram abdominalne sile (b), u zavisnosti od nagiba trupa (a) i odgovarajuće statističke distribucije za muške subjekte. Preuzeto iz Muftić, 1992 [57]

Kako je vidljivo iz slike 69 razlika u nagibu zdjelične kosti uzrokuje promjene zakrivljenosti u kralješnici i to, različito u žena (a) naspram muških (b) što je uvjetovano prvenstveno u razlici anatomske građe između muškaraca i žena, te činjenicom da vektor ukupne težine prolazi kroz plohu stabilnosti (koja se sastoji od obrisa stopala u podu zatvorenih s tangentama koje zatvaraju plohu). Iz crteža je očividno, da uz stojeći stav čovjeka postoji niz različitih mogućih položaja, a time i pojave intraabdominalnog tlaka.



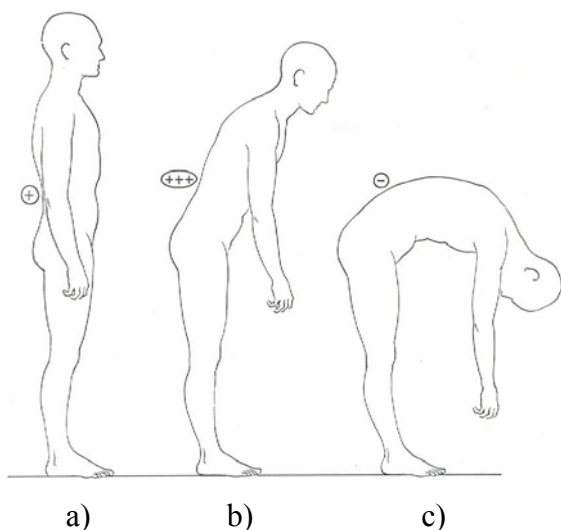
Sl. 69. Razlika u nagibu zdjelične kosti u žena (a) i muškaraca (b)

Preuzeto i modificirano iz Bammes [42]

Kako je poznato pokretljivost je ljudskog lokomotornog sustava uvjetovana kosturom, mišićima koji su povezani s kostima, zatim živčanim sustavom, krvotokom i dišnim sustavom, drugim riječima, može se reći da je svaki stav čovjeka podržavan aktivnostima mišićnih struktura i tjelesnim aktivnostima. Mišići tvore sile a putem živčanog sustava svjesno se na razini voljnih pokreta upravlja njihovim akcijama pa tako i pokretima.

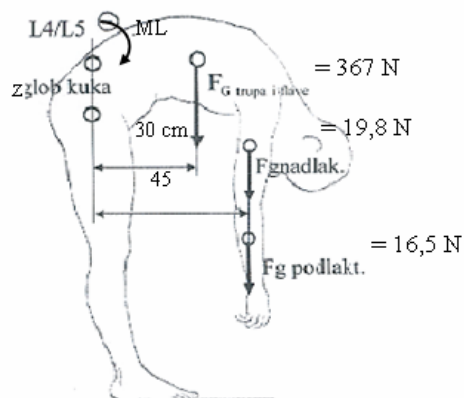
Kako je vidljivo iz slike 70 iz stojećeg položaja čovjeka kada postoji kontinuirana lagana aktivnost a) u mišiću erektoru spinae jest (+), aktivnost postaje sasvim značajna b) (+++) za vrijeme savijanja prema naprijed. Naposljetku, u cjelovitoj fleksiji prema naprijed c), nestaje u erektoru spinae mišićna aktivnost, jer su položaj preuzeli odgovarajući ligamenti (-) [52].

Na temelju potvrđene činjenice da u cjelovitoj fleksiji prema naprijed nestaje mišićna aktivost u leđima dok se veza održava ligamentima, za takav je primjer stava izračunat intraabdominalni tlak kako je prikazano na slici 71.



Sl. 70. Mišićna aktivnost u erektoru spinae tijekom cjelovite fleksije prema naprijed.
Preuzeto iz Evans, 1961 [52]

$$M_L = 142,77 \text{ Nm}; \quad IAT = 10,15 \text{ kPa}$$



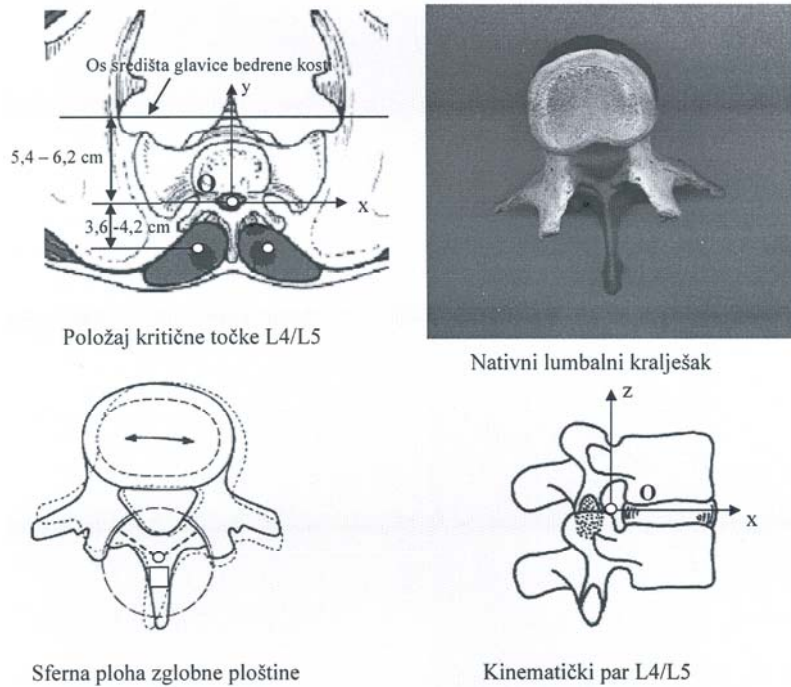
Sl. 71. Utvrđivanje IAT za prikazani položaj sa slike 70.

2.5.4.1. Izbor kritične točke L4/L5

Za procjenu tzv. lumbalnog momenta M_l provodi se geometrijsko anatomsko analizu za izbor “kritične točke” s obzirom na koju treba vršiti redukciju sila koje djeluju na tijelo za vrijeme proučavanja radnog procesa. U dostupnoj je literaturi; Grandjean, Mairiaux, Morris, Stubbs [2, 5, 30, 32] to označeno kao lumbalni moment s obzirom na točku koja se nalazi na razini između četvrtog i petog slabinskog kralješka (L4/L5). Ovakva definicija nije potpuno određena tako da se često misli, da se ta točka nalazi u središtu tijela kralješka i to u području međukralješničkog diska.

Iz pomnije anatomske analize opaža se da se relativna gibanja između dva kralješka zbivaju oko jedne sferne plohe koju oblikuju mali zglobovi, kako je prikazano na slici 72, tako da je u pitanju sferni zglob s tri stupnja slobode gibanja, kojega je središte u naznačenoj točki. Istodobno se opaža i činjenica da se moguće rotacije u horizontalnoj ravnini, mogu dešavati tako da se kralješnička moždina nalazi u neutralnoj osi, čime je zapravo zaštićena od možebitnih tlakova na nju.

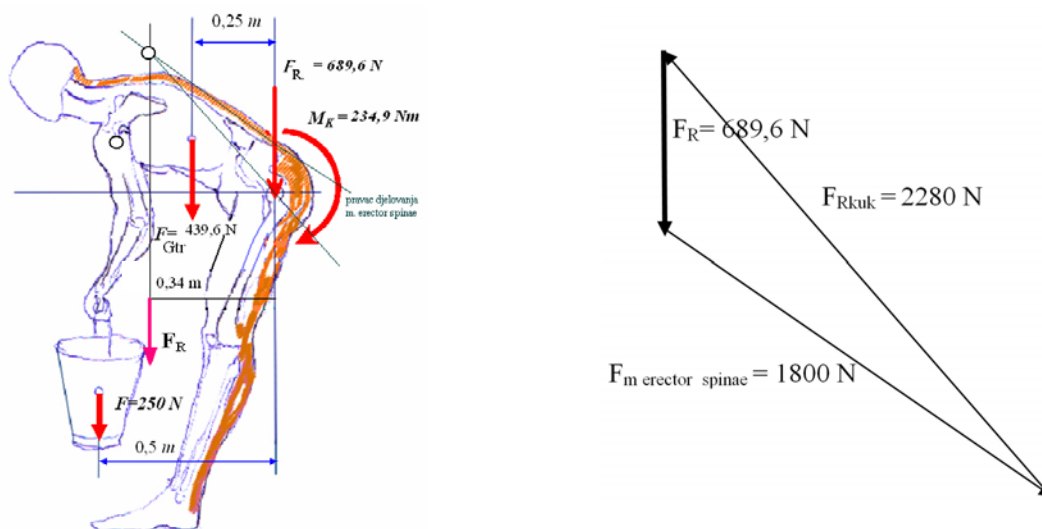
Iz ovog je razloga izabrana za kritičnu točku, točka O koja se nalazi u području kralješničke moždine, kako je prikazano na slici 72.



SI. 72. Izbor kritične točke L4/L5. Preuzeto i modificirano iz Muftić 1976 [43]

U slici 72 je prikazan nativni slabinski kralješak s konstruiranim položajem osi što prolazi središtima glavice bedrene kosti, zatim su nadodane plohe od mišića erctor spinae, u kojem se pretpostavlja da rezultirajuća sila djeluje u naznačenim točkama. Istodobno su izmjerene anatomske dužine koje zavisno od antropometrijske razlike variraju u prikazanim granicama.

Temeljem ovako definirane kritične točke izračunat je lumbalni moment za prigodu dizanja tereta kako je prikazano na slici 73.



SI. 73. Postupak utvrđivanja potrebne veličine momenta M_K

U slici 73 je prikazan postupak utvrđivanja potrebne veličine momenta M_K s obzirom na os što prolazi središte glavice bedrene kosti, koju moraju ostvariti leđni mišići da bi se ispitanik opterećen kako je pokazano nalazio u ravnotežnom položaju prikazanom na slici, gdje su F - težina tereta, F_{Gtr} - težina trupa, ruku i glave a F_R resultantna težina trupa, ruku, glave i tereta.

Kako se iz prikazane slike vidi središte se zgloba kuka nalazi izravno ispod kritične točke na kralješnici, tako da je u ovoj situaciji lumbalni moment istodobno i moment M_K .

2.5.4.2. Metoda redukcije sila i spregova na izabranu točku L4/L5

Ako se ljudsko tijelo u mislima presječe ravninom što prolazi kroz trup na razini slabinskih kralješaka L4/L5 onda se javlja situacija prikazana na slici 74. Postavi li se koordinatni sustav s ishodištem 0 u izabranu točku kralješnice u razini L4/L5, tada su iz zauzetog stava kojega ima ispitanik, te uz poznavanje njegovih antropomjera, definirane karakteristične točke (središta segmentalnih masa i hvatište manipulativne sile ruke F_Q).

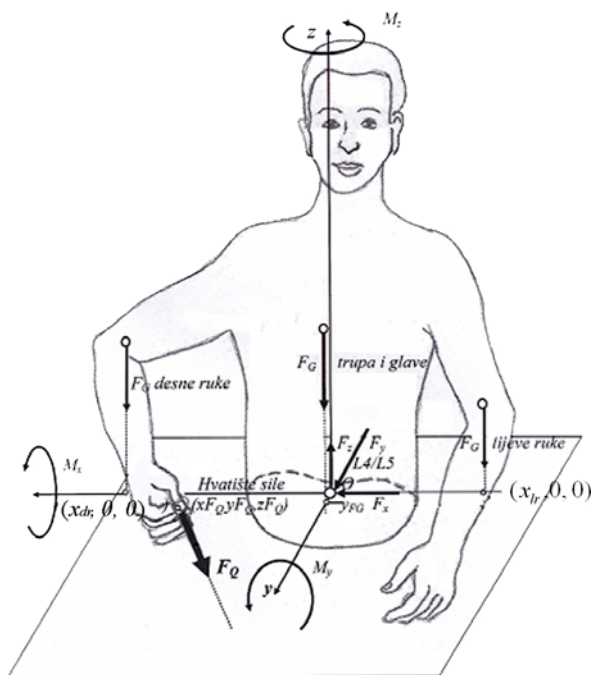
Glede jednostavnosti prikaza određena je težina trupa zajedno s glavom $F_{Gtrupa i glave}$ dok se za desnu i za lijevu ruku uzima u obzir težina nadlaktica, podlaktica i šaka kao zajedničke sile koje su pozicionirane u odgovarajuća središta masa.

Zadana kosa sila što je model drži s desnom šakom, zatvara kuteve α , β , i γ respektivno prema osima x , y , i z . U prikazanoj su slici ucrtane sastavnice rezultirajuće sile F_x , F_y i F_z u točki 0, a uz osi x , y , i z su naznačeni smislovi pozitivnih reduciranih spregova sila.

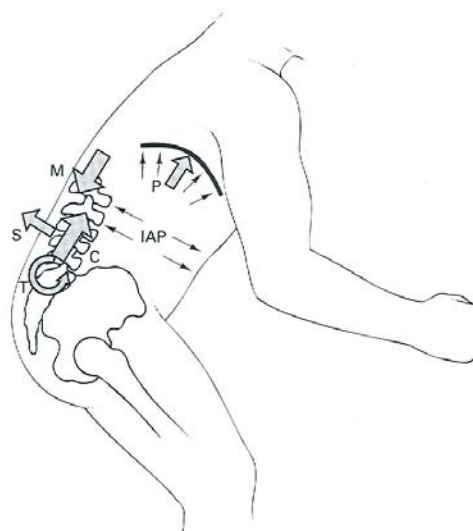
Prilikom pisanja jednadžbi, valja napomenuti da se svaki moment uzima kao apsolutna vrijednost tj. pribraja se bez obzira na predznak koji slijedi prema konvenciji o predznacima.

Ovaj način slijedi iz činjenice da bilo koje djelovanje sile ili sprega izaziva promjene u trbušnom tlaku. Iz ovog se može zaključiti da će u predloženom virtualnom 3D modelu one momente koji prema konvenciji imaju negativne predznake biti potrebno uzimati kao pozitivne.

Slika 75 prikazuje intraabdominalni tlak (IAP) i njegov rezultirajući vektor sile P reduciran u tlačnu silu (C), smičnu silu (S) i momentu (T) te djelovanje trupnog mišića (M). Ovdje su oznake za sile i momente uzete proizvoljno izvan standardiziranih oblika. Slika je navedena da bi pokazala različitosti u pristupu tumačenja opterećenja [27].



Sl. 74. Odabrani trodimenzijski model za prikaz redukcije vanjskog opterećenja na izabranu kritičnu točku 0 ($L4/L5$)



Sl. 75. Intraabdominalni tlak (IAP) i njegov rezultirajući vektor sile P
Preuzeto i mod. iz Kroemer, 2001 [27]

2.6. Virtualni 3D humanoidni modeli

Prilikom virtualnog modeliranja segmenata ljudskog tijela računalnim geometrijskim oblicima potrebno je uvesti neke pretpostavke i pojednostavljenja. Ljudsko tijelo sastoji se od heterogenog materijala te su mu svojstva različita za različite dijelove. Osim toga, postoje razlike u masi segmenata prilikom gibanja glede različitog broja skupina mišića koji sudjeluju pri izvršavanju pokreta pojedinih segmenata tijela, a načelno pripadaju drugim segmentalnim grupama. Usprkos navedenim karakteristikama, u izradi računalnih biomehaničkih 3D humanoidnih modela pretpostavljeno je da su segmenti kruta tijela međusobno spojena u zglobovima.

Također, pretpostavljena je jednolika gustoća po poprečnom presjeku te duž uzdužne osi segmenata. Sljedeća je pretpostavka simetričnost građe tijela kako bi se dobile simetrične vrijednosti za lijeve i desne ekstremitete.

Prilikom oblikovanja trupa načelno je usvojena simetrija kod koje središnja sagitalna ravnina dijeli tijelo na simetričnu lijevu i desnu stranu, a središnja čeona ili frontalna ravnina na simetrični prednji i stražnji dio, pa je stoga trup oblikovan simetričnim geometrijskim tijelom s obzirom na sagitalnu i frontalnu ravninu.

Načelno se uz poštivanje navedenih pretpostavki i pojednostavljenja, tijela virtualnih biomehaničkih modela oblikuju s 16 geometrijskih krutih tijela spojenih zglobovima. Tijelo je podijeljeno na segmente ravninama okomitim na uzdužne osi segmenata na način koji su utvrdili Donskij i Zacijorskij, što je omogućilo uporabu njihovih podataka za utvrđivanje položaja središta masa pojedinih tjelesnih segmenata i regresijskih jednadžbi za određivanje segmentalnih masa.

Glava i vrat smatraju se jednim segmentom, a od gornjeg dijela trupa odijeljeni su ravninom okomitom na uzdužnu os glave koja prolazi grlenom rupom (m. suprasternale). Trup je podijeljen na tri dijela – gornji, srednji i donji dio, odnosno prsni koš (m. thorax), trbuh (m. abdomen) i zdjelicu (m. pelvis). Ravnina koja predstavlja granicu između prsnog koša i trbuha prolazi kroz vršak prsne kosti, a trbuh i zdjelica odijeljeni su ravninom koja prolazi kroz pupak. Zdjelica se proteže od pupka do zglobova kukova.

Segmenti donjih i gornjih ekstremiteta utvrđeni su dijeljenjem udova u zglobnim ravninama koje su okomite na uzdužne osi segmenata. Natkoljenica se proteže od zgloba kuka do zgloba koljena, potkoljenica od koljena do gležnja, a gležanj predstavlja granicu između potkoljenice i stopala. Ruka se dijeli na nadlakticu, podlakticu i šaku s granicama u ramenom zglobu, laktu i zglobu šake [61].

Izrada biomehaničkog modela ljudskog tijela zahtijeva temeljnu pripremu i analizu svakog pojedinog segmenta od kojeg se sastoji ljudsko tijelo. To znači da vjernost prikaza ljudskog tijela ovisi o unaprijed definiranom broju presjeka, pri čemu je segmente ljudskog tijela potrebno dijeliti na manje dijelove.

Kod ljudskog organizma, nijedno svojstvo nije konstantno za neki duži vremenski period. Spol čovjeka također je vrlo značajan čimbenik prilikom modeliranja računalnog 3D modela [56].

Nema poteškoća u razvijanju jasnovezne strukture da predstavi ljudski kostur. Jedino je pitanje razina traženih detalja. Slika 76 prikazuje topologiju simplificiranog prikaza štapnog biomehaničkog modela ljudske figure s 19 neovisnih segmenatalnih dijelova. Realističnije figure će imati prste, nožne prste te karakteristike lica, ali nema temeljnih razlika.

Ako je broj segmenata na leđima i vratu povećan kako bi se približio broju kralješaka kralješnice, tada je izvodiva i glada fleksija leđa, ali je razmjerno tome teško kontrolirati veliki broj novo nastalih segmenata [62]. To može biti pojednostavljeno ako se kralješci grupiraju tako da se određni kralješni segmenti mogu pokretati zajedno (npr. prsni koš, trbuh, zdjelica).

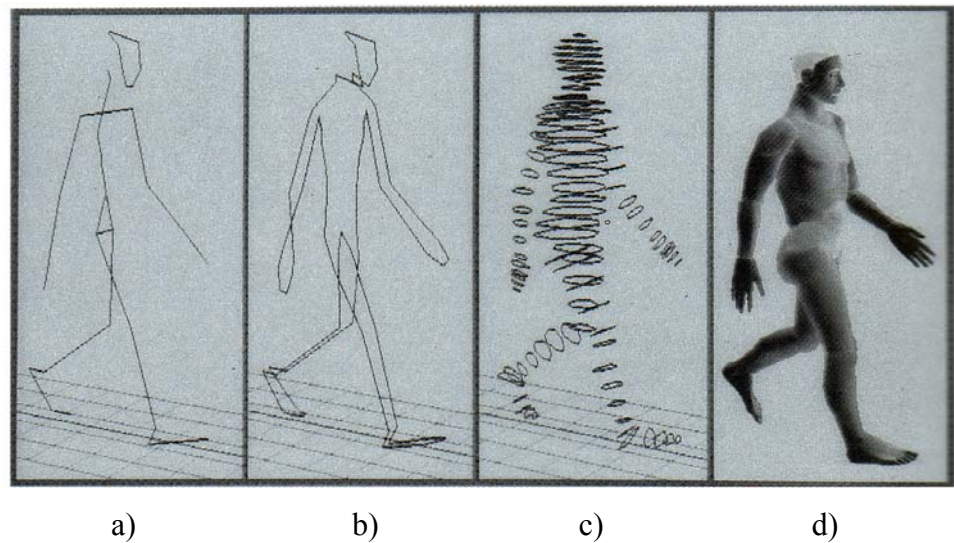
Iako štapna figura vrlo dobro predstavlja ljudski kostur, ne pokazuje točan kontakt s pripadnim površinama ili drugim figurama, glede nedostatka informacija o prostornim veličinama pojedinih segmenata. Nadalje, štapna figura često projicira nejasne tjelesne stavove (npr., nemogućnost da se odredi da li je ruka ispred ili iza tijela).

Koji god se pristup koristi da se napravi čvrsti model ljudskog tijela, mnogi različiti pristupi daju korisne prikaze. Oni uključuju sljedeće:

- prikazi štapnih figura - najbrži i najjednostavniji prikaz, ali ga se može teško protumačiti (slika 77 a)
- prikazi kontura - kada se uspješno nacrtaju, lakše ih je protumačiti nego jednostavne štapne figure, ali poput štapne figure, u nekim orijentacijama mogu biti nejasni (slika 77 b)
- prikaz obrisa - to je realističniji i koristan kompromis između jasnoće prikaza te uspješnog crteža (slika 77 c)
- jednostavni, osjenjeni prikazi - čak i jednostavni, osjenjeni prikazi, poput monokromnog primjera prikazanog na slici 77 d, zahtijevaju opsežnu računalnu obradu u usporedbi s jednostavnijim slikovnim prikazima.



Sl. 76. Štapni
biomehanički
model



Sl. 77. Različiti prikazi ljudskog tijela
a) štapni, b) konturni, c) obrisni i d) osjenjeni
Preuzeto iz Chung, 1987 [62]

Na temelju navedenih statičkih i dinamičkih obilježja ljudskog tijela izrađuje se biomehanički humanoidni model. Vizualizacija i simulacija ljudskog tijela pomoću biomehaničkog modela provodi se na način da se prvo uspostavlja statički karakterni 3D model ljudskog tijela, a zatim se glede ekonomičnosti izvedbe virtualnog modela, dinamička svojstva, metodom računalne animacije pridružuju samo onim dijelovima modela koji su bitni pri izvođenju određene radnje [63].

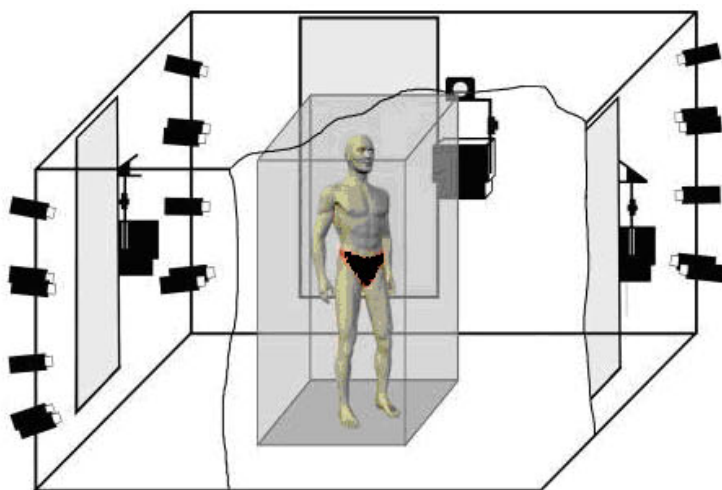
2.6.1. Prostorna digitalizacija ljudskih tjelesnih oblika

Umjesto tradicionalne mjerne vrpce i opreme za određivanje dimenzija i volumena ljudskog tijela može se rabiti i beskontaktna koordinatna mjerna naprava, tzv. digitalni 3D skener. Rezultat stereoskopske izmjere tijela je trodimenzionalni oblak koordinatnih točaka, koji predstavlja mjereno tijelo. Na temelju tih izmjera vrlo je lako izraditi digitalni virtualni model. Uporabom sustava ovakvog mjerenja poboljšava se točnost i učinkovitost u usporedbi s tradicionalnim metodama, a rezultati mjerenja nisu samo mjere objekata, već predstavljaju i njegove oblike i volumene.

Digitalni 3D skeneri sastoje se od jednog ili više (suvremeni mjerni sustavi do četiri) digitalno visoko–rezolucijskih mjernih modula, translatorskih jedinica za pomak uređaja, a vrlo često

sadrže i programska rješenja za određivanje trodimenzionalnih značajki mjernih objekata. Ovisno o konstrukciji i veličini, pokrivaju širok raspon uporabe, oni manji, tzv. stolni modeli idealni su za digitaliziranje vrlo detaljnih objekata manjih veličina [63]. Mini modeli služe za digitaliziranje srednje velikih objekata kod kojih je mjerna rezolucija i sigurnost mjerenja važan čimbenik.

Tjelesni modeli 3D skenera idealni su za računalne 3D animatore, ergonome, antropologe, medicinare, dizajnere i sve one koji žele točan i pouzdan ljudski 3D model. Ovi modeli u mogućnosti su za otprilike 15 sekundi trodimenzionalno skenirati prosječno odraslo ljudsko tijelo i zabilježiti više od 200.000 koordinatno definiranih mjernih točaka (slika 78 i 79). Obzirom da realni ljudi sačinjavaju vrlo široki skup raznovrsnih varijacija oblika i veličina tijela, ova gustoća prostornih mjernih točaka dostatna je za izračun i računalni prikaz vjerodostojnog virtualnog modela. Set skeniranih točaka točno korespondira s 3D tijelom statičkog ili dinamičkog modela i izvrsno predstavlja subjekt u jediničnom vremenu [64].



Sl. 78. *Prikaz optičkog 3D-Matic Michelangelo dinamičkog skenera. Preuzeto iz D'Apuzzo, 2006 [64]*



Sl. 79. *BodySABA tjelesni statični skener*

Računalnim pristupom uzimanja antropometrijskih veličina tjelesnih mjera moguće je za svakog pojedinca odrediti i nekoliko stotina tisuća koordinatnih mjernih točaka koje opisuju prostorni oblik i volumen tijela mjerene osobe. U ovom istraživanju korišten je osmišljen i realiziran trodimenzionalni digitalni skener s tjelesnim mjernim sustavom "BodySABA" (*Body by SARajko BAKsa*) namijenjen prostornom 3D skeniranju objekata u cilju izrade virtualnih 3D humanoidnih modela.

“BodySABA” skener radi na principu računalnog izdvajanja kontura tijela temeljenih na fotogrametrijskim metodama te na osnovu tih informacija gradi virtualni model. Kako bi se uz točnost i preciznost digitalizacije skeniranih modela pridružila i vizualna komponenta površinske koloristike, sustav koristi dobivene fotografske skenove kako bi se izradile realistične teksturalne mape 3D snimljenog objekta te njihovim apliciranjem na virtualni model ostvarila realnija vizualizacijska predodžba stvarnih modela. Navedena fotogrametrijska metoda računalnog izdvajanja kontura tijela uz apliciranje izvornih površinskih mapa omogućuje uz niske troškove izradu visoko kvalitetnih trodimenzionalnih virtualnih personaliziranih humanoidnih modela [65].

Većina se istraživanja prilikom konstrukcije geometrijskog modela ljudskog tijela usredotočuje na postupak uzimanja niza površina omeđenih koordinatnim točkama trodimenzionalnog mjernog oblaka. Ovime se utvrđuje znakovito isti model tjelesne strukture osobe koji odgovara određenom točkastom oblaku i opisuje tjelesne mjere dotičnog karaktera. Cjelokupni virtualni ljudski model napravljen je poznavanjem volumena i presjeka tijela te mehaničkog ponašanja tijela tijekom dinamičkog kretanja [66].

Drugi sustavi digitalizacije tjelesnih podataka, tzv. unutarnji 3D skeneri (*eng. dcap*) nude informacije o unutarnjoj strukturi ljudskog tijela. To uključuje X-ray slike, aksijalne tomografske slike (*eng. CT sken*), slike magnetske rezonance (*MRI, eng. magnetic resonance images*) te slike tomografije isijavanja pozitrona (*PET, eng. positron emission tomography*). CT, MRI i PET skenovi daju digitalne slike koje pokazuju poprečne presjeke tijela (npr., ruke, noge, torza ili glave). Svaka daje potpuno različitu sliku istog fizičkog elementa; CT sken pokazuje strukturu koja je otkrivena konvencionalnim X-zrakama, prvotno kosti te tkiva veće gustoće. MRI pokazuje koncentraciju izabranog tkiva s određenim svojstvima magnetske rezonance, dok PET slike pokazuju strukture u kojima je koncentrirani radioaktivni sastojak. U svim slučajevima rezultat skena je serija poprečnih presjeka ili režanja, skeniranih segmenata tijela.

Uporabom računalnih tehnika moguće je združiti izlazne CT, MRI i PET skenove u jedinstveni čvrsti virtualni model koji tada može biti promatran unutar računalnog zaslona u trodimenzionalnom obliku. Poprečni presjeci mogu biti korišteni da se poboljšaju modeli pojedinih tjelesnih segmenata. Dodatno, vanjskim konturama, CT sken pokazuje kako se kosti povezuju sa segmentima površine tijela, a MRI sken može pokazati staze koje slijede mišići i tetive.

2.6.2. Biomehanička virtualna 3D rekonstrukcija

Kako bi se ostvarila biomehanička 3D računalna analiza ljudskog gibanja, potrebno je provesti digitalizirano snimanje fotografskim aparatima, niskobrzinskim ili visokobrzinskim filmskim kamerama, videokamerama, radiografskim sustavima ili drugim sustavima digitaliziranog snimanja. Korištenjem minimalno dvaju različitih perspektivnih pogleda moguće je odrediti prostorne koordinate mjernih objekata ili tjelesnih markirnih oznaka korištenjem principa fotogrametrije.

Fotogrametrija se dijeli na metričku i interpretacijsku. Zadatak metričke fotogrametrije je precizno dimenzionalno određivanje relativnih prostornih položaja mjernih markera, a interpretacijske fotogrametrije prepoznavanje i identifikacija mjernih objekata. Suvremeni automatski vođeni digitalizirajući sustavi objedinjuju oboje, prepoznavanje i identifikaciju mjernih markera, kao i njihovu prostornu 3D rekonstrukciju [67].

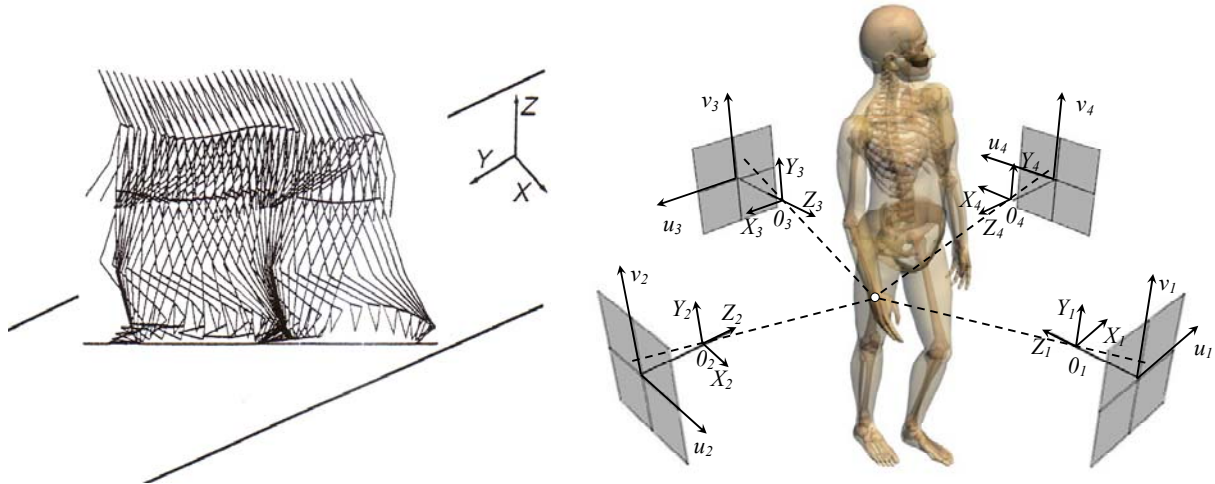
Unutar ovog poglavlja prikazat će se osnovne 3D rekonstrukcijske tehnike, tradicionalne metode kao i dvostupanjske rekonstrukcijske tehnike direktnih linearnih transformacija.

2.6.2.1. Virtualni koordinatni sustav

Trodimenzionalna analiza zahtijeva postojanje najmanje dvaju ili više pogleda iz različitih mjernih ravnina promatranog objekta. Navedeni pogledi mogu biti fotografije, filmski ili video isječci i sl. Svaka mjerna ravnina mora imati definiran koordinatni sustav kamere CCS (*eng. camera coordinate system*). Kod prostorne analize koristi se nepomični koordinatni sustav FCS (*eng. fixed coordinate system*), kako je zorno predočeno na slici 80. Ravnine nepomičnog koordinatnog sustava (FCS) nedvojbeno eliminiraju poteškoće koje nastaju analizom lokalnih koordinatnih sustava LCS (*eng. local coordinate system*). Značajka lokalnog ili relativnog koordinatnog sustava ogleđa se u činjenici da on može biti pozicioniran na pojedinim tjelesnim segmentima.

Na slici 81 zorno je predočen koordinatni sustav četiri kamere (CCS) na kojem je optička os označena Z smjerom, a X i Y osi označavaju horizontalu i vertikalnu pojedine umjerene kamere. Optičko središte pojedine kamere označeno je s O_i . Projekcija ovog koordinatnog

sustava na koordinatni sustav slike ICS (*eng. image coordinate system*), najvažniji je zapis ostvaren u optičkoj točki leća objektiva kamera. Poprimajući dvodimenzionalni izgled, dubinska ravnina w_i se eliminira i ostaju definirane ravnine u_i i v_i , što rezultira smanjenjem mjernih podataka između koordinatnog sustava slike ICS i koordinatnog sustava kamera CCS [68].



Sl. 80. Štapni biomehanički model u FCS nepomičnom xyz koordinatnom sustavu. Preu. iz Andre, 1990 [68]

Sl. 81. Biomehanički model u prostornom CCS koordinatnom sustavu s četiri kamere Preuzeto i modificirano iz Andre, 1990 [68]

2.6.2.2. Rekonstrukcijski postupci

Nakon identifikacije mjernog koordinatnog sustava, računalnom obradom određuju se prostorne pozicije pasivnih ili aktivnih mjernih markera iz njihovih slikovnih koordinatnih mapa kako bi se utvrdile prostorne koordinatne vrijednosti pojedinih antropometrijskih točaka. Glede navedenog na točnost očitavanja pozicija markera utječu vanjski i unutarnji čimbenici. Vanjski čimbenici su prostorne pozicije kamera, a unutarnji karakterne osobine objektiva kamera.

Standardni fotogrametrijski postupci temeljeni su na točnim pokazateljima vanjskih i unutarnjih čimbenika kamera. Pojava greške u bilo kojem od ovih parametara trenutno rezultira greškom i u rezultatu, odnosno u očitavanju prostornih koordinatnih točaka. Unatoč tome, ovi postupci, uz korištenje optimalnih fotogrametrijskih kamera, daju razmjerno dobre

rezultate, poglavito uz uvjet da su sve kamere prostorno ispravno pozicionirane i međusobno umjerene.

U nekim slučajevima, isključivo unutar laboratorijskih mjerenja i kamere koje nisu fotogrametrijske, poradi svojih nedefiniranih i promjenjivih fotogrametrijskih parametara mogu dati razmjerno prihvatljive rezultate.

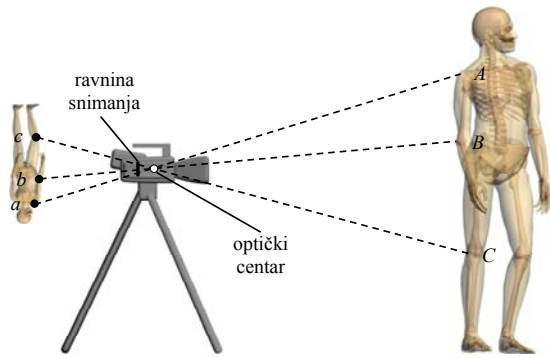
Pozicije kamera tijekom provedbe mjernog postupka mogu biti statične i mobilne te se glede toga razlikuju i metode detekcije i opisa prostornih markirnih pozicija. Najčešće upotrebljavani mjerni sustavi u antropometrijskim i biomehaničkim istraživanjima statične su izvedbe.

2.6.2.3. Rekonstrukcijski postupci statičnih mjernih kamera

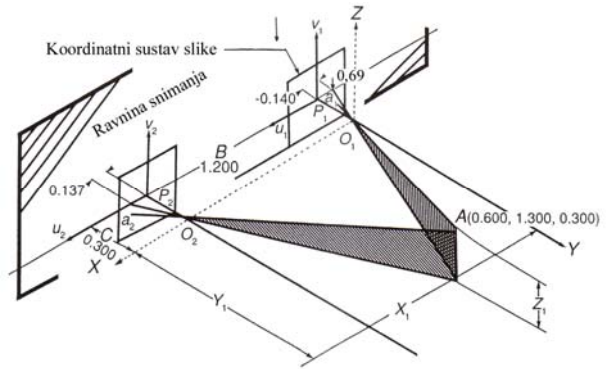
Trodimenzijske rekonstrukcijske tehnike statičnih mjernih kamera mogu se izvesti pomoću dviju ili više kamera. Uobičajeni postupci temelje se na rezultatima koji proistječu od dviju kamera, dok svaka sljedeća mjerna kamera služi za postizanje većih mjernih točnosti. Za statične objekte primjenjivi su digitalni fotoaparati, dok se za dinamične objekte rabe digitalne video kamere ili visoko brzinske filmske kamere.

Princip fotogrametrijske rekonstrukcijske analize zorno je prikazan na slici 82, iz koje je vidljivo da objekt ili mjerni marker korespondira s dobivenim slikovnim prikazom svjetlosnom zrakom koja prolazi kroz optički centar kamere. U slučaju da su navedeni čimbenici mjerno prikladni, moguće je geometrijske relacije rabiti u svrhu određivanja prostornih pozicija objekata ili mjernih markera. Kao što je i razvidno sa slike 82, točke *A*, *B* i *C* promatranog objekta leže na pravcima korespondirajućih mjernih točaka *a*, *b* i *c*.

Između mnogo 3D algoritama izvedenih iz kolinearnih odnosa temeljni fotogrametrijski izrazi primjenjivi su i na analizu ljudskog gibanja. Na slici 83 prikazan je stereofotogrametrijski pristup analize i rekonstrukcije mjernih rezultata utvrđen mjerenjem statičkim mjernim kamerama, pri čemu razmak između kamera iznosi 1,2 m a žarišna duljina 0,3 m.



Sl. 82. Korespondirajući slikovni prikaz mjernog objekta



Sl. 83. Temeljni stereofotogrametrijski mjerni pristup. Preuzeto i modificirano iz Hallert, 1960 [69]

Značajna eksperimentalna približnost u odnosu na realno zbivanje ogleda se u poznavanju eksternih čimbenika mjernih kamera i aproksimacije prostorne pozicije mjernih receptora u odnosu na ravninu mjernog entiteta. Ove približnosti rezultiraju pozicioniranjem optičkih osi kamera u paralelni i okomiti položaj u odnosu na mjerne receptore. Iz osi u_i i v_i proizlazi ključna točka P_i . Svaka pojedina kamera kroz pripadnu optičku os prikazuje svoju ključnu točku. Nepomični koordinatni sustav određen je žarišnom točkom mjerne kamere 1 u O_1 , a kamera je odvojena baznim razmakom mjernih kamera B koji u slučaju sa slike 83 iznosi 1,2 m, a pripadna žarišna duljina C , iznosi 0,3 m. U navedenom primjeru u odnosu na žarišnu točku O_1 znana je i prostorna pozicija mjernog entiteta A i iznosi (0,6 1,3 0,3). Navedene vrijednosti mogu se i izračunati uz pomoć sljedećih izraza [69].

$$X_1 = \frac{(B \cdot u_1)}{p} \quad (10)$$

$$Y_1 = \frac{(B \cdot C)}{p} \quad (11)$$

$$Z_1 = \frac{(B \cdot v_1)}{p} \quad (12)$$

$$p = u_1 - u_2 \quad (13)$$

gdje je: X_1, Y_1, Z_1 – prostorne koordinatne točke mjernog objekta,

B - bazni razmak mjernih kamera,

u_i i v_i – ravninske osi koordinatnog sustava slike,

C – žarišna duljina i

p – korekcijski čimbenik paralakse koordinatnog sustava.

Izrazi 10, 11 i 12 mogu se uopćeno izraziti kao:

$$\begin{bmatrix} u - u_p + \Delta u \\ v - v_p + \Delta v \\ -C \end{bmatrix} = \lambda [M_t] \begin{bmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{bmatrix} \quad (14)$$

gdje je: u, v - koordinate mjernog sustava,

u_p, v_p - detektirane koordinatne točke mjernog sustava,

$\Delta u, \Delta v$ - u i v mjerni otkloni,

C - žarišna duljina,

λ - linearna skalarna veličina,

M_t - (3x3) transformacijska matrica akceptorskog u mjerni koordinatni sistem,

X, Y, Z - mjerni koordinatni sustav i

X_0, Y_0, Z_0 - koordinatni sustav žarišnih točaka.

Navedeni uopćeni matematički izraz stereofotogrametrijske rekonstrukcijske tehnike izveden je za slučaj primjene statičkih mjernih kamera i osnova je za izvedbu mnogih matematičkih izraza koji se rabe u fotogrametrijskim rekonstrukcijskim analizama [70].

Ovaj stereofotogrametrijski matematički izraz rekonstrukcijskih tehnika transformira se u seriju nepoznatih parametara koji su u funkcijskoj vezi s prostornim koordinatnim položajem mjernog entiteta. Razmjerno složenim matematičkim relacijama aproksimiraju se nepoznati čimbenici mjernih kamera. Za određivanje navedenih čimbenika eksperimentalnom metodom potrebno je tijekom postupka kalibriranja točnom izmjerom determinirati mjerne objekte, što se izvodi na dva načina.

U prvom pristupu mjerni kalibracijski entitet se fotografira te se koordinatne točke mjernog sustava i realne prostorne koordinatne točke koriste za određivanje nepoznatih vrijednosti unutar matematičkih izraza. Nakon toga kalibracijski entiteti se zamjenjuju nepoznatim objektima ili mjernim markerima koji se istražuju. Njihovi koordinatni položaji određuju se iz koordinatnih pozicija mjernog sustava i prethodnih analitički utvrđenih vrijednosti. Odstupanja između realnih i računalno dobivenih vrijednosti iznose od 0,01 mm do 5 mm.

Među mnogobrojnim algoritmima trodimenzionalnih rekonstrukcijskih metoda izdvaja se metoda G. T. Marzana, izravne linearne transformacije, koja se rabi u mnogim modelima receptorskih mjernih uređaja, u tehnikama visokobrzinske fotografije i videografije [71].

Trodimenzionalna rekonstrukcijska tehnika izravne linearne transformacije temelji se na izrazu:

$$u_k + \Delta u = \frac{L_1 X + L_2 Y + L_3 Z + L_4}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \quad (15)$$

$$v_k + \Delta v = \frac{L_5 X + L_6 Y + L_7 Z + L_8}{L_9 X + L_{10} Y + L_{11} Z + 1} \quad (16)$$

gdje je: u_k i v_k – koordinate kinematograma,

$\Delta u, \Delta v$ – u i v mjerni otkloni distorzije leća,

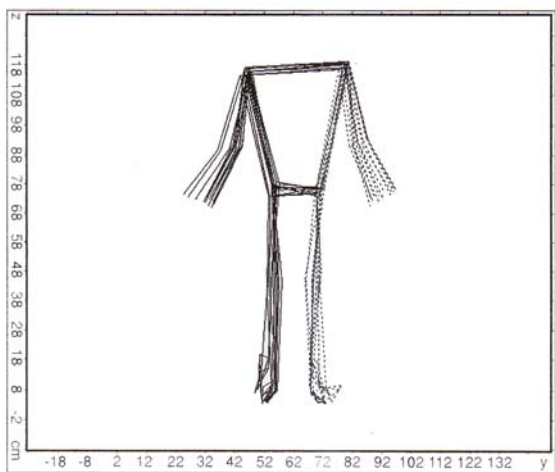
X, Y, Z – prostorne koordinatne točke mjernog objekta i

$L_1 - L_{11}$ – čimbenici izravne linearne transformacije (prostorna pozicija i orijentacija, tehničke značajke i distorzija leća kamere)

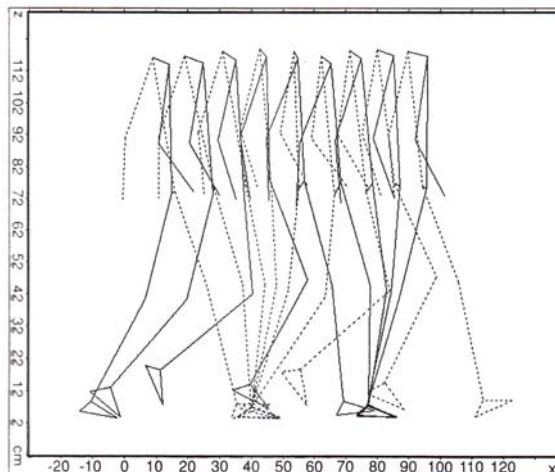
Navedeni izrazi temelj su većine suvremenih video analizatorskih sustava za praćenje pokreta tijela i za razliku od tradicionalnih rekonstrukcijskih tehnika gdje optičke mjerne osi kamera moraju biti međusobno paralelne, ovdje to nije uvjet. Uporabom izraza izravne linearne transformacije kamere se usmjeravaju prema mjernom entitetu čime se minimalizira rekonstrukcijsko odstupanje [72, 73].

Navedena usmjeravanja kamera i mjernog sustava kamera nisu uvijek moguća te je tijekom provedbe eksperimenta potrebno odrediti prihvatljive granične vrijednosti mjernih odstupanja u odnosu na tehničko-tehnološke čimbenike mjernih kamera. Suvremeni objektivi male svjetlosne distorzije vrlo su primjenjivi u stereofotogrametrijskim znanstvenim analizama, bilo uporabom u visoko brzinskim filmskim ili video kamerama. Na slici 84 i 85 prikazan je štapni kinogram ljudskog hoda u frontalnoj i sagitalnoj ravnini izveden uporabom suvremenih, vrlo popularnih, brzih i preciznih ali i nadasve financijski zahtjevnih “Motion capture” sustava, tzv “*mocap*” sustava, temeljenih na izrazima izravne linearne transformacijske analize. Ovi sustavi u mogućnosti su automatski detektirati cjelokupne

pokrete i kretnje stvarnih ljudskih aktera te digitalizirati stvarna gibanja u korespondirajuća ponašanja virtualnih karaktera [74].



Sl. 84. Računalni štapni prikaz ljudskog hoda u frontalnoj ravnini
Preuzeto iz Dapena, 1982 [74]



Sl. 85. Računalni štapni prikaz ljudskog hoda u sagitalnoj ravnini
Preuzeto iz Dapena, 1982 [74]

2.6.2.4. Rekonstrukcijski postupci mobilnih mjernih kamera

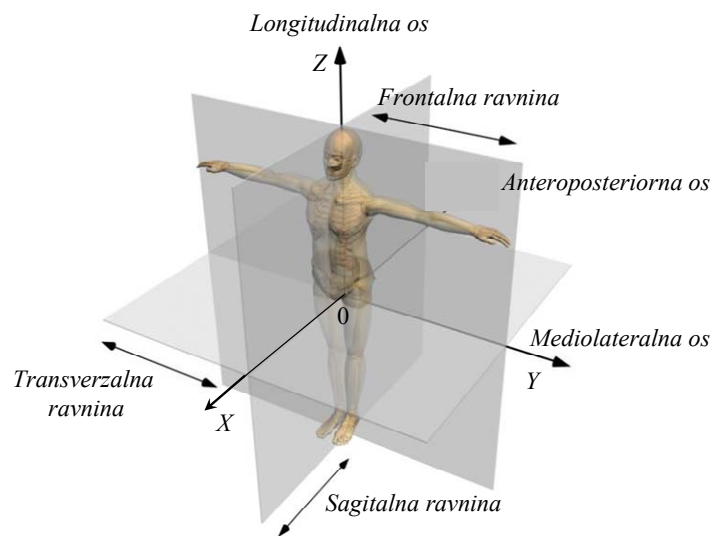
Rekonstrukcijski trodimenzionalni postupci temeljeni na mobilnim mjernim kamerama zahtijevaju složenija umjeravanja i zahtjevnije rekonstrukcijske tehnike. U slučajevima kada se kamera giba uz ili oko mjernog entiteta računalna kinogramska analiza i trodimenzionalna rekonstrukcijska tehnika analiziraju krajnje granice mjerne tehnike.

Primjerice, tijekom studije ljudskog kretanja mjerna kamera može uz sagitalno praćenje mjernog entiteta i rotirati oko njegove uzdužne osi. Nadalje, kamera može ostvarivati vertikalne i horizontalne otklone koji rezultiraju relevantnim utjecajem na projekciju mjernih markera [75, 76, 77].

Kontinuirano ili diskontinuirano trodimenzionalno gibanje mobilnih mjernih kamera kao posljedicu ima generiranje mjernog odstupanja koje se uporabom suvremenih mobilnih mjernih kamera i 3D tehnika umjeravanja i rekonstrukcija može svesti na prihvatljive vrijednosti [78].

2.6.3. Prostorno pozicioniranje čovjeka

Smjesti li se čovjek u trodimenzionalni prostor, kako je prikazano na slici 86, tada se odnos njegova tijela prema okolišnom prostornom sustavu može definirati koordinatnim poretkom [79]. Na slici je prikazan rengenogramski prikaz čovjeka s ucrtanim koordinatnim sustavom X , Y i Z . Uz svaki je par osi pridružena i odgovarajuća ravnina, što rezultira ravninama $0XY$, $0YZ$ i $0XZ$ [80].



Sl. 86. Osnovni tjelesni ravninski presjeci i pravci

Obzirom da se primjena koordinatnog uređenja primjenjuje na čovjeka, navodi se medicinsko nazivlje koje opisuje pojedine ravnine. Ravnina $0XY$ se naziva transverzalnom ravninom; ravnina $0XZ$ se naziva sagitalnom ravninom a ravnina $0YZ$ se naziva frontalnom ravninom.

Pomaci točke 0 u smjeru pozitivne osi X nazivaju se ventralnim, a u negativnom smjeru dorzalnim. Pomaci u smjeru pozitivne osi Y nazivaju se lijevim lateralnim, a u negativnom smjeru desnim lateralnim pomacima i napokon pomaci točke 0 u smjeru pozitivne osi Z nazivaju se kranijalnim, a u negativnom smjeru se nazivaju kaudalnim pomacima.

Ako se koordinatni sustav pomakne iz svojeg položaja paralelno svojim osima u karakterističnu točku središta masa, koja se uobičajno naziva težištem, tada se taj položaj koordinatnog sustava naziva glavnim središnjim položajem koordinatnog poretka ili sustava. Uz ovo treba svakako spomenuti da je središte masa točka koja unutar tijela mijenja svoj položaj u ovisnosti o obliku čovjekova položaja tijela. Tako, primjerice ako podigne ruke uvis, i položaj će se središta masa pomaknuti prema gore u odnosu na položaj težišta u stavu kada su ruke promatranog ispitanika spuštene niz tijelo.

2.6.4. Strukturna shema biomehaničkog modela čovjeka kao kinematičkog lanca

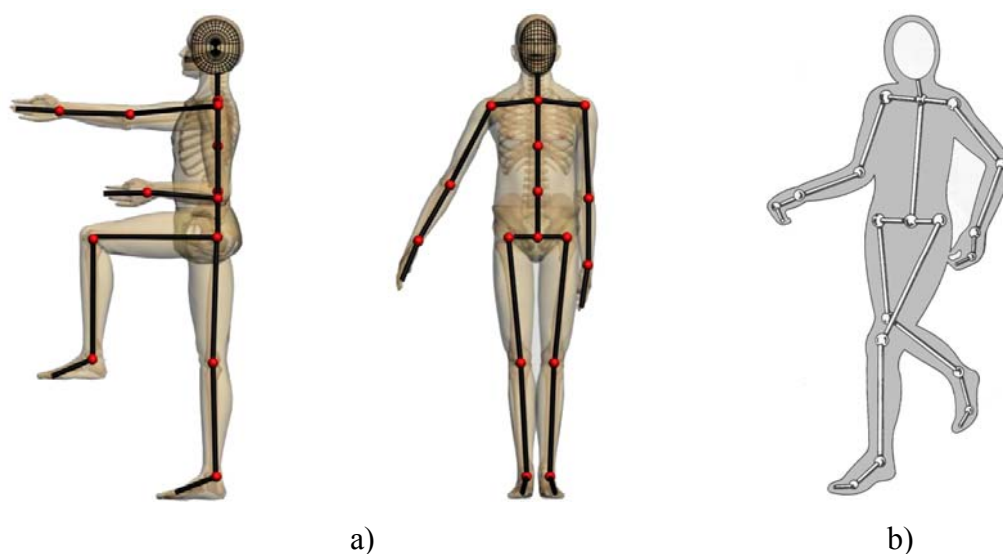
Biomehaničke se zakonitosti gibanja čovjeka uglavnom temelje na eksperimentima. Ovi eksperimenti sadrže mjerenja položaja, brzina, ubrzanja, sila, momenata itd., tijekom izvođenja raznovrsnih ljudskih djelovanja. Ovdje je uključen i hod čovjeka kao jedinstven i individualan fenomen kretanja organizma, zatim raznovrsne sportske aktivnosti, kao i opsežna djelovanja tijela tijekom radnih aktivnosti ili odmora. Rezultati ovih istraživanja svoju praktičnu primjenu nalaze u medicini, fizikalnoj terapiji, ergonomiji, studiju rada, kineziologiji, itd., a glede ostvarivanja mogućeg matematičkog opisa ljudskog gibanja uvedene su sljedeće temeljne postavke: ljudski organizam se predočuje mehanizmom koji je sastavljen od članova, odnosno kostiju koji su međusobno povezani u niz kinetičkih lanaca te mišićnog sustava kao pokretačkog dijela tog mehanizma, nadalje glede mehaničke čvrstoće kostiju one se smatraju krutim tijelima, a zglobove veze među njima se dijele u tri skupine: zglobovi s jednim stupnjem slobode gibanja, zglobovi s dva i zglobovi s tri stupnja slobode gibanja. Izuzetak za posebna razmatranja čine zglobovi koji imaju promjenjivi broj stupnjeva slobode gibanja. Takav je, primjerice koljenski zglob čovjeka koji u ekstenziji ima samo jedan, a u fleksiji dva stupnja slobode gibanja.

Poradi prethodnih postavki i pojednostavljenja, moguće je strukturnu shemu ljudskog kostura definirati kao kinematički lanac. Strukturna shema ljudskog kostura uzima se kao sustav koji je sastavljen od jednog zatvorenog kinematičkog lanca kralješnice s prsnim košem i pet otvorenih kinematičkih lanaca: glave, ruku i nogu. Pokretljivost sustava može se definirati putem broja stupnjeva slobode gibanja, a to je značajno glede eventualne moguće redukcije na razumnu mjeru u svrhu razrade različitih istraživačkih pristupa. Drugi je koristan razlog poznavanja broja stupnjeva slobode gibanja mogućnost matematičke sinergije, odnosno međusobne suradnje nekoliko organa ili mišića u izvedbi nekog pokreta ili neke radnje pojedinih dijelova organizma, i to iz teorijskih i praktičkih razloga.

Strukturna shema čovjekova kostura ima vrlo veliki broj stupnjeva slobode gibanja. Obzirom na to da kostur čovjeka sadrži 95 zglobova s jednim stupnjem slobode gibanja, 80 zglobova s dva stupnja slobode gibanja i 75 zglobova s tri stupnja slobode gibanja, što ukupno daje 250 stupnjeva slobode gibanja. Od toga na gornji ekstremitet ruke s ramenom otpada 28 stupnjeva slobode gibanja a na donji ekstremitet jedne noge 25 stupnjeva slobode gibanja, što znači da gornjim i donjim ekstremitetima ljudskog tijela pripada 106 stupnjeva slobode gibanja što je

oko 40 % od ukupnog broja stupnjeva slobode gibanja. U kralješnici je sadržano 54 stupnja slobode gibanja ili oko 20 % od ukupnog broja. Ostalih se 40 % stupnjeva slobode gibanja ljudskog tijela odnosi na zglobove prsnog koša, vrata i glave. Glede navedenog shvatljiva je sva složenost kinematičkog i dinamičkog proučavanja skeletnog sustava čovjeka. Pojedini autori navode različite brojeve stupnjeva slobode gibanja normalnog skeletnog sustava, od 240 do 300. Ovo je značajno jer pokretljivost računalnog 3D modela ovisi o broju stupnjeva slobode gibanja njegovih gradbenih elemenata.

Čovjekovo tijelo može se unutar računalne 3D analize prikazati kao sustav poluga i pripadajućih sila, koje su njihovi pokretački dijelovi mišići. Pojednostavljeno, ljudsko tijelo može se predočiti kao grupa segmenata povezanih zglobovima, kako je i prikazano na slici 87 a [79]. Na temelju unutarnjeg kinematičkog modela ljudskog tijela izrađuje se vanjski kinematički model koji prikazuje mišićni sustav tijela, gdje unutarnji kinematički model služi kao baza za tu konstrukciju. Računalno se i najsloženija gibanja 3D modela sastoje od različitih osnovnih gibanja u pojedinim njegovim dijelovima i u pojedinim zglobovima slično kao i kod realnog lokomotornog sustava čovjeka, slika 87 b [81].



Sl. 87. *Pojednostavljeni prikaz 3D karakterne animacijske strukture ljudskog tijela*

Virtualni biomehanički model treba obuhvatiti što veći broj stupnjeva slobode gibanja te svojim karakteristikama što bolje simulirati stvarno stanje. Tome najviše odgovara model kinematičkog lanca u kojem su zglobovi veze između pojedinih segmenata modela, dok pri biomehaničkoj analizi i simulaciji gibanja veliki utjecaj na njihovu točnost imaju geometrijske i inercijske karakteristike pojedinih segmentalnih entiteta [82].

2.6.5. Računalna animacija virtualnih 3D humanoidnih modela

Iako ima svoja ograničenja, računalna animacija ljudskih figura je vrlo koristan alat. Osim očite primjene u produkciji animiranih filmova za zabavu i obrazovanje, postoji zanimanje za razvoj u znanstvenoj vizualizaciji za sport i biomehaniku, u simulaciji mikosvjetova [83], te u ergonomske procjeni radnih mjesta [84]. Virtualizacija je također medij umjetničkog izraza, a vizualizirani virtualni plesni izražaj je rastući umjetnički oblik [85].

Za animaciju virtualnih 3D humanoidnih modela, potrebno je: a) dizajnirati i razviti animirani skeletni model s pripadnom bazom podataka kretanja, u svrhu animacije tijela digitalnog karaktera, b) dizajnirati i modelirati 3D model, koji se animira skeletnim pokretima i c) provesti računalnu animaciju interakcija virtualnog modela s pripadnim okolišnim sustavom [86].

Da bi se virtualnim 3D entitetima animacijskim metodama i postupcima uspješno dala iluzija životnosti i osobnog karaktera, potrebno je studiozno i s razumijevanjem proučiti biomehaniku mirovanja i gibanja čovjeka, kao i općenito gibanja svih živih sustava [87]. Problemi su mehanike gibanja živih sustava vrlo složeni, a poglavito u čovjeka, i to obično u razvrstavanju uzoraka pokreta te u njihovoj analizi i sintezi gibanja kada istodobno treba odrediti pokretljivost i upravljanje proučavanog sustava ili skupine sustava.

Tradicionalni pristup animaciji 3D karaktera je uporaba animacije odrednih kinematograma (*eng. key frames*). Ovaj pristup daje vrlo dobre kvalitativne animacijske rezultate, no animativni postupci su vrlo dugotrajni, što rezultira i završnom izrazito visokom cijenom produkcije. Suvremeni i vrlo popularni animacijski pristup temelji se na uporabi tzv. slijednih (*eng. motion capture, mocap*) sustava [11].

Slijedni sustavi moraju biti sposobni detektirati pokrete realnih ispitanika, moraju generirati različite ravninske prikaze i predodžbe virtualnih karaktera i moraju translirati stvarno snimane pokrete realnih humanoidnih modela na virtualne karaktere u virtualnim okolišima. Svim slijednim sustavima svojstvena je mogućnost pohrane snimljenih podataka za kasniju analizu i obradu [79].

Slikom 88 predočen je isječak računalne animacije virtualnog štapnog modela temeljenog na stvarnim pokretima realnog modela čovjeka i zabilježenog autorsko izvedenim slijednim “*motion capture*“ sustavom *VatoSABA 2.1*. (*Vato by SARajko BAksa*), slika 89.



Sl. 88. *Kinematogram računalne animacije virtualnog štapnog modela*



Sl. 89. *Kinematogram slijeđenja ispitanika mocap sustavom VatoSABA 2.1.*

Razmjerno lako uporabni sustav kontrole pokreta trebao bi ponuditi lak i prirodan način specificiranja pokreta, a onda bi iz toga trebao generirati i realističnu animaciju. Većina sadašnjih sustava animacija rade kompromis između ova dva zahtjeva. Na primjer, u tradicionalnoj odredno-kinematogramskoj animaciji (u kojem je referentni pokret specificiran odrednim kinematogramima, a srednji su položaji naknadno interpolirani), kvaliteta pokreta je većinom direktno proporcionalna broju odrednih položaja koji su specificirani. Iako računalo izračunava središnje kinematograme, operateru još uvijek ostaje da riješi veliki broj nekreativnih i napornih detalja (npr., sve rotacije zglobova) u svakom odrednom kinematogramu. Ako su željeni pokreti složeni, operater, radije nego sustav, radi više kontrolnih pokreta.

Najstariji i donedavno najbolji pristup animaciji ljudskog pokreta uključuje kopiranje stvarnih pokreta živih subjekata. U animacijskoj industriji poznata kao metoda rotoskopije, ova je tehnika standardni pristup prikupljanju podataka u biomehanici; pokret je snimljen na film ili video iz barem dva smjera pod pravim kutem, a tada se primjenjuju digitaliziranje i filtriranje kako bi se dobile skupljene koordinate svih segmenata tijela [85]. Korištenjem specijalne instrumentacije, poput goniometra, može se također snimiti i živi pokret, te odnedavno korištenjem kamera koje detektiraju svjetleće diode ili da subjekt nosi potpuno instrumentirano podatkovno odijelo [88]. Uporaba ovih animacijskih pristupa je ograničena glede nedostatka općenitosti; svaki različiti uzorak pokreta mora biti snimljen odvojeno, no i kao takvi vrlo su važni u utvrđivanju podataka za biomehanička istraživanja, tako da animacija ove vrste ima posebno mjesto u biomehaničkim studijama ljudskih pokreta.

Precizno poznavanje dimenzija i parametara ljudskog tijela te tvorba virtualnog biomehaničkog modela koji će što bolje simulirati stvarno stanje temeljni je zadatak prilikom računalne analize i izvedbe virtualnog gibanja računalnog modela. Glede toga je, pored linearnih mjera i udaljenosti između pojedinih točaka na tijelu čovjeka, koje se obično mjere u biološkoj antropologiji, npr. visine ili duljine pojedinih dijelova tijela, potrebno i poznavanje segmentalnih masa kao i njihove raspodjele u odnosu prema izabranom koordinatnom poretku, odnosno potrebno je poznavanje dinamičkih momenata tromosti pojedinih tjelesnih segmenata, s obzirom na središta masa svakog segmenta te ukupnog središta mase cijelog tijela. Utvrđivanje statičkih antropomjera podloga je i za izračunavanje dinamičkih antropomjera [89].

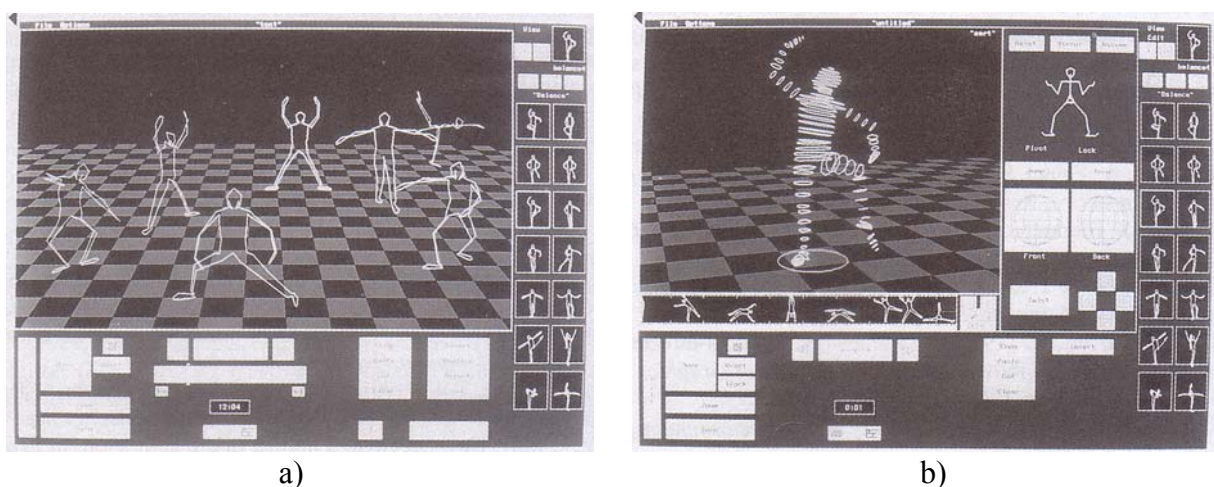
Standardne tehnike računalno potpomognutog dizajna (CAD) mogu biti korištene da definiraju krute modele za svaki pojedini segment. Kruti model segmenta izgrađen je oko kosturnog ili štapnog humanoidnog modela pojedinog virtualnog entiteta. Iako razmjerno točan kruti model ljudskog tijela može biti definiran za svaki pojedini segment i stav, nema jednostavnog načina da se ovaj kruti model izradi upravo onako kao što se zglobovi savijaju, tkivo deformira s promjenom položaja ili kako se odjeća miče [62]. Glede toga, mnoge aplikacije predstavljaju pojedine tjelesne segmente krutim modelima te ni ne pokušavaju modelirati deformaciju tkiva kod rotacije segmenata [90]. Drugi problemi s realističnim modelima uključuju potrebu da se predstave karakteristike površine kože i odjeće. Kožu je naročito teško uvjerljivo predstaviti. Odjeća ima vlastiti problem, ako nije uska ili pripijena uz tijelo, kretat će se neovisno o tijelu. Glede toga mnogi prikazi ljudskog tijela pretpostavljaju da subjekti nose tzv. body odjeću ili drugu jako usku odjeću.

Trodimenzionalna računalna animacija može biti predstavljena kao matematički opis i prikaz objekata u pokretu. Ovaj se proces sastoji od modeliranja objekta, određivanja pokreta te iscrtavanja slike. Sve tri faze pridonose izradi računalno animirane sekvence, jer bez njih virtualizacija se jednostavno reducira na generiranje mirnih objekata. Dok operater specificira ideju pokreta, računalo je mora prevesti u stvarne položaje i orijentacije za svaki vremenski korak, odnosno kinematogram. Ovaj se aspekt animacije naziva kontrola pokreta (*eng. motion control*). U jednostavnoj animaciji, gdje su objekti koji će se pokretati neovisni, kruta tijela poput kutija ili apstraktnih simbola, kontrola pokreta je jednostavna, a kako se povećava složenost i objekata i njihovih pokreta, kontrola pokreta postaje temeljno pitanje računalne animacije [91].

2.6.5.1. Sustavi kontrole pokreta

Kontrola pokreta može biti interaktivna, spremljena u baze podataka i programski podržana, visoke ili niske entitetske razine te temeljena na dinamici ili kinematici. Direktne metode kontrole pokreta mogu biti klasificirane kao interaktivne ili programski podržane. Metoda odrednog kinematograma je primjer interaktivne tehnike. Tu operater radi na grafičkoj radnoj stanici kako bi specificirao seriju odrednih položaja tijela ili odrednih kinematograma. Tada računalo matematički interpolira srednje kinematograme kako bi se izradio pokret bez trzaja. To može rezultirati dobrim rezultatima, ali je vrlo zahtijevno glede toga što svaki od kuteva rotacija u zglobovima mora biti specificiran u svakom odrednom kinematogramu. U pisanoj, programski podržanoj animaciji, pokret se može opisati kao formalno pismo, a računalo ga interpretira. Primjeri su sustavi razvijeni da interpretiraju rezultate označavanja plesa, poput Labanotation [92] i Benesh označavanja [93]. Sustavi temeljeni na pismu mogu biti procesorsko i grafički snažni, ali bez baze znanja te neke ugrađene inteligencije, ne mogu specificirati i vizualizirati suptilne humanoidne pokrete.

Primjerice sustav Life Forms je evoluirao u kontekstu razvijanja razumijevanja kompozicije sekvenci ljudskog pokreta u vezi s hijerarhijskim procesom, prostornim pogledima, upotrebi znanja te vizualizaciji pokreta od koncepta do konačne realizacije, slika 90 (a). Odredne scene su izrađene od menija prethodno pohranjenih sekvenci mirovanja ili kretanja tijela. Ako ni jedna od postojećih stavova ili sekvenci nije prikladna za novu kompoziciju, korištenjem interaktivnog pročišćivača sekvenci moguće je izraditi novi stav ili novu sekvencu, slika 90 (b). Editor sekvenci dopušta individualnim stavovima da budu pojedinačno prilagođeni, a sekvencama da budu pročišćene [94].



Sl. 90. Zaslonski prikazi Life Forms programskog paketa. Preuzeto iz Schiphorst, 1990 [94]

2.6.6. Biomehanički modeli ispitanika za izračunavanje lumbalnog momenta

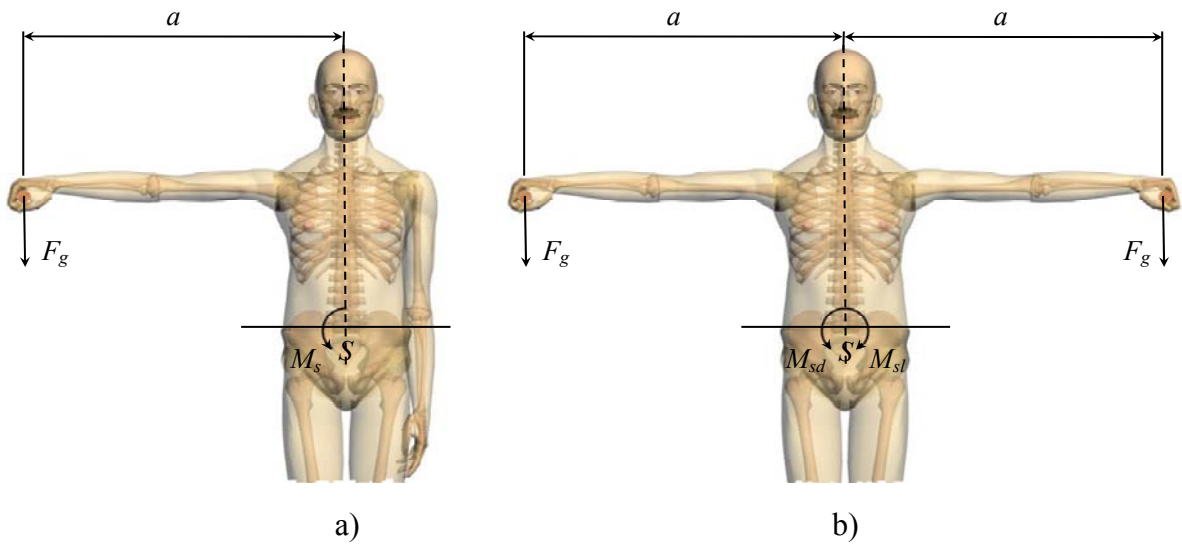
Tijekom izvođenja određenih radnih aktivnosti ljudsko tijelo je u gibanju te se izmjere dinamičkih antropometrijskih pokazatelja temelje na dinamičkoj biomehaničkoj antropometriji. Izvorište za optimiranje okolišnog sustava je njegovo prilagođavanje radu čovjeka, odnosno biomehaničkom modelu ispitanika uz povećanje ekonomičnosti, a napose minimaliziranju potrebnih tjelesnih aktivnosti, što je usko vezano uz smanjenje lumbalnih momenata koji djeluju na ispitanika. Poradi toga prilikom određivanja težina ljudskog rada koji se javljaju unutar okolišnih sustava u obzir se moraju uzeti i pripadne morfo-funkcionalne karakteristike ljudi, racionalnost pojedinih radnih stavova i položaja tijela, kao i racionalnost pokreta i radnih aktivnosti tijekom izvođenja određenih zadataka, te da se ovome prilagode i svi oblici i dimenzije svakog pojedinog okolišnog entiteta.

Modeli za izračunavanje lumbalnog momenta se principijelno dijele na dva oblika: dvodimenzionalne i trodimenzionalne modele. Za razliku od dvodimenzionalnih modela, u primjeru trodimenzionalnih modela čovjeka pojavljuje se dopunska ideja vezana uz fiziologiju pomaka gornjih ekstremiteta. Naime, ako se veličina momenta reduciranog na kralješke L4/L5 razmatra u primjeru kada se ispitanik promatra sprijeda, a u slučaju da je, primjerice, svoju desnu ruku podigao zajedno s teretom u razinu ramena kako je prikazano na slici 91 a, tada će oko lumbalne točke L4/L5 zbog sile težine tereta moment iznositi:

$$M_s = F_g \cdot a \quad (17)$$

Ako u sljedećem koraku ispitanik podigne jednak teret s desnom i s lijevom rukom, a u istoj ravnini, slika 91 (b), tada će moment zbog tereta u slučaju da ispitanika smatramo krutim tijelom, u L4/L5 biti jednak ničtici, no usprkos tome sasvim je očevidno da će se napor čovjeka, a time i tlak u trbušnoj preši povećati proporcionalno veličini momenta koji je zbroj opterećenja lijeve i desne ruke. Iz ovog se zaključuje da će se u onim primjerima kada se ispitanik opterećuje teretima različitih težina u svakoj ruci moći odrediti odgovarajući lumbalni moment, s tim da je ukupni moment koji se pojavljuje kao uzrok povećanju tlaka u trbušnoj preši jednak zbroju apsolutnih vrijednosti momenta zbog tereta u lijevoj i desnoj ruci kako slijedi:

$$M_s = |M_{sl}| + |M_{sd}| = 2 \cdot F_g \cdot a \quad (18)$$

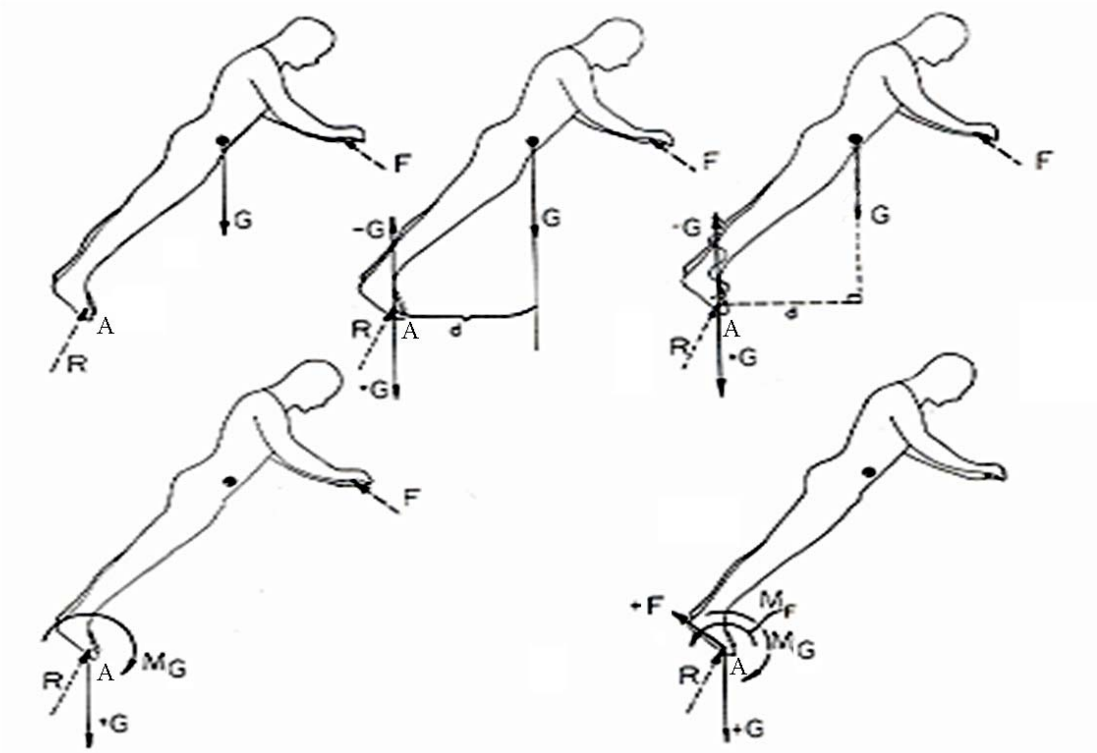


SI. 91. Slikovni prikaz ispitanika pod opterećenjem

a) Ispitanik s podignutom desnom rukom i teretom

b) Ispitanik s podignutim rukama u kojima drži jednake terete

Na slici 92 prikazane su faze u razvitku ravninskog plana položaja sila u oslobođenom tijelu, gdje su pokazane sile koje su u ravnoteži, a potom je pokazana redukcija sila F i G u točku A [52].



SI. 92. Razvoj ravninskog plana položaja sila

Preuzeto iz Evans, 1961 [52]

Kao metodu za određivanje segmentalnih masa, a time ujedno i segmentalnih težina najpodobnije je koristiti regresijsku metodu Donskog i Zacijorskog [16]. Uz navedenu metodu moguće je primijeniti i Muftićevu modifikaciju s tzv. relativnom harmonijskom raspodjelom segmentalnih masa [18].

U proučavanju je ergonomske analize rada potrebno poznavati dimenzije prostora u kojem se analizira zadatak, zatim veličinu i oblik tereta s kojim se manipulira i naposljetku antropomjere u najširem smislu, misleći pri tom na mase segmenata ljudskog tijela, položaje njihovih središta masa u prostoru, kao i položaj ukupnog težišta te težinu ispitanika. Slijedeći je korak izabrati odgovarajući biomehanički model, pri čemu se treba definirati oblik i način opterećenja modela.

U okviru ovog rada, korišten je trodimenzijski modela čovjeka u virtualnom prostoru. Ovakvi modeli imitiraju stvarni radni proces, s tim da ih se može analizirati kinematogram po kinematogram s različitim vremenskim odmacima u kojim su položaji tijela “zamrznuti”.

Ovdje se pod pojmom analize misli, da se može za svaki kinematogram, virtualni model po volji manipulirati u prostoru i vršiti mjerenja različitih udaljenosti dijelova tijela, bilo od izabrane referentne kritične točke, ili pak od virtualnog okoliša, čime je riješen problem mjerenja odnosa između čovjeka i njegove radne okoline. To drugim riječima znači, da se izabrana metoda može uspješno koristiti za izračunavanje lumbalnog momenta i prirasta tlaka u trbušnoj preši. Ovakvi su trodimenzijski modeli u značajnoj prednosti pred dvodimenzijskim kako radi točnijeg mjerenja, tako i radi jednostavnosti mjerenja.

Ovdje treba još naglasiti, da se u ovom radu na isti način promatraju određeni virtualni modeli, te da ih se smatra za vanjska opterećenja “krutim tijelima”. Prema tome za svaki statički radni položaj u kojem se ispitanik nalazi u izabranom stavu, vrijedi uvjet stabilnosti cijelog tijela, čime je zadovoljena i definicija sigurnosnog vanjskog opterećenja kod kojeg ne dolazi do pomaka tijela, a koje nužno ne mora biti vertikalno na horizontalnu ravninu.

Što se pak tiče nutarnjih opterećenja u čovjeku, ona predstavljaju vrlo složen mehanički izazov, koji se ne može riješiti jednostavnom mehanikom.

3. EKSPERIMENTALNI RAD

Eksperimentalni dio doktorske disertacije proveden je u stvarnim terenskim uvjetima u zračnoj luci Pleso (Zagreb), laboratorijskim uvjetima na Kineziološkom fakultetu (Zagreb) i računalnom laboratoriju SABALab (Čakovec). Istraživanja provedena u zračnoj luci obavljena su na putničkom zrakoplovu CroatiaAirlines, model Airbus A320, slika 93 i 94.



Sl. 93. *Zrakoplov Airbus A320
na stajalištu*



Sl. 94. *Unutrašnjost zrakoplova
Airbus A320*

Uvodna istraživanja utvrđivanja individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada ispitanika i dimenzionalne izmjere promatranog radnog postupka smještaja putne torbe na za to predviđeno mjesto unutar putničkog zrakoplova Airbus A320 izvršena su unutar realnog zrakoplovnog okolišnog sustava, slika 95. Na temelju tih istraživanja stekli su se temelji za izradu laboratorijskih uvjeta izvedbe eksperimenta unutar prostora Kineziološkog fakulteta, slika 96.



Sl. 95. *Realni zrakoplovni okolišni sustav
Airbus A320*



Sl. 96. *Laboratorijski okolišni sustav
zrakoplova Airbus A320*

3.1. Mjerenje biomehaničkih veličina

Za tjelesne izmjere stvarnih ljudi i njihovih radnih djelovanja unutar okoliša računalne grafike (*eng. computer graphics, CG*), za potrebe virtualnog projektiranja, modeliranja i vizualizacije elemenata pripadnog radnog okoliša i humanoidnih 3D modela ljudi korištene su autorske programske metode i sustavi računalnog laboratorija, Laboratory for Digital Art and Science *SABALab*, Čakovec; prostornog digitalnog tjelesnog skeniranja “*BodySABA, Body by SArajko BAKsa*” i tjelesnu antropometriju “*VatoSABA, Vato by SArajko BAKsa*”.

Na dobivenim virtualnim 3D modelima čovjeka i radnog okolišnog sustava računalnom znanstvenom vizualizacijom izvršena je biomehanička analiza pokreta temeljena na stvarnoj korelaciji u prostoru međudjelovanja čovjeka i pripadnog radnog okoliša. Koristeći parametre biomehaničke analize izračunate su dinamičke antropomjere koje služe za simulacijsku karakternu animaciju. Implementacijom 3D karaktera unutar zahvatnog prostora virtualnog 3D modela radnog mjesta moguće je provesti sva potrebna oblikovanja i izmjene, uz mogućnost biomehaničke 3D rekonstrukcije i analize suodnosa čovjeka i elemenata ili grupa elemenata unutar radnog okolišnog sustava [95].

Uporabom 3D skenera moguće je vjerno i s velikom točnošću u računalo pohraniti stvarne oblike i dimenzije raznovrsnih tjelesnih entiteta. Naknadnim računalnim modeliranjem tako dobivenih 3D objekata i, npr. za 3D model ljudskog tijela provedenom karakternom animacijom uz pomoć odrednih kinematograma ili računalnim slijeđenjem pokreta, moguće je vjerno vizualizirati biomehaničke modele virtualnih osoba.

Znakovita je parametarizacija neorganiziranih pojedinih koordinatnih točaka trodimenzionalnog mjernog skupa točaka. Rezultati provedenih računalnih istraživanja omogućuju površinsko modeliranje iz točkastog trodimenzionalnog skupa ili uzimanje karakteristične, na prostorno koordinatno definiranim točkama zasnovane krivulje.

Da bi se izradio digitalni model na osnovi trodimenzionalnog koordinatnog mjernog skupa točaka, moraju se prepoznati prisutne značajke, koje se zatim rabe za matematičku procesnu triangulacijsku interpolaciju. Metode raspoznavanja značajki mogu se klasificirati u dvije glavne kategorije: površinsko prepoznavanje i volumno prepoznavanje [67].

Računalnim utvrđivanjem individualnih biomehaničkih značajki rada ispitivanog mjernog subjekta i uvidom u tehničko-tehnološku dokumentaciju okolišnog sustava zrakoplova Airbus A320 utvrđena je maksimalna propisima dopuštena masa putne torbe u iznosu od 10 kg te visina od 171 cm na kojoj se nalazi prihvatni prostor putne prtljage. Nadalje, utvrđene su i

ostale relevantne dimenzije okolišnog sustava, primjerice širina centralne staze između sjedala u iznosu od 46 cm koja uvjetuje specifičan tjelesni položaj i način hoda. Utvrđene su i sve ostale dimenzijske karakteristike okolišnog sustava, primjerice širina sjedala u iznosu od 160 cm, visina sjedala s naslonom od 110 cm i dubina sjedala od 55 cm, razmak između redova 28 cm kao i dimenzije standardizirane putne torbe visine 52 cm, dužine 36,5 cm i širine 18,5 cm. Ispitivani mjerni subjekt tjelesne stojeće visine 185 cm i težine 74 kg spada u asteničnu konstituciju tijela i u gornji percentil tjelesnih uzrasta hrvatske muške populacije.

3.1.1. Opis opreme za mjerenje

Glede izrade virtualnih modela u stvarnoj korespondenciji s njihovim realnim izvorima, za potrebe ovog rada primijenjen je sustav prostornog digitalnog trodimenzionalnog tjelesnog skeniranja "BodySABA 0.7." i sustav za trodimenzionalno mjerenje i analizu radnog djelovanja ljudi "VatoSABA 2.1."

Sustav prostornog digitalnog trodimenzionalnog tjelesnog skeniranja "BodySABA" se prilikom konstrukcije geometrijskog modela ljudskog tijela usredotočuje na postupak uzimanja niza površina omeđenih koordinatnim točkama trodimenzionalnog skupa točaka, dobivenog prostornom fotogrametrijskom analizom. Ovime se dobiva znakovito isti model tjelesne strukture osobe koji odgovara određenom točkastom oblaku i opisuje tjelesne mjere dotičnog karaktera [67].

Sustav za trodimenzionalno mjerenje i analizu radnog djelovanja "VatoSABA" temelji se na računalnoj video analizi snimljenog radnog djelovanja iz šest različitih mjernih ravnina promatranog entiteta.

3.1.1.1. Mjerni sustav BodySABA

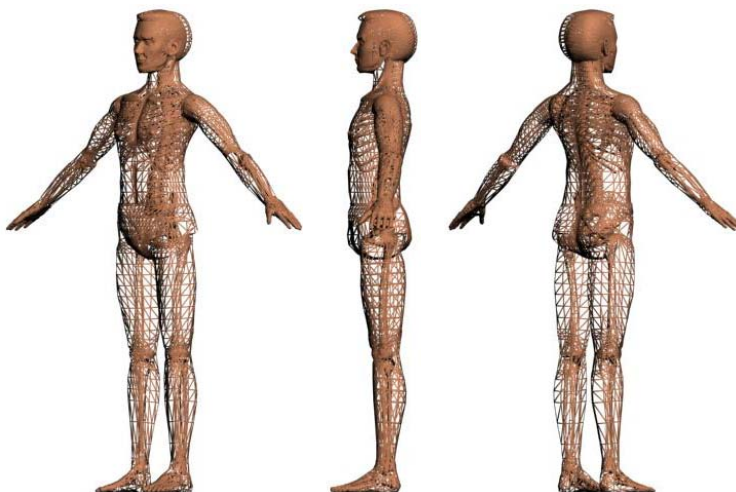
SABALab je osmislio i razvio trodimenzionalni digitalni tjelesni mjerni sustav s mogućnošću virtualnog određivanja tjelesnih dimenzija naziva "BodySABA 0.7.", slika 97. Mjerni sustav je u ranoj razvojnoj fazi, no kako je vidljivo na digitaliziranom 3D prikazu na slici 98 moguće je vjerno prezentirati ispitivani model kao 3D objekt unutar računalnih tehnika trodimenzionalnog digitalnog skeniranja.

Sustav digitalnog tjelesnog skeniranja optičkom mjernom metodom "BodySABA 0.7" kao mjerni modul koristi 8 jedinica 3,3 megapiksela (MP) senzora slike digitalne kamere Olympus CAMEDIA C-160, koje u 3 rotacijska položaja oko longitudinalne osi snime

analizirani entitet, što ukupno rezultira sa 24 planarna snimka iz kojih se naknadnom računalnom 2D obradom izdvajaju konture a 3D prostornom rotoskopskom (preslik) obradom digitalizacije slike modelira promatrani entitet. Podložni uzorak, slika 97., služi za umjeravanje mjernih snimaka tijekom računalnog modeliranja.



Sl. 97. Tjelesno skeniranje sa sustavom “BodySABA”



Sl. 98. Digitalizirani 3D prikaz skeniranog entiteta s pridruženim muskuloskeletnim modelom

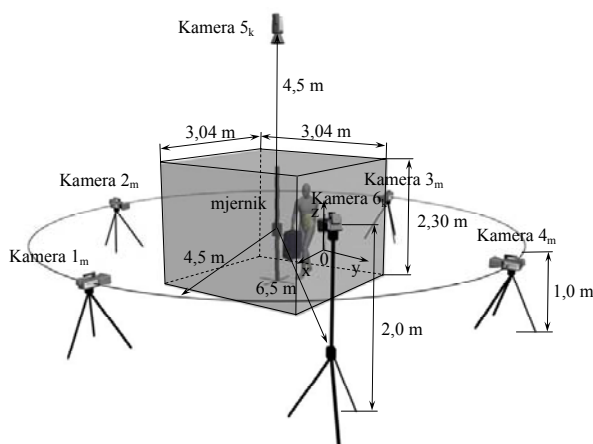
Efektivna količina uporabnih piksela u tijeku digitalizacije iznosi 3,2 MP. Kamera je opremljena primarnim osnovnim (RGB) filterom boja a proces slikovne pohrane vrši se na način piksel mapiranja u SHQ (2,048 x 1,536) rezoluciji. Pohrana se vrši na xD memorijske module kapaciteta 512 MB. Objektiv se sastoji od pet leća grupiranih u četiri grupe, fokusna duljina kamere iznosi 5 mm a maksimalna blenda (otvor) objektivna 2.8. Kamera sadrži pozadinski LCD monitor u boji dijagonale 3,8 cm u rezoluciji 120.000 piksela. Fokus se određuje TTL AF sustavom automatske autofokusne kontrastne detekcije. Radno područje prostire se od 0,5 m do beskonačno u standardnom modu i 0,2 m do 0,5 m u makro modu. Brzina zatvarača promjenjiva je u intervalu 2 – 1/800 sec. ISO osjetljivost nalazi se unutar granica od 50 do 150. Kamera također sadrži automatsko detektiranje i balans bjele boje. Napajanje je riješeno opcionalnim ispravljačem C-3A, AC 100V – 240V, 50 – 60 Hz, DC 3, 3V, 3A. Dimenzije kamere iznose 11,0 x 6,2 x 3,8 cm i mase 154 g.

Mjerni sustav “BodySABA” namijenjen je prostornom 3D skeniranju objekata u cilju izrade virtualnih 3D modela. Sustav je primjenjiv u dizajnu odjeće i obuće, odjevnoj i obučarskoj industriji, automobilskoj industriji, razvoju video igara, izradi virtualnih tijela, kreiranju internet orijentiranih karaktera, internet poslovanju, antropologijskim istraživanjima, ergonomijskim i biomehaničkim studijama, medicinskim aplikacijama, sportskim analizama itd. [96].

3.1.1.2. Mjerni sustav VatoSABA

SABALab sustav i mjerna metoda za trodimenzionalno mjerenje i analizu “VatoSABA 2.1.” metodom rotoskopije digitalizira stvarno snimljena gibanja ljudi u korespondirajuća ponašanja virtualnih 3D karaktera i novi je pristup računalnoj karakternoj animaciji trodimenzionalnih virtualnih karakternih modela. VatoSABA sustav objedinjuje minimalna ulaganja i lakoću izrade kao kod animacije odrednim kinematogramima te preciznost i brzinu izrade kao kod uporabe automatskih slijednih digitalnih sustava [66].

Mjerni sustav VatoSABA, slika 99, koristi šest međusobno kinematografski sinhroniziranih digitalnih video kamera, četiri mjerne i dvije kontrolne. Ovim postavom mjernih kamera pokriven je radni volumen od $21,56 \text{ m}^3$. Za provedbu studijskog snimanja za potrebe ovog rada korištene su europsko standardizirane PAL (720 x 576 piksela, 25 kinematograma/sekundi) digitalne video CCD kamere JVC GR-DV700 E, prikazane slikom 100. Kamere odlikuju deset asferičnih staklenih leća grupiranih u osam grupa kako bi leće rezultirale slikama visoke kvalitete bez deformacija i iskrivljenja slike te visokog kontrasta i malog izobličenja boja, maksimalne blende objektiva u iznosu od F 1,2. Senzor slike kapaciteta je 1,33 megapiksela a podržana je i izrada digitalnih fotografija u maksimalnoj veličini slike od 1600 x 1200 piksela. Video kamera sadrži digitalni ulaz i izlaz (i.Link, usklađen s IEEE 1394 standardom, koji omogućuje veoma brzi digitalno – digitalni prijenos slike sa i na računalo za kasniju računalnu obradu) kao i analogni ulaz. Umjeravanje kamera i rotoskopsko kalibriranje digitaliziranih snimaka vrši se pomoću tzv. mjernog stupa dimenzija 6 x 6 x 220 cm, sa visinskom podjelom na 11 segmenata i mjernim blokom dimenzija 17 x 10 x 25 cm koji se nalazi u središtu stupa i rasterski je uzorkovan kvadratima 3,6 x 3,6 cm..

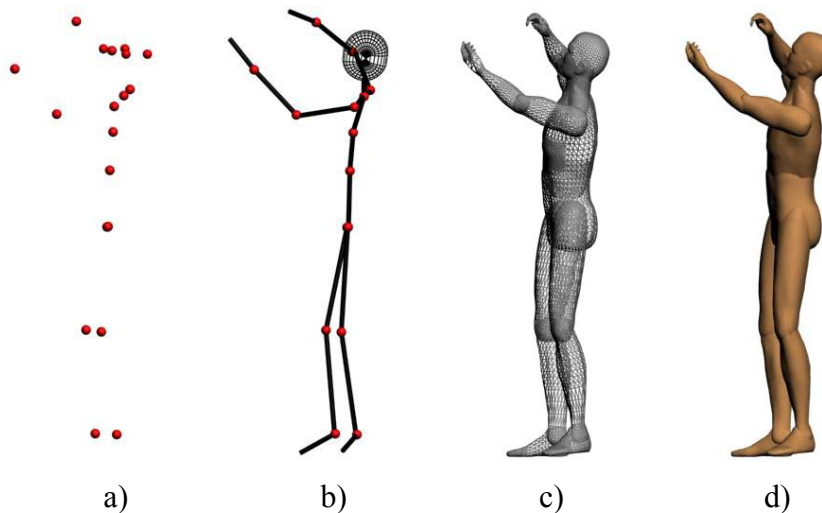


Sl. 99. Postupak snimanja mjernim sustavom VatoSABA



Sl. 100. Digitalna CCD video kamera JVC GR-DV700 E

Na slici 101 prikazan je izdvojeni kinematogram biomehaničkog gibanja realnog modela mjernim sustavom za trodimenzionalno mjerenje i analizu “VatoSABA 2.1.” unutar laboratorijskih uvjeta. Slikom 102 a, b, c i d predočen je kinematogram za zglobni, štapni, prostorni i osjenjeni 3D virtualni model računalne animacije humanoidnog karaktera temeljenog na stvarnom ponašanju realnog modela osobe sa slike 101, zabilježenog sustavom “VatoSABA” te ručnom računalnom rotoskopskom metodom slijeđenja promatranog entiteta.



Sl.101. Studijsko snimanje VatoSABA 2.1. mjernim sustavom

Sl. 102. Isječak računalne animacije virtualnog karaktera temeljenog na ulaznim podacima VatoSABA 2.1. mjernog sustava

Tzv. slijedni mjerni sustavi (*eng. MoCap*) moraju zadovoljiti trojaku ulogu i dva principijelno različita pristupa obrade podataka. Moraju biti sposobni detektirati pokrete realnih aktera, moraju generirati različite slijedne prikaze virtualnih karaktera i moraju prenijeti stvarno snimljene pokrete realnih aktera na virtualne karaktere u računalnim okolišnim sustavima. Svim slijednim mjernim sustavima svojstvena je mogućnost pohrane snimljenih podataka za kasniju analizu i obradu, no sofisticiranije izvedbe ovih sustava, tzv. vremensko stvarni slijedni sustavi, omogućuju prijenos snimljenih pokreta realnog aktera, u stvarnom vremenu, na računalni 3D karakter, što je vrlo korisno za trenutne analize ili brze provjere sustava u realnim okolišnim sustavima ili laboratorijskim uvjetima [67].

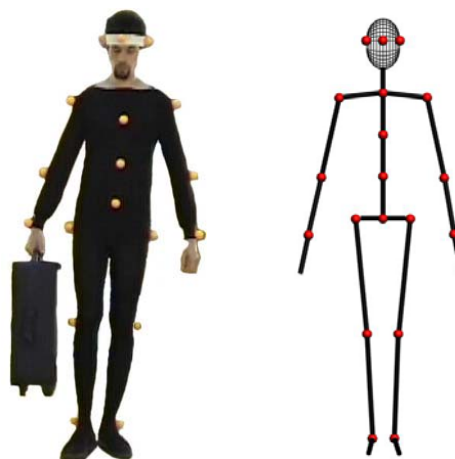
3.1.2. Definiranje ispitnog modela za snimanje pomoću sustava SABA

Ispitanik koji pristupa trodimenzionalnom skeniranju i virtualnom prostornom utvrđivanju antropometrijskih dimenzija tijela pomoću 3D skenera “BodySABA” primjereno je odjeven i zauzima neutralni SabaLAB ispitni položaj kako je prikazano na slici 103. Ispitivanje

mjernim sustavom “VatoSABA” od ispitanika zahtijeva označavanje zglobnih točaka i definiranje tjelesnih kontura, glede toga se na tijelo ispitnog modela postavljaju pasivni prostorni mjerni markeri, sfernog oblika, dijametra u iznosu od 3,5 cm, a sam subjekt je odjeven u odgovarajuću tijesno pripijenu odjeću (*eng. black suit*), kao što je vidljivo na slici 104. Mjerni markeri postavljeni su na antropometrijske točke tijela koje je opipom (palpacijom) razmjerno lako utvrditi, a neophodne su za izradu 3D biomehaničkog modela, slika 104. Primjerena odjeća ima dvojaku ulogu, omogućuje točno pozicioniranje mjernih markera na tijelo i izvršno ocrtava pojedine tjelesne segmente tijekom radnog djelovanja, što u znatnoj mjeri olakšava izradu prostornog virtualnog 3D modela. Izrada virtualnog biomehaničkog modela vezana je uz prostornu poziciju zglobova, određivanje dimenzija segmenata te utvrđivanje orijentacije segmenata u globalnom koordinatnom poretku [97].



Sl. 103. *Primjereno odjeveni ispitni model u neutralnom BodySABA položaju*



Sl. 104. *Primjereno odjeveni VatoSABA ispitnik i 3D štapni model*

Mjerni markeri uvijek su postavljeni od strane jedne osobe kako bi se greška nastala uslijed nedosljednog pozicioniranja minimalizirala. Na ispitanika se ukupno pozicioniraju 22 mjerna markera, kako je prikazano unutar tablice 17.

Tab. 17. *Mjerni markeri u mocap sustavu “VatoSABA”*

Redni broj	Antropometrijska točka	Oznaka	Redni broj	Antropometrijska točka	Oznaka
1	Glava (<i>opisthocranion</i>)	go	12	Sred. srednji dio trupa (prednji)	sctp
2	Glava (<i>eurion</i>)	gel	13	Sred. donji dio trupa (prednji)	ddtp
3	Glava (<i>glabella</i>)	gg	14	Sred. gornji dio trupa (leđni)	gdlt
4	Glava (<i>eurion</i>)	ged	15	Sred. srednji dio trupa (leđni)	sdtl
5	Rame lijevo (<i>acromion</i>)	rl	16	Sred. donji dio trupa (leđni)	ddtl
6	Rame desno (<i>acromion</i>)	rd	17	Kuk lijeve noge (<i>trochanterion</i>)	kl
7	Lakat lijeve ruke (<i>radiale</i>)	ll	18	Kuk desne noge (<i>trochanterion</i>)	kd
8	Lakat desne ruke (<i>radiale</i>)	ld	19	Koljeno lijeve noge (<i>tibiale</i>)	ktl
9	Zglob lijeve šake (<i>stylion</i>)	šl	20	Koljeno desne noge (<i>tibiale</i>)	ktd
10	Zglob desne šake (<i>stylion</i>)	šd	21	Gležanj lijeve noge (<i>malleolus</i>)	gl
11	Sred. gornji dio trupa (prednji)	gdtp	22	Gležanj desne noge (<i>malleolus</i>)	gd

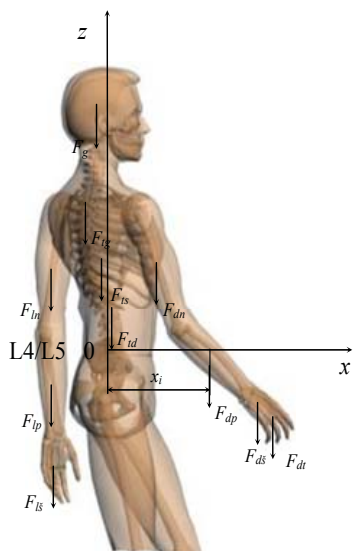
Nakon provedenog snimanja ispitanika podaci se rotoskopski slijedno digitaliziraju te se sve daljnje analize provode unutar programskih aplikacija Maya i 3ds max. Na slici 105 i 106 dan je kinematogramski izvod djelatnog položaja A4 (23/68) u VatoSABA i rengenogramskom 3D biomehničkom modelu ispitanika unutar sagitalne i frontalne ravnine, a na slikama 107 i 108 prikazan je virtualni 3D rengenogramski biomehnički model. Rengenogramski model nastaje združivanjem vanjskog poluprozirnog tjelesnog modela dobivenog skeniranjem i pripadnog modeliranog unutarnjeg kosturnog modela.



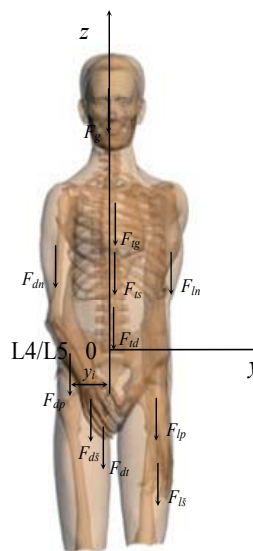
Sl. 105. Kinematogramski VatoSABA i rengenogramski virtualni 3D biomehnički model ispitanika u položaju A4 (23/68) unutar sagitalne ravnine



Sl. 106. Kinematogramski VatoSABA i rengenogramski virtualni 3D biomehnički model ispitanika u položaju A4 (23/68) unutar frontalne ravnine



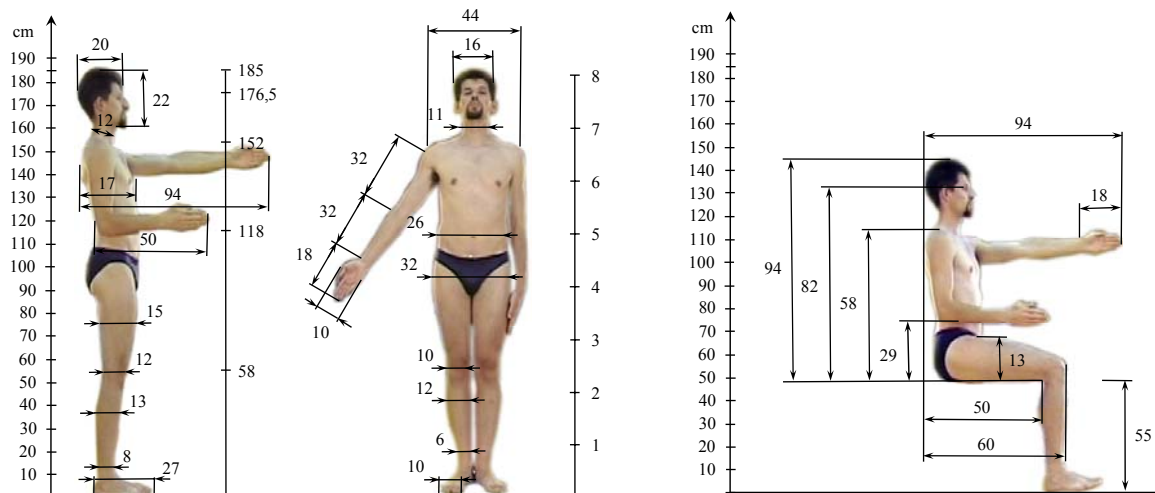
Sl. 107. Rengenogramski virtualni 3D biomehnički model ispitanika za izračunavanje lumbalnog momenta u položaju A4 (23/68) unutar sagitalne ravnine



Sl. 108. Rengenogramski virtualni 3D biomehnički model ispitanika za izračunavanje lumbalnog momenta u položaju A4 (23/68) unutar frontalne ravnine

4. REZULTATI ISTRAŽIVANJA

Ispitanik je antropometrijski obrađen te digitalno snimljen kako bi se provela i računalna antropometrijska analiza. Dobiveni antropometrijski podaci za ispitivani subjekt korišteni su za daljnje analize i prikazani su unutar slika 109 i 110 kao i unutar tablice 18.



Sl. 109. Uspravni muški subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama u cm

Sl. 110. Sjedeći muški subjekt s pridruženim antropometrijskim mjerama u cm

Tab. 18. Tabelarni prikaz izdvojenih antropometrijskih mjera ispitanika

Redni broj	Naziv antropometrijske mjere	Vrijednost (cm)
1	Stojeća visina	185
2	Visina očiju (stojeća)	176,5
3	Visina ramena (stojeća)	152
4	Visina lakta nad podom	118
5	Visina koljena u stojećeg čovjeka	58
6	Raspon ruku	162
7	Duljina ruke mjerena od obrisa leđa	94
8	Duljina podlaktice sa šakom	50
9	Širina ramena	44
10	Debljina trupa (grudi)	17
11	Širina bedra	15
12	Visina sjedenja	94
13	Visina očiju kod sjedenja	82
14	Visina ramena kod sjedenja	58
15	Visina lakta kod sjedenja	29
16	Udaljenost koljena od leđa (sjedenja)	60
17	Sjedeća dužina bedra	50
18	Visina sjedenja nad podom	55
19	Visina bedra sjedećeg položaja	13
20	Duljina stopala	27
21	Širina stopala	10
22	Dužina šake	18
23	Masa	74

* vrijednost mase izražena je u kg

Primjenom regresijske metode Donskoga i Zacijorskoga [16], izraz 2, uz uporabu regresijskih koeficijenata za mušku populaciju, tablica 13, a za pripadne vrijednosti ukupne mase i stojeće visine muškog ispitanika (185 cm i 74 kg) izračunate su mase i volumeni pojedinih tjelesnih segmenata kako je prikazano unutar tablice 19.

Tab. 19. Mase, gustoće i volumeni pojedinih tjelesnih segmenata

Redni broj	Tjelesni segment	m_i	ρ_i	V_i
1	Stopalo L	1,091	0,001095	996,62
2	Stopalo D	1,091	0,001095	996,62
3	Potkoljenica L	2,986	0,001090	2739,12
4	Potkoljenica D	2,986	0,001090	2739,12
5	Natkoljenica L	10,512	0,001050	10011,33
6	Natkoljenica D	10,512	0,001050	10011,33
7	Šaka L	0,474	0,001155	410,09
8	Šaka D	0,474	0,001155	410,09
9	Podlaktica L	1,177	0,001125	1046,13
10	Podlaktica D	1,177	0,001125	1046,13
11	Nadlaktica L	1,979	0,001070	1849,89
12	Nadlaktica D	1,979	0,001070	1849,89
13	Glava i vrat	5,207	0,001110	4690,90
14	Gornji trup	11,263	0,000960	11732,50
15	Srednji trup	11,447	0,001000	11447,10
16	Donji trup	8,782	0,001030	8526,21

gdje je: m_i - masa analiziranog segmenta (kg),

ρ_i – prosječna gustoća analiziranog segmenta (kg/cm^3),

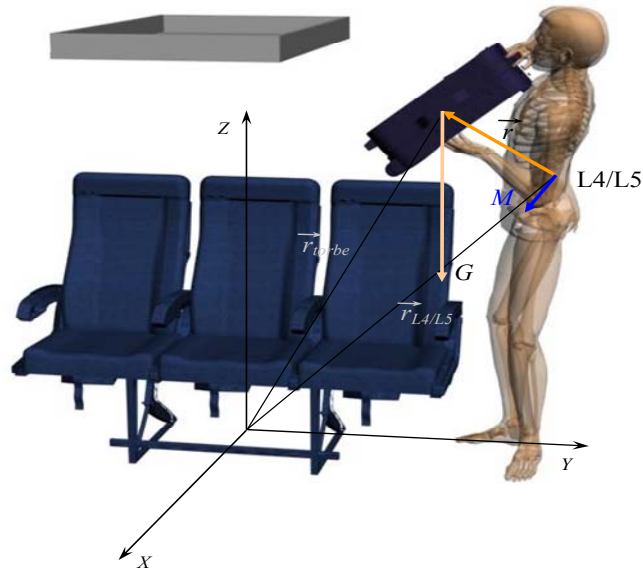
V_i – izračunati volumeni pojedinih segmenata (cm^3)

Središta masa pojedinih tjelesnih segmenata utvrđena su na izvedenom virtualnom 3D humanoidnom modelu ispitanika unutar računalno generiranog pripadnog okolišnog sustava, prema relativnom položaju središta masa dijelova tijela u čovjeka, slika 54.

Prosudba biomehaničkog naprezanja ispitanika, odnosno praćenje promjena tlaka u trbušnoj preši (IAT) provedeno je pomoću izraza 8.

$$IAT = 0,079 \cdot M_l - 1,127 \text{ (kPa)} \quad (8)$$

Unutar slike 111 te izraza 19 – 24 dat je prikaz određivanja lumbalnog momenta zbog djelovanja vanjskog opterećenja tj. tereta za izdvojeni karakteristični položaj radnog djelovanja unutar djelatne skupine B – podizanje za položaj B2 (88/133). Na isti način određuju se i momenti sila težina svakog pojedinog segmenta s obzirom na kritičnu točku L4/L5.



Sl. 111. Rengenogramski virtualni 3D biomehanički model ispitanika sa ucrtanim smjerom djelovanja momenta M na izabranu kritičnu točku O (L4/L5) za djelatni položaj B2 (88/133)

pri čemu je:

$$\vec{M} = \vec{r} \times \vec{F} \quad (19)$$

gdje je:

$$\vec{r} = \vec{r}_{torba} - \vec{r}_{L4/L5} \quad (20)$$

$$\vec{r} = (x_{torba} - x_{L4/L5})\vec{i} + (y_{torba} - y_{L4/L5})\vec{j} + (z_{torba} - z_{L4/L5})\vec{k} \quad (21)$$

\vec{i}

$$\vec{F} = -G\vec{k} \quad (22)$$

odnosno:

$$\vec{M} = \begin{vmatrix} \vec{i} & \vec{j} & \vec{k} \\ x_{torba} - x_{L4/L5} & y_{torba} - y_{L4/L5} & z_{torba} - z_{L4/L5} \\ 0 & 0 & -G \end{vmatrix}$$

(23)

iz čega slijedi da je:

$$\vec{M} = -G(y_{torba} - y_{L4/L5})\vec{i} + G(x_{torba} - x_{L4/L5})\vec{j} \quad (24)$$

gdje je:

$$y_{torba} - y_{L4/L5} = r_y \quad (25)$$

$$x_{torba} - x_{L4/L5} = r_x$$

4.1. Prikaz rezultata segmentalnog radnog djelovanja

Radna djelatnost odvija se u 236 snimljenih i virtualiziranih kinematograma s podjelom na 4 djelatne skupine (A, B, C i D).

U djelatnoj skupini A - pristupno nošenje, unutar poglavlja rezultata i istraživanja izdvojeno je i prikazano pet odrednih kinematograma; 1, 7, 15, 23 i 30 oznaka; položaj A1 (1. mjerni kinematogram / 46. slijedni kinematogram), položaj A2 (7/52), položaj A3 (15/60), položaj A4 (23/68) i položaj A5 (30/75). Djelatna skupina A započinje položajem Ap (1/46) i završava položajem Az (45/90), što sačinjava ukupno 45 analiziranih kinematograma.

Unutar djelatne skupine B – podizanje, izdvojeno je i prikazana su tri odredna kinematograma; 75, 88, 115 oznaka; položaj B1 (75/120), položaj B2 (88/133) i položaj B3 (115/160). Djelatna skupina podizanja B, započinje položajem Bp (46/91) i završava položajem Bz (115/160), što ukupno sačinjava 70 analiziranih kinematograma.

Unutar djelatne skupine C – spuštanje, izdvojeno je i prikazana su tri odredna kinematograma; 655, 683 i 710, oznaka položaj C1 (655/700), položaj C2 (683/728), i položaj C3 (710/755). Djelatna skupina C započinje položajem Cp (655/700) i završava položajem Cz (725/770), što sačinjava ukupno 71 analiziranih kinematograma.

Unutar posljednje djelatne skupine D - odlazno nošenje, izdvojeno je i prikazano pet odrednih kinematograma; 749, 754, 760, 767, i 775, oznaka položaj D1 (749/794), položaj D2 (754/799), položaj D3 (760/805), položaj D4 (767/812) i položaj D5 (775/820). Djelatna skupina odlaznog nošenja D, započinje položajem Dp (726/771) i završava položajem Dz (775/820), što ukupno sačinjava 50 analiziranih kinematograma.

Uz svaki položaj dana je pripadna slika stvarnog i virtualnog 3D biomehaničkog modela uz tabelarne prikaze masa tj. težina, vrijednosti izračunatih krakova sila ($d = r_y$), lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka.

4.1.1. Prikaz rezultata pristupnog nošenja, položaj A

Položaj A1 (1/46)



Image by SABALab 2006

Sl. 112. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A1 (1/46)

Tab. 20. Tabela prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A1

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	8,15	51,08	4,16	5,79
L Nadlaktica	1,98	13,88	19,42	2,70	
D Nadlaktica	1,98	20,43	19,42	3,97	
L Podlaktica	1,18	14,91	11,55	1,72	
D Podlaktica	1,18	31,57	11,55	3,64	
L Šaka	0,47	8,10	4,65	0,38	
D Šaka	0,47	47,68	4,65	2,22	
Gornji trup	11,26	5,49	110,49	6,06	
Srednji trup	11,45	5,48	112,30	6,15	
Donji trup	8,78	5,47	86,15	4,72	
Teret	10,00	52,85	98,10	51,84	

Položaj A2 (7/52)



Image by SABALab 2006

Sl. 113. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A2 (7/52)

Tab. 21. Tabela prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A2

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	8,35	51,08	4,27	5,43
L Nadlaktica	1,98	13,78	19,42	2,68	
D Nadlaktica	1,98	20,35	19,42	3,95	
L Podlaktica	1,18	14,80	11,55	1,71	
D Podlaktica	1,18	31,37	11,55	3,62	
L Šaka	0,47	8,48	4,65	0,39	
D Šaka	0,47	46,69	4,65	2,17	
Gornji trup	11,26	5,48	110,49	6,06	
Srednji trup	11,45	5,48	112,30	6,15	
Donji trup	8,78	5,48	86,15	4,72	
Teret	10,00	48,15	98,10	47,24	

Položaj A3 (15/60)

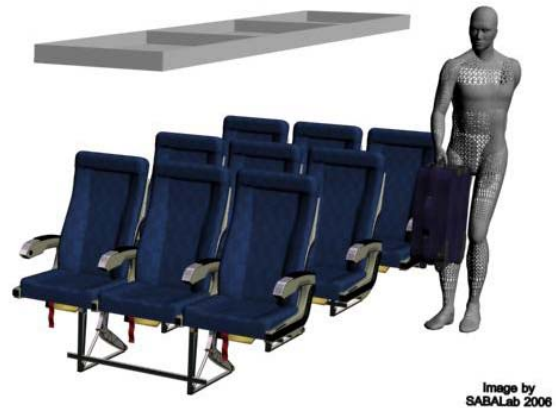


Sl. 114. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A3 (15/60)

Tab. 22. Tabela prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A3

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	8,56	51,08	4,37	5,41
L Nadlaktica	1,98	13,59	19,42	2,64	
D Nadlaktica	1,98	20,14	19,42	3,91	
L Podlaktica	1,18	14,42	11,55	1,67	
D Podlaktica	1,18	31,03	11,55	3,58	
L Šaka	0,47	8,69	4,65	0,40	
D Šaka	0,47	46,75	4,65	2,17	
Gornji trup	11,26	5,48	110,49	6,05	
Srednji trup	11,45	5,47	112,30	6,14	
Donji trup	8,78	5,48	86,15	4,72	
Teret	10,00	47,95	98,10	47,04	

Položaj A4 (23/68)

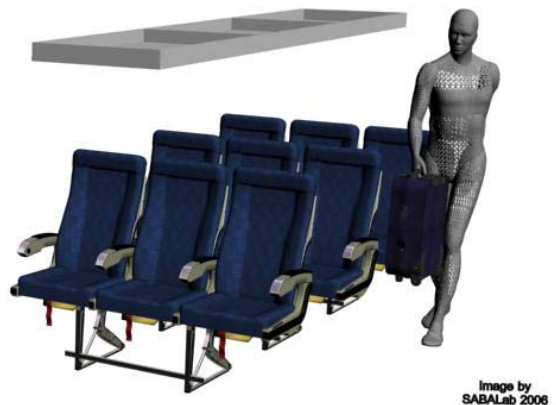


Sl. 115. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A4 (23/68)

Tab. 23. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A4

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	8,76	51,08	4,47	5,46
L Nadlaktica	1,98	13,46	19,42	2,61	
D Nadlaktica	1,98	19,71	19,42	3,83	
L Podlaktica	1,18	13,92	11,55	1,61	
D Podlaktica	1,18	30,05	11,55	3,47	
L Šaka	0,47	8,49	4,65	0,39	
D Šaka	0,47	45,75	4,65	2,13	
Gornji trup	11,26	5,47	110,49	6,04	
Srednji trup	11,45	5,47	112,30	6,14	
Donji trup	8,78	5,47	86,15	4,72	
Teret	10,00	48,95	98,10	48,02	

Položaj A5 (30/75)



Sl. 116. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju A5 (30/75)

Tab. 24. Tabela prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj A5

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	9,10	51,08	4,65	5,41
L Nadlaktica	1,98	14,69	19,42	2,85	
D Nadlaktica	1,98	19,65	19,42	3,82	
L Podlaktica	1,18	15,33	11,55	1,77	
D Podlaktica	1,18	30,84	11,55	3,56	
L Šaka	0,47	8,44	4,65	0,39	
D Šaka	0,47	45,41	4,65	2,11	
Gornji trup	11,26	5,50	110,49	6,08	
Srednji trup	11,45	5,47	112,30	6,14	
Donji trup	8,78	5,48	86,15	4,72	
Teret	10,00	47,53	98,10	46,63	

4.1.2. Prikaz rezultata podizanja, položaj B

Položaj B1 (75/120)



Sl. 117. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju B1 (75/120)

Tab. 25. Tabela prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj B1

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	22,78	51,08	11,64	6,04
L Nadlaktica	1,98	27,35	19,42	5,31	
D Nadlaktica	1,98	5,29	19,42	1,03	
L Podlaktica	1,18	24,48	11,55	2,83	
D Podlaktica	1,18	21,33	11,55	2,46	
L Šaka	0,47	30,01	4,65	1,39	
D Šaka	0,47	32,11	4,65	1,49	
Gornji trup	11,26	14,83	110,49	16,39	
Srednji trup	11,45	8,30	112,30	9,33	
Donji trup	8,78	5,60	86,15	4,83	
Teret	10,00	34,72	98,10	34,06	

Položaj B2 (88/133)



Sl. 118. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju B2 (88/133)

Tab. 26. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj B2

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	18,55	51,08	9,48	5,45
L Nadlaktica	1,98	23,34	19,42	4,53	
D Nadlaktica	1,98	9,91	19,42	1,92	
L Podlaktica	1,18	17,06	11,55	1,97	
D Podlaktica	1,18	17,51	11,55	2,02	
L Šaka	0,47	31,66	4,65	1,47	
D Šaka	0,47	15,80	4,65	0,73	
Gornji trup	11,26	11,95	110,49	13,20	
Srednji trup	11,45	6,58	112,30	7,39	
Donji trup	8,78	5,33	86,15	4,59	
Teret	10,00	36,65	98,10	35,96	

Položaj B3 (115/160)



Sl. 119. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju B3 (115/160)

Tab. 27. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj B3

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	14,00	51,08	7,15	6,18
L Nadlaktica	1,98	22,29	19,42	4,33	
D Nadlaktica	1,98	12,63	19,42	2,45	
L Podlaktica	1,18	34,18	11,55	3,95	
D Podlaktica	1,18	19,75	11,55	2,28	
L Šaka	0,47	49,89	4,65	2,32	
D Šaka	0,47	18,14	4,65	0,84	
Gornji trup	11,26	9,13	110,49	10,08	
Srednji trup	11,45	6,40	112,30	7,19	
Donji trup	8,78	5,53	86,15	4,76	
Teret	10,00	48,04	98,10	47,13	

4.1.3. Prikaz rezultata spuštanja, položaj C

Položaj C1 (655/700)

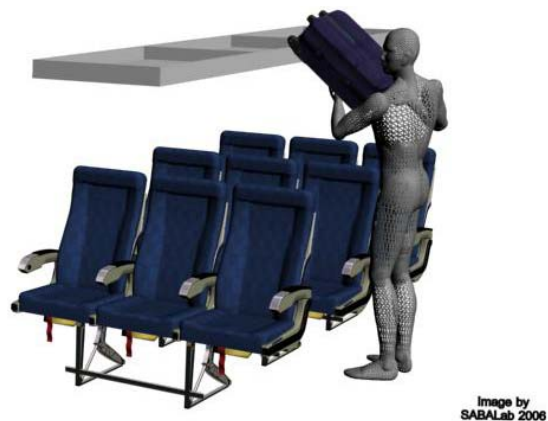


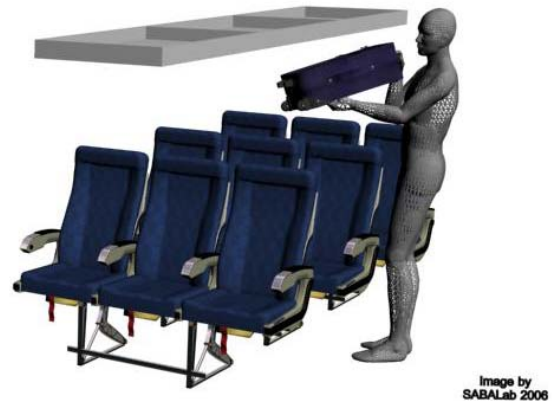
Image by
SABALab 2006

Sl. 120. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju C1 (655/700)

Tab. 28. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj C1

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	10,46	51,08	5,34	5,36
L Nadlaktica	1,98	29,47	19,42	5,72	
D Nadlaktica	1,98	14,37	19,42	2,79	
L Podlaktica	1,18	39,46	11,55	4,56	
D Podlaktica	1,18	19,27	11,55	2,22	
L Šaka	0,47	41,74	4,65	1,94	
D Šaka	0,47	14,69	4,65	0,68	
Gornji trup	11,26	7,49	110,49	8,27	
Srednji trup	11,45	6,20	112,30	6,97	
Donji trup	8,78	5,52	86,15	4,75	
Teret	10,00	39,61	98,10	38,86	

Položaj C2 (683/728)

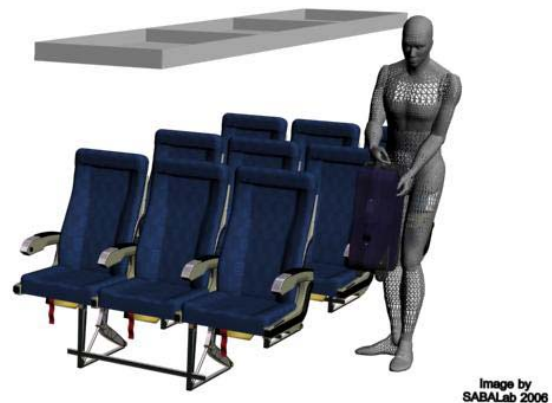


Sl. 121. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju C2 (683/728)

Tab. 29. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj C2

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	3,17	51,08	1,62	4,73
L Nadlaktica	1,98	15,99	19,42	3,11	
D Nadlaktica	1,98	13,62	19,42	2,65	
L Podlaktica	1,18	27,96	11,55	3,23	
D Podlaktica	1,18	13,05	11,55	1,51	
L Šaka	0,47	49,68	4,65	2,31	
D Šaka	0,47	17,87	4,65	0,83	
Gornji trup	11,26	1,57	110,49	1,73	
Srednji trup	11,45	3,53	112,30	3,97	
Donji trup	8,78	5,02	86,15	4,33	
Teret	10,00	49,81	98,10	48,86	

Položaj C3 (710/755)



Sl. 122. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju C3 (710/755)

Tab. 30. Tabela prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj C3

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	19,69	51,08	10,06	6,15
L Nadlaktica	1,98	20,03	19,42	3,89	
D Nadlaktica	1,98	17,83	19,42	3,46	
L Podlaktica	1,18	25,24	11,55	2,91	
D Podlaktica	1,18	22,85	11,55	2,64	
L Šaka	0,47	36,00	4,65	1,67	
D Šaka	0,47	37,88	4,65	1,76	
Gornji trup	11,26	11,56	110,49	12,78	
Srednji trup	11,45	9,03	112,30	10,14	
Donji trup	8,78	6,61	86,15	5,70	
Teret	10,00	37,83	98,10	37,11	

4.1.4. Prikaz rezultata odlaznog nošenja, položaj D

Položaj D1 (749/794)



Sl. 123. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D1 (749/794)

Tab. 31. Tabela prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D1

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	17,16	51,08	8,77	6,52
L Nadlaktica	1,98	13,90	19,42	2,70	
D Nadlaktica	1,98	18,85	19,42	3,66	
L Podlaktica	1,18	13,79	11,55	1,59	
D Podlaktica	1,18	31,90	11,55	3,68	
L Šaka	0,47	11,60	4,65	0,54	
D Šaka	0,47	46,44	4,65	2,16	
Gornji trup	11,26	9,32	110,49	10,29	
Srednji trup	11,45	7,55	112,30	8,48	
Donji trup	8,78	6,06	86,15	5,22	
Teret	10,00	50,66	98,10	49,70	

Položaj D2 (754/799)



SI. 124. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D2 (754/799)

Tab. 32. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D2

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	16,75	51,08	8,56	6,20
L Nadlaktica	1,98	13,78	19,42	2,67	
D Nadlaktica	1,98	18,61	19,42	3,61	
L Podlaktica	1,18	12,29	11,55	1,42	
D Podlaktica	1,18	31,24	11,55	3,61	
L Šaka	0,47	8,82	4,65	0,41	
D Šaka	0,47	45,85	4,65	2,13	
Gornji trup	11,26	9,19	110,49	10,15	
Srednji trup	11,45	7,49	112,30	8,42	
Donji trup	8,78	6,04	86,15	5,21	
Teret	10,00	47,41	98,10	46,51	

Položaj D3 (760/805)



SI. 125. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D3 (760/805)

Tab. 33. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D3

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	16,37	51,08	8,36	6,20
L Nadlaktica	1,98	13,72	19,42	2,66	
D Nadlaktica	1,98	18,59	19,42	3,61	
L Podlaktica	1,18	12,32	11,55	1,42	
D Podlaktica	1,18	31,18	11,55	3,60	
L Šaka	0,47	8,87	4,65	0,41	
D Šaka	0,47	45,79	4,65	2,13	
Gornji trup	11,26	9,11	110,49	10,07	
Srednji trup	11,45	7,46	112,30	8,38	
Donji trup	8,78	6,04	86,15	5,20	
Teret	10,00	47,83	98,10	46,93	

Položaj D4 (767/812)



Image by SABALab 2008

Sl. 126. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D4 (767/812)

Tab. 34. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D4

Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	16,03	51,08	8,19	5,92
L Nadlaktica	1,98	13,68	19,42	2,66	
D Nadlaktica	1,98	17,27	19,42	3,35	
L Podlaktica	1,18	12,30	11,55	1,42	
D Podlaktica	1,18	26,99	11,55	3,12	
L Šaka	0,47	8,86	4,65	0,41	
D Šaka	0,47	43,71	4,65	2,03	
Gornji trup	11,26	9,11	110,49	10,07	
Srednji trup	11,45	7,46	112,30	8,38	
Donji trup	8,78	6,04	86,15	5,20	
Teret	10,00	45,27	98,10	2,38	

Položaj D5 (775/820)

Sl. 127. Stvarni i virtualni 3D biomehanički model u položaju D5 (775/820)

Tab. 35. Tabelarni prikaz izračuna vrijednosti lumbalnih momenata i intraabdominalnog tlaka za položaj D5

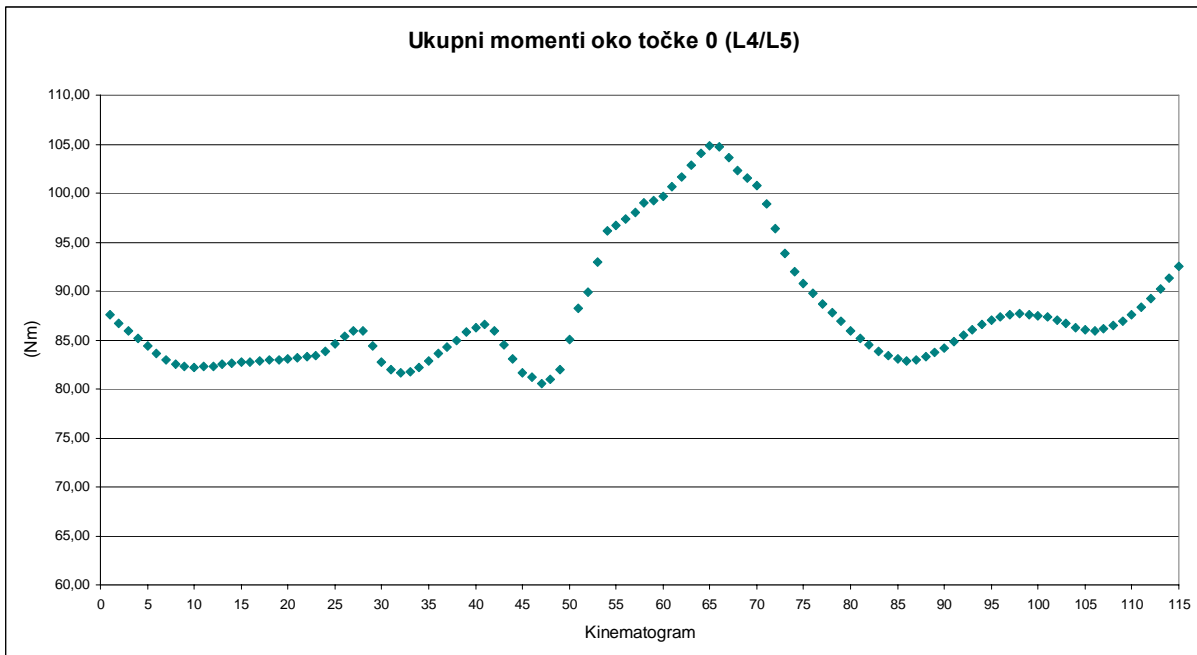
Tjelesni segment	m_i (kg)	d (cm)	F (N)	M (Nm)	IAT (kPa)
Glava	5,21	15,73	51,08	8,04	6,40
L Nadlaktica	1,98	13,64	19,42	2,65	
D Nadlaktica	1,98	18,54	19,42	3,60	
L Podlaktica	1,18	12,23	11,55	1,41	
D Podlaktica	1,18	31,06	11,55	3,59	
L Šaka	0,47	8,80	4,65	0,41	
D Šaka	0,47	47,28	4,65	2,20	
Gornji trup	11,26	9,18	110,49	10,14	
Srednji trup	11,45	7,49	112,30	8,41	
Donji trup	8,78	6,04	86,15	5,21	
Teret	10,00	50,62	98,10	2,80	

4.2. Rezultatni slijedni grafički prikaz kinematogramskog radnog djelovanja

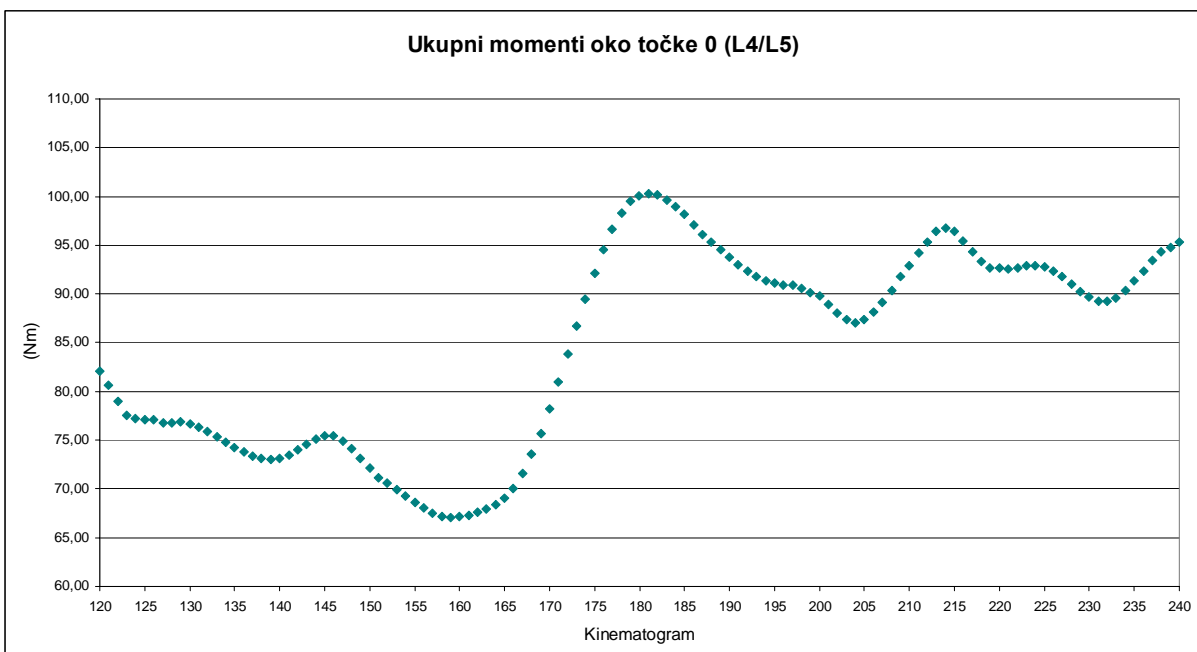
Unutar slike 128 i 129 kinematogramski su prikazani momenti oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5), a na slici 130 dat je i slijedni grafički prikaz vrijednosti intraabdominalnog tlaka svih pripadnih kinematograma.

Prikazani rezultatni dijagrami sastoje se od 236 slijednih kinematograma podijeljenih u četiri skupine analize; pristupno nošenje koje se razmatra u intervalu između 1. i 45. kinematograma, podizanje razmatrano u intervalu od 46. do 115. kinematograma, spuštanje razmatrano u intervalu od 116. do 186. i odlazno nošenje razmatrano u intervalu od 187. do 236. kinematograma.

4.2.1. Momenti oko točke 0 (L4/L5)

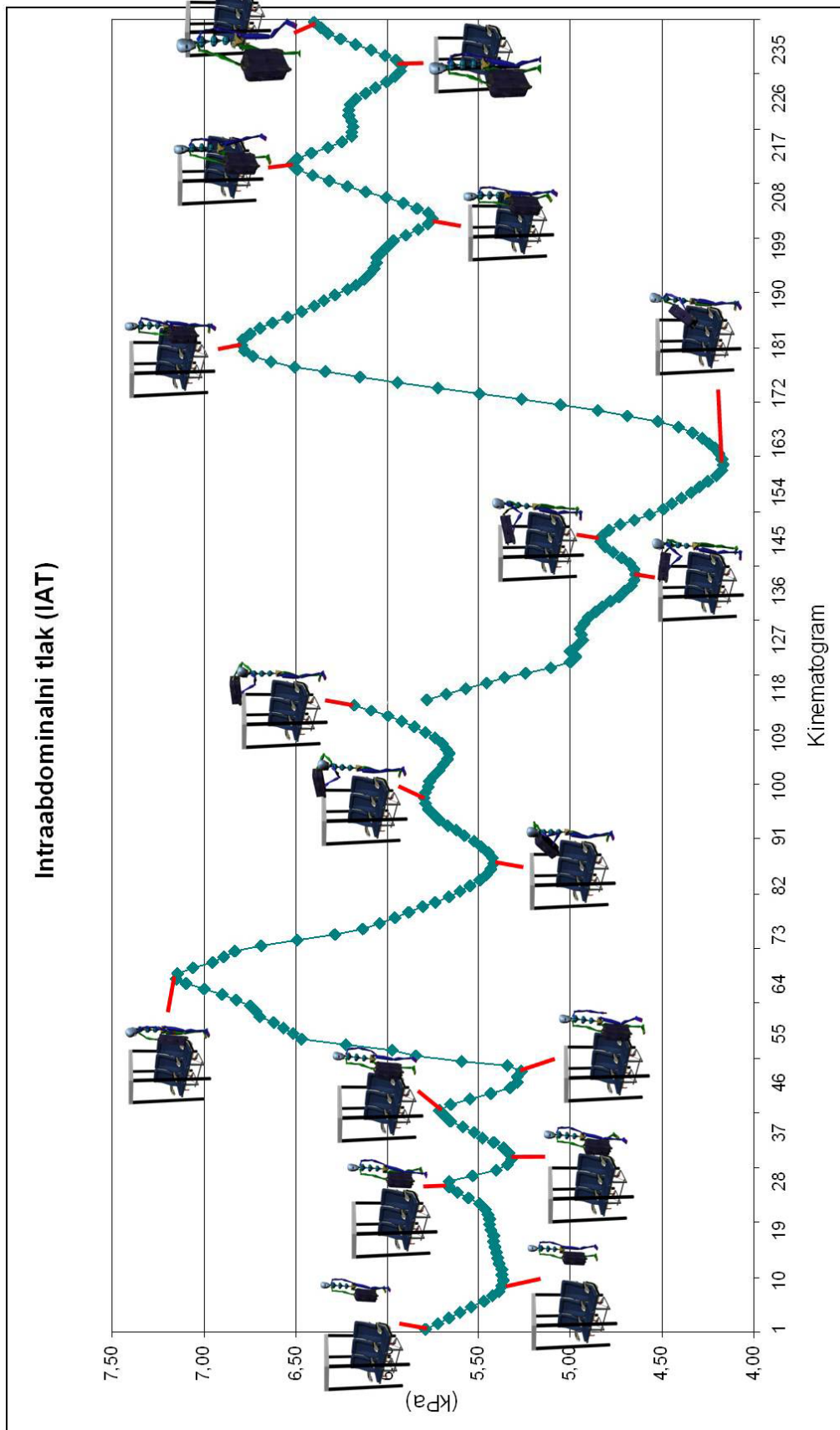


Sl. 128. Grafički prikaz vrijednosti ukupnih momenata oko točke 0 (L4/L5) za pristupno nošenje i podizanje, djelatna skupina A i B



Sl. 129. Grafički prikaz vrijednosti intraabdominalnog tlak za spuštanje i odlazno nošenje, djelatna skupina C i D

4.2.2. Intraabdominalni tlak (IAT)



SI. 130. Grafički prikaz vrijednosti intraabdominalnog tlaka

5. RASPRAVA

Glede prevencije nastanka križobolje a s obzirom na početni smisao ovog rada tj. definiranje metode za utvrđivanje individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog napora, utvrđen je njihov položaj u odnosu na realnu praksu a isto tako i na međunarodne standarde vezane uz pitanja podizanja i prenošenja tereta.

Očevidna je činjenica da u ekstenziji leđa, u primjerima dizanja tereta sudjeluje mišićna struktura, što ima za posljedicu porast tlaka u trbušnoj preši (IAP) o čemu su primjerice raspravljali i Bartelink, 1957.; Davis, 1956.; Morris at al., 1961. [51], a kako je potvrđeno i u ovom radu. Međutim, kako je uočljivo iz literature, nije postignuta suglasnost među istraživačima, čak niti o mehanizmu nastanka tog porasta, odnosno eventualnog prirasta tlaka, kao niti o njegovom funkcionalnom značenju.

Zanimljivo je napomenuti, da je Keith, još 1923. postavio prvu hipotezu o trbušnom tlaku, koju su kasnije potvrdili i drugi, primjerice Bartelink, 1957.; Morris at al., 1961. [51] naslućujući da bi IAP mogao djelovati u smislu smanjenja tlačnog opterećenja slabinske kralješnice tlakom koji djeluje prema gore. Kasnije su Mc Gill i Norman, 1987. [51] proučavajući prepostavljeni učin rasterećenja slabinske kralješnice putem IAP utvrdili da je moguće rasterećenje aktivacijom abdominalne muskulature u pravcu koji je približno paralelan sa slabinskom kralješnicom, što je bilo poticajem Muftića i Labar, 1987. [60] da utvrde metodu definiranja intraabdominalne sile, pa onda tako i tlaka izračunavanjem površine presjeka trbušne preše iz antropoloških podataka. Nažalost, ova je metoda prihvatljiva samo za analizu tzv. ravninskog opterećenja u sagitalnoj ravnini. S druge pak strane dva su druga istraživača; Aspden, 1988.; Thomson, 1988. [51] potvrdili da IAP može smanjiti opterećenje kralješnice. Štoviše oni su predložili mehanizam kralješničkog rasterećenja, zadovoljavajući anatomske i biomehaničke principe.

Intencija je ovog doktorskog rada, da se prikaže nedosljednost mehaničke prezentacije različitih autora s namjerom da opišu moguće smanjenje opterećenja slabinske kralješnice za vrijeme ekstenzije leđa. Njihov je pristup bio utemeljen na, kako oni navode u razvijanju ideja oko modela, osnovnim idejama mehanike s uključivanjem kritičkih pregleda iz literature u proces. Cilj im je bio da postignu prvo približenje, razjašnjenjem najosnovnijih učina IAP za vrijeme ekstenzije leđa.

Biomehanički pristup temelji se na biološkom modelu individualnog ispitanika uzimajući u obzir glavne mišićne skupine u tijelu čovjeka koje u njegovom trupu zatvaraju intraabdominalu šupljinu odnosno čine tzv. trbušnu prešu, slika 57 - 62;

Međurebarni mišići, slika 57. su izvanjski i unutarnji, a nalaze se između rebra koja povezuju. Izvanjski mišići pored toga što povezuju rebra šire prsni koš prilikom udisaja. Nutarnji mišići stoje ukosi prema naprijed i dolje, te osim što ispunjavaju međurebrene prostore, oni podižu rebra i također sudjeluju prilikom širenja prsnog koša kod udisaja.

Ošit (*m. Diaphragma*), slika 57. je širok i plosnat mišić što dijeli prsnu od trbušne šupljine. Ošit ima oblik izbočena svoda prema prsnoj šupljini, kojega su rubni dijelovi vezani uz donji otvor prsnog koša. Ošit djeluje i u sklopu trbušne preše pri smijanju, kihanju, kašljanju, štucanju, povraćanju, mokrenju, pražnjenju crijeva i rađanju.

Prednju i prostranu stijenku trbušne šupljine oblikuju četiri mišića, slika 58. i 59. koji donje rubove prsnog koša spajaju sa zdjeličnom kosti; ravni trbušni mišić (*m. Rectus abdominis*), piramidni mišić (*m. Pyramidalis*), nutarnji kosi trbušni mišić (*m. Obliquus externus abdominis*). Oba kosa mišića povlače rebra prema dolje i pregibaju trup. Mišići samo jedne strane zaokreću trup oko okomite osi i sagibaju ga u stranu, te stišću sadržaj trbušne šupljine u tzv. trbušnu prešu. Poprečni trbušni mišić (*m. Transversus abdominis*), koji spušta dvanaesto rebro prema zdjelici i pregiba trup u stranu. Preponski kanal se nalazi u donjem dijelu prednje trbušne stijenke iznad preponske sveze. Ovo je najslabije mjesto trbušne stijene pa tu često nastaju kile (*m. Hernije*).

Pored ovih mišića postoje još i leđni mišići, slika 58. i 60. gdje je mišić upravljač kralješnice (*m. Erector spinae*), koji je zapravo, slijedi najduži leđni mišić (*m. Longissimus*) koji počinje u području zdjelice s križne kosti i slabinskih kralješaka te s ruba bočne kosti, a završava na rebrima i poprečnim nastavcima kralješaka. Bočnobrebreni mišić (*m. Iliocostalis*) koji spada u lateralni dio sustava dosežući do srednjih vratnih kralješaka. Mišić trnastih nastavaka (*m. Spinalis*) najmedijalni je dio mišićnog sustava i počinje sa strana trnastih nastavaka dvaju zadnjih prsnih i dvaju prvih slabinskih kralješaka a veže se za strane trnastih nastavaka drugog do sedmoga prsnog kralješka. Svi dijelovi mišića uspravljača uspravljaju kralješnicu i leđa te sagibaju glavu unatrag, a samo jednostrana kontrakcija sagiba glavu ili pregiba trup u stranu. Poprečno-trnasti mišić (*m. Transversospinalis*) ima tri dijela koji se nalaze ispod mišića

uspravljača u žlijebu uzduž kralješnice i povezuju poprečne i trnaste nastavke susjednih kralješaka.

Kako je opisano iz čitavog skupa sila što se pojavljuju s mišićne strane, koji su pored veličina koje su u individualnom zdravom subjektu neodredljive, a slično je i s njihovim pravcima, preostaje jedino kao moguće a prihvatljivo rješenje da se izolira tzv. vanjsko opterećenje u koje se uključuju i težine segmentalnih masa tijela i da se s njima izvrši redukcija u kritičnu točku slabinske kralješnice te da se na taj način odredi ukupna rezultirajuća sila i njoj pripadajuće komponente vektora rezultirajućeg sprega.

Ostvarenim trodimenzijskim virtualnim biomehaničkim modelom individualnog subjekta izvedenog prema stvarnim dimenzijama i pokretima čovjeka u proizvoljnom radnom procesu (u primjeru ovog doktorskog rada, putnika koji ulazi/izlazi s odgovarajućom putnom torbom, koju podiže i spušta u pretinac putničkog dijela zrakoplovne kabine) moguće je upravo za čitav niz položaja tijela i tereta (što znači u vremenskoj funkciji) odrediti komponente rezultirajućih sila kao i komponente rezultirajućih spregova s obzirom na izabranu točku redukcije.

Iz eksperimenata provedenih u okviru ovog rada utvrđen je utjecaj sila koje djeluju u sagitalnoj ravnini, a onda je i posljedično utvrđena veličina rezultirajuće sile kao i prirast odgovarajuće komponente momenta a time odatle i intraabdominalnog tlaka, kao veličina relevantnih za procjenu prihvatljivosti opterećenja slabinske kralješnice u smislu prevencije od lokalnih oštećenja slabinske kralješnice za koja se smatra da su odgovorna za nastanak križobolje.

Rasprava utvrđenih rezultata istraživanja temelji se na razradi dijagrama slijednih kinematograma, odnosno iz slika 112 – 130 i tablica 18 - 35. Rasprava je prema eksperimentalnim rezultatima rada podijeljena u raspravu o rezultirajućim vektorima momenta reduciranim na točku 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) i na raspravu o ostvarenom prirastu intraabdominalnog tlaka.

Intraabdominalni tlak, slika 130, unutar pristupnog dijela krivulje svoje maksimalne vrijednosti ostvaruje u 1. kinematogramu uz pripadnu vrijednost od 5,79 kPa, u 28. kinematogramu uz iznos od 5,67 kPa i u 41. kinematogramu u iznosu od 5,71 kPa, a minimalne u 32. kinematogramu u iznosu od 5,32 kPa i završnom 45. kinematogramu uz

vrijednost od 5,33 kPa. Ukupni moment oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5), slika 128. ostvaruje svoju maksimalnu vrijednost u 1. kinematogramu uz pripadnu vrijednost od 87,56 Nm, u 28. kinematogramu uz iznos od 85,99 Nm i u 41. kinematogramu u iznosu od 86,59 Nm, a minimalne u 32. kinematogramu u iznosu od 81,65 Nm i završnom 45. kinematogramu uz vrijednost od 81,68 Nm. Iz krivulje pristupnog nošenja vidljivo je da se tijekom 45 slijednih kinematograma vrijednosti ukupnih momenata oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) nalaze u intervalu od 81,65 Nm do 87,56 Nm, a vrijednosti intraabdominalnog tlaka u intervalu od 5,32 kPa do 5,79 kPa.

Tijekom podizanja, iz krivulje sa slike 128. i slike 130. razvidno je postizanje maksimalnog momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) u 65 kinematogramu u iznosu od 104,81 Nm odnosno intraabdominalnog tlaka u iznosu od 7,15 kPa. Uz ove maksimalne vrijednosti primjetna su i dva povećanja u kinematogramu 98. i završnom 115. kinematogramu uz pripadne vrijednosti intraabdominalnog tlaka od 5,80 kPa odnosno 6,18 kPa, i ukupnog momenta oko točke 0 u iznosu od 87,64 Nm odnosno 92,48 Nm. Minimalne vrijednosti očitane su u 48 kinematogramu u vrijednostima intraabdominalnog tlaka od 5,27 kPa i ukupnom momentu od 80,95 Nm. Uz ovaj minimum krivulje opaža se i pad vrijednosti intraabdominalnog tlaka i ukupnog momenta u kinematogramima 86 i 106 sa pripadnim vrijednostima 5,42 kPa i 82,89 Nm odnosno 5,66 kPa i 85,95 Nm. Ove vrijednosti se mogu pripisati pomakom putne torbe u visinu i prema naprijed unutar 65. kinematograma isključivo uz učešće samo desne ruke, razvidno je i iz krivulje dijagrama koja nakon 65. kinematograma poprima padajući tijek da je ispitanik putnu torbu ulovio sa dvije ruke i da ju podiže i sa lijevom i sa desnom rukom. Ovaj djelatni položaj uvjetovan je konstrukcijom zrakoplovnog okolišnog sustava, visinom i udaljenošću prostora prtljage te pozicijom putničkog sjedala.

Unutar dijela krivulje koja opisuje spuštanje putne torbe uočava se maksimalna vrijednost u 177. kinematogramu uz iznos intraabdominalnog tlaka od 6,79 kPa i 100,28 Nm za ukupni moment oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5), uz dva povećanja u početnom 116. i 141. kinematogramu uz vrijednosti intraabdominalnog tlaka od 5,36 kPa i 4,83 kPa, odnosno 82,11 Nm i 75,44 Nm ukupnog momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5). Povećane vrijednosti unutar 177. kinematograma pripisuju se relativno nepovoljnom položaju putne torbe prilikom prelaza iz jedne djelatne skupine u drugu (spuštanje/odlaz) uz jednoručno držanje. Minimalne vrijednosti uočavaju se u 155. kinematogramu uz iznos od 4,17 kPa za intraabdominalni tlak i 67,02 Nm za ukupni moment oko točke 0 (L4/L5). Uz

ovaj minimum razvidan je i pad vrijednosti u 135. kinematogramu uz vrijednosti intraabdominalnog tlaka od 4,64 kPa i ukupnog momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) od 73,03 Nm. Kao i unutar podizajnog dijela krivulje kada ispitanik izvodi pozicioniranje tereta i prijelaz iz djelatnog položaja pristupnog nošenja u djelatni položaj podizanja i ovdje se tijelo uslijed prostorne pozicije sjedala i razmjerno visokog i udaljenog prostora sa kojeg se teret skida nalazi u tijelesnom radnom položaju koji rezultira relativno velikim vrijednostima momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) i intraabdominalnog tlaka. Kako su i prilikom ovog radnog djelovanja ispitanika vrijednosti intraabdominalnog tlaka niže od ergonomijsko maksimalno preporučenih (20 kPa), ni unutar ovog radnog zahvata se ne javlja potreba za ergonomijskim poboljšanjima okolišnog sustava.

Odlazni dio krivulje svoj minimum vrijednosti intraabdominalnog tlaka, slika 130. i ukupnog momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5), slika 129. ostvaruje u 200. kinematogramu uz vrijednost intraabdominalnog tlaka od 5,75 kPa, i ukupnog momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) u iznosu 87,09 Nm, a maksimum vrijednosti u 210. kinematogramu uz vrijednost intraabdominalnog tlaka u iznosu od 6,52 kPa i ukupnog momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5) u iznosu 96,79 Nm. Unutar djelatne skupine odlaznog nošenja uz navedene minimalne i maksimalne vrijednosti očevidan je i pad vrijednosti prema 228. kinematogramu u iznosu od 5,92 kPa za intraabdominalni tlak i 89,23 Nm za ukupni moment oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5), te rast u početnom 187. i završnom 236. kinematogramu uz vrijednosti intraabdominalnog tlaka od 6,22 kPa i 6,40 kPa odnosno 93,00 Nm i 95,29 Nm za vrijednosti ukupnog momenta oko točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5).

6. ZAKLJUČCI

Na temelju provedenih mjerenja, utvrđenih rezultata i analizom individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada tijekom radnog djelovanja ispitivanog entiteta unutar putničkog prostora zrakoplova Airbus A320 mogu se donijeti sljedeći zaključci:

1. Ovim radom nedvojbeno je potvrđeno kako je moguće računalno utvrđivanje vrlo točnih udaljenosti hvatišta sila pojedinih tjelesnih segmenata čovjeka do kritične točke 0 lumbalnog dijela kralješnice (L4/L5). Ovo se utvrđivanje izvodi putem optičkog sustava za računalno praćenje pokreta, video snimanjem istraživanog oblika rada, kako bi se izdvajanjem tako stereografski snimljenih vremenskih promjenljivih radnih položaja ispitanika u virtualnom okruženju formirao odgovarajući biomehanički, trodimenzionalni model ispitanika. Ovom metodom tvorbe virtualnih, humanoidnih, trodimenzionalnih modela omogućeno je računalno mjerenje spomenutih udaljenosti unutar izdvojenih trodimenzionalnih digitalnih kinematograma karakterističnih pokreta, što u realnim situacijama analize radnog djelovanja unutar nekog referentnog prostora nije izvedivo.
2. Računalnim metodama moguće je vrlo točno povezivanje stvarnih pokreta realnih modela i odgovarajuće antropološke geometrije čovjeka unutar proizvoljno odabranog trodimenzijskog realnog prostora s onim ostvarenim u digitaliziranom obliku, također trodimenzijskom prostoru. Unutar virtualnog prostora omogućena je biomehanička vremenski praćena prosudba gibanja čovjeka iz čega se može prosuditi odgovarajuća težina ljudskog napora putem izračunavanja prirasta tlaka trbušne preše, a ostvarena je i mogućnost variranja virtualnih antropodinamičkih značajki s promjenama segmentalnih dimenzija ispitanika.
3. Prema trenutnom stanju razvoja računalne tehnike predvidiva je izrada odgovarajućih baza znanja usklađenih antropometrijskih značajki ljudi svjetske populacije u okviru općeg antropometrijskog ekspertnog sustava. Unutar takvog računalnog sustava moći će se, primjerice, na temelju programski uređenog video zapisa provesti i odgovarajuća antropometrijska, ergonomska i biomehanička analiza bilo kojeg oblika ljudskog rada uz individualne i razredbeno podijeljene vrijednosti odgovarajuće statističke distribucije utvrđene lokalne zajednice pripadnog entiteta kao i odnos prema sveukupnoj svjetskoj populaciji.

4. Radni okoliš mora biti prilagođen ljudskom tijelu kako bi se bez pretjeranog zamaranja i uspješno izvršio neki radni zadatak. Optimiranje težine ljudskog rada ne smije se utvrđivati samo na temelju standardiziranih ili uopćenih antropometrijskih podataka jer na osnovu njih nije u potpunosti moguće odrediti dimenzijske karakteristike zahvatnog okoliša, niti prostranost određenog radnog okoliša za određeni ljudski entitet.
5. Pri oblikovanju okolišnog sustava sukladno sa značajkama tjelesnih položaja i potrebnih gibanja, neminovno je poznavanje antropometrijskih i biomehaničkih karakteristika ljudi, pri čemu je dimenzioniranje prostora poželjno uskladiti s pridruženim antropometrijskim veličinama ljudi, kako bi se one u što većoj mjeri prilagodile korisniku, odnosno čovjeku.
6. Poznavanjem antropometrijskih mjera i primjenom računalne opreme i računalnih 3D grafičkih programa omogućen je vrlo brz i uspješan razvoj ergonomijskih i biomehaničkih prostornih modeliranja dimenzija i oblika okolišnih sustava glede njihove prilagodbe antropometrijskim dimenzijama korisnika.
7. Rezultati provedenih antropometrijskih i biomehaničkih istraživanja omogućit će konstrukciju točnih i pouzdanih virtualnih, digitalno generiranih računalnih humanoidnih modela i pripadnih okolišnih sustava za CAVEA (eng. Computer Aided Virtual Ergonomy Analyses) istraživanja složenih trodimenzionalnih gibanja čovjeka, pri čemu se računalnim metodama razmjerno lako može ustanoviti i odrediti sklad dimenzija okolišnih sustava i tijela čovjeka te njegovi ergonomijsko ispravni položaji i pokreti.
8. Utvrđen je prostorni biomehanički model u nekoliko oblika koji predstavlja virtualni biomehanički model promatranog ispitanika a može se kinematogramski prikazivati unutar trodimenzionalnog digitalno izvedenog prostora. Ovo predstavlja mogućnost za analizu raznovrsnih radnih položaja koje promatrani ispitanici mogu zauzimati u prostoru. Utvrđeni trodimenzijski virtualni model predstavlja izvaredan alat u budućim istraživanjima biofizikalnih stanja u ispitanika, i to prvenstveno što uz pripadajuću frekvenciju snimanja postoji vrlo sažeta kontinuirana predodžba o

trodimenzijskoj geometriji i gibanju ispitanika. Pored toga, ovakav je model ljudskog tijela nadmašio sve prethodne modele, jer se daljnjim proširenjem mogu uključiti, pored koštanog i ostali anatomske sustavi za antropodinamičku vizualizaciju funkcije lokomotornog sustava čovjeka.

9. Metoda utvrđena unutar ovog rada omogućuje izračunavanje središta mase pojedinih tjelesnih segmenata kao i cijelog tijela te intraabdominalnog tlaka za svaki pojedini trodimenzionalni kinematogramski izvod od kojeg se sastoji promatrano djelovanje. Glede toga vidljiva je praktična primjena izravnog mjerenja dinamičkih antropomjera za računalno praćenje, opisivanje i analizu ljudskog djelovanja.
10. Numeričko utvrđivanje točnog i cjelovitog odziva ljudskog tijela, s obzirom na velik broj mišića a time i sila koje se pojavljuju u biomehaničkoj analizi bilo kakvog rada čovjeka, prema postojećim metodama mehanike zasad je nerješiv zadatak. Saznanje o ovome uvjetuje određeno pojednostavljenje zadatka, koje se sastoji u tome, da se određeni položaji tijela održavaju skupinama mišića u trenutnoj ravnoteži vanjskih i unutarnjih sila i to, bez obzira na njihov iznos.

Dobiveni rezultati utvrđivanja individualnih biomehaničkih veličina za prosudbu težine ljudskog rada predstavljaju temelj u individualnom pristupu biomehaničkih studija ljudskog djelovanja i omogućavaju personalizaciju provedenih istraživanja, što je značajan doprinos unutar područja ergonomijskih i biomehaničkih analiza. Daljnja istraživanja potrebno je usmjeriti na mjerenje ispitanika obaju spolova i svih životnih dobi.

Virtualizacija različitosti antropodinamičkih značajki s promjenama segmentalnih dimenzija ispitanika jedan je od preduvjeta za buduća istraživanja vezana uz definiranje unutarnjih dinamičkih momenata tromosti čovjeka, a buduća istraživanja uz razvoj mjernih metoda o utvrđivanju vanjskih i unutarnjih dinamičkih antropometrijskih značajki na svjetskoj razini potrebno je uskladiti i s individualnim antropomjerama pojedinih entiteta.

7. LITERATURA

- [1] Bullinger H. J.: Ergonomie, Produkt und Arbeitsplatzgestaltung, B. G. Teubner Stuttgart 1994.
- [2] Grandjean E.: Fitting the Task to the Man, London, Taylor & Francis, 1984.
- [3] Kaiser R., Klein T.: Optimizing Working Conditions in Construction Machines Using a CAD-based 3D Man Model; Proceedings of the Annual Spring Conference of the GfA and the XVII Annual Conference of the International Society for Occupational Ergonomics & Safety (ISOES), Munich, Germany, May 07 – 09, 2003. 87-90.
- [4] Kee D. A method for analytically generating three-dimensional isocomfor workplace based on perceived discomfort. Applied Ergonomics, 33, 2002., 51 - 62.
- [5] Mairiaux P., Malchaire J: Relations between intraabdominal pressure and lumbar stress: effect of trunk posture, Ergonomics 31, 1988., 9, 1331 - 1342.
- [6] Muftić O., Jurčević-Lulić T.: The method of intraabdominal force determination in humans body model, I Kongres Hrvatskog društva za mehaniku, Pula 1995., 647 – 652.
- [7] Muftić O.: Harmonijska antropometrija kao osnova za primjenjenu dinamičku antropometriju, Zbornik radova Skupa o konstruiranju FSB, Zagreb, 1984.
- [8] Skoko M.: Application of ergonomics principles of burdening of the worker in the process of clothes cutting, Collegium Antropologicum, 22, supplement, 1998., 223 - 227.
- [9] Taboršak D.: Studij rada, Orgadata, Zagreb, 1994.
- [10] Woodhouse M.L., McCoy R.W., Redondo D.R., Shall L.M.: Effect of back support on intra-abdominal pressure and lumbar kinetics during heavy lifting, human factors, 37, 1995, 3, 582-590.
- [11] Pandžić S. I., Virtualna okruženja, Računalna grafika u stvarnom vremenu i njene primjene, Element, Zagreb, 2004.
- [12] Mikšić D.: Uvod u ergonomiju, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu, Zagreb 1997.
- [13] Grieco A., Masali M.: Messa a punto di una metodologia per la misura dei parametri antropometrici ai fini della progettazione ergonomica dei posti di lavoro, La Med. del Lavoro, 1972.
- [14] Braune W., Fischer O.: The center of gravity of the human body as related to the equipment of the German infantry (1889), Human Mechanics, Tech. Rep. No. AMRL-TDR-63-123, AFSC, WPAFB, Ohio, 1964

- [15] Dempster W. T.: Space requirements of the seated operator, WADC Tech. Report No. 55-159, 1955
- [16] Donskij D. D., Zacijorskij, V. M.: Biomehanika, Moskva, Izdateljstvo Fizkultura i sport, 1979.
- [17] Rudan P.: Dimenzije tijela i tjelesni položaji pri radu, Medicina rada, Sarajevo, 1979.
- [18] Muftić O.: Biomehanička ergonomija, Fakultet strojarstva i brodogradnje, Sveučilište u Zagrebu, <http://www.croninot.com>, Zagreb 2006., 28. 08. 2006.
- [19] Muftić O., Kuprešak Ž., Donjerković P.: Ergonomijski zahtjevi uvjetima klimatizacije okoliša radnog mjesta, Smolčić, Žerdik, Zora, Zbornik radova fakulteta strojarstva i brodogradnje sveučilišta u Zagrebu, Zagreb, 1993, ISBN/ISSN: 0350-3097, 61 – 66
- [20] Muftić O., Jurčević T., Ilić I.: Istraživanje utjecaja prostornog djelovanja vanjskog opterećenja na tlak trbušne preše u čovjeka, Smolčić, Žerdik, Zora, Zbornik radova fakulteta strojarstva i brodogradnje Sveučilišta u Zagrebu, Zagreb, 1992, ISBN/ISSN: 0350-3097, 45 – 52
- [21] Maver H., Rudan P., Tarbuk D.: Praktikum biološke antropologije, Ergonomske metode, Antropologijska biblioteka, Zagreb, 1976.
- [22] Muftić O., Milčić D.: Ergonomija u sigurnosti, Visoka škola za sigurnost na radu, Zagreb, Iproz, Zagreb, 2001.
- [23] Tanner J. M.: Growth at Adolescence, Blackwell, Oxford, 1962
- [24] Rona R. J.: Genetic and Environmental Factors in the Control of Growth in Childhood, British Medical Bulletin, 37 (3), 1981.
- [25] Knight I.: The Heights and Weights of Adults in Great Britain, HMSO, London, 1984.
- [26] Schmidtke H.: Ergonomie I, Carl Hanser Verlag, Munchen, 1973.
- [27] Kroemer K., Kroemer H., Kroemer – Elbert K.: Ergonomics: how to design for ease and efficiency, Prentice Hall Publ., New Jersey, 2001.
- [28] Muftić O., Veljović F., Jurčević-Lulić T., Milčić D.: Osnovi ergonomije, Univerzitet u Sarajevu, Mašinski fakultet – Sarajevo, Sarajevo 2001.
- [29] Davis P.R., Stubbs D.A.: Safe levels of manual forces for young males (1 & 2), Applied Ergonomics 1977, 8.3, 141 – 150 and 8. 4, 219 – 228.
- [30] Mairiaux P., Davies P.R., Stubbs D.A.: Relations between intraabdominal pressure and lumbar moments when lifting weights in the erect posture, *Ergonomics*, 1984, 27 (8), 883-894.

- [31] Schultz A., Anderson B.G.B.: Analysis of loads on the lumbar spine, *Spine*, 6/1, 1981.
- [32] Morris J. M. et coll.: Role of the Trunk in Stability of the Spine, *Am.Jour. of Bone and Joint Surg.* Vol. 43-A, No.3 327-346, 1961.
- [33] Keros P., Košuta I.M., Labar Lj., Mandić V., Muftić O., Papa J., Radoš N., Stojanović J., Svoren B., Vidović M., Vučetić A.: Doprinos biomehanici slabinskog dijela kralješnice, Vertebrološki kolokvij u Zagrebu 1984 - 2006, Zbornik radova znanstveno stručnog skupa o knstruiranju, FSB, Knjiga III, 1984., Simpozij Ergonomija 84., D - I - 1 do D – I – 13
- [34] Marey E. J.: Animal mechanism: A treatise on terrestrial and aerial locomotion, Appleton, Republished as Vol. XI of the International Scientific Series, New York, 1873
- [35] Braune C. W., Fischer O.: The human gait, Berlin: Springer-Verlag, 1987.
- [36] Lewis J. L., Lew W. D. Schmidt J.: Description and error evaluation of an in vitro knee joint testing system, *Journal of Biomechanical Engineering*, 110, 1988, 238-248.
- [37] An K.N., Jacobsen L.J., Chao E.Y.S.: Application of a magnetic tracking device to kinesiological studies, *Journal of Biomechanics*, 21, 1988, 613-620
- [38] Abdel-Aziz Y.I., Karara H.M.: Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry, *Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry*, Falls Church, VA: American Society of Photogrammetry, 1-18, 1971.
- [39] Rowell D., Mann R. W.: Human movement analysis, *SOMA-Engineering for the Human Body*, 3(2), 1989, 13-20.
- [40] Hayes W. C., Gran J. D., Nagurka M. L., Feldman J.M., Oatis C.: Leg motion analysis during gait by multiaxial accelerometry: Theoretical foundations and preliminary validations, *Journal of Biomechanical Engineering*, 105, 1983, 283-289.
- [41] Baksa S., Skoko M.: Investigations of the Impact of Human Anthropometric Measures on Computerised Determination of Optimal Working Postures; The 10th INTERNATIONAL DAAAM SYMPOSIUM "Intelligent Manufacturing & Automation: Past – Present – Future", DAAAM International Vienna, Vienna, Austria 21-23rd October 1999., 021 – 022.,
- [42] Bammes G.: *Der nackte Mensch* VEB, Verlag der Kunst, Dresden, 1964.
- [43] Muftić O., Keros P., Husnjak M., Iveković V., Ivančić – Košuta M., Vidović M: Morfološka i funkcionalna raspodjela čvrstoće slabinskih kralješaka, *Folia Anatomica Jugoslavica*, vol. V, 1976, 165 – 170.

- [44] Snijders Ch.J.: On the Form of the Human Spine and Some Aspects of its Mechanical Behavior, Doctorial thesis, Technische Hogeschool Eindhoven, 1970.
- [45] Bayerisches Landesinstitut für Arbeitsschutz: Heben und Tragen von Lasten, Bayerische Landesinstitut für Arbeitsmedizin, München, 1991.
- [46] Keros P., Muftić O., Stojanović J.: The Real Shifting of the Nucleus Pulposus, *Coll. Antropol. (Suppl.)*, 18, 1994, 65 - 70.
- [47] Sinel'nikov R.D.: Atlas anatomiji čelovjeka I, Izdateljstvo Medicina, Moskva, 1967.
- [48] Keros P., Ćurković B.: Križobolja, Medicinska biblioteka, Zagreb, 2002.
- [49] Applications Manual for the Revised NIOSH Lifting Equation, DHHS (NIOSH) Publication No. 94 -110, [http:// www.ede.gov/niosh/94-110.html](http://www.ede.gov/niosh/94-110.html), 18. 08. 2006.
- [50] Mc Cormick E.J., Sanders M.S.: Human Factors in Engineering Design, Intl. Student Edition, Mc Graw Hill, 1983.
- [51] Muftić O., Seif M.: Modeling of Biomechanical Systems, Textbook for postgraduate study at Tehran University, Tehran – Bandar Abass, 1999.
- [52] Evans F.G.: Biomechanical Studies of the Musculo-Skeletal System, Charles Thomas Publ., Springfield, USA 1961.
- [53] Milčić D., Muftić O., Ljubišić M.: Metoda utvrđivanja promjene trbušnog tlaka za čučanj i povratak u početni položaj // *Sigurnost : časopis za sigurnost u radnoj i životnoj okolini*. 41 (1999) , 1; 1-12
- [54] Tittel K. Beschreibende und funktionelle Anatomie des Menschen, Urban & Fischer, Stuttgart 11. Auflage, 1990.
- [55] Schultz A. et coll.: Loads on Lumbar spine, *J. Bone Joint Surg.* 64-A, 1982, 713 - 720
- [56] Mijović B., Ujević D., Baksa S.: Visualization of Anthropometric Measures of Workers in Computer 3D Modeling of Work Place // *Collegium Antropologicum*. 25 (2001), 56; 639-650.
- [57] Muftić O., Arnautova – Bulat S., Kuprešak Ž., Jurčević T.: Analiza promjene tlaka trbušne preše u različitim radnim položajima, *Sigurnost*, 3/4, ISSN: 0350-6886, 34, 1992, 177 – 189
- [58] Jurčević T., Kuprešak Ž., Šarić A.: Model of the Human Abdominal Pressure, // *Collegium Antropologicum.*, ISSN: 0350-6134, 18, (1994), 33 - 43
- [59] Labar Lj.: Utvrđivanje nosivog kapaciteta u toku rehabilitacije, Magistarski rad, Medicinski Fakultet, Zagreb, 1983.

- [60] Muftić O., Labar J.: Zavisnost statičke radne sposobnosti o životnoj dobi, *Časopis Zaštita*, 30 (2), 7 - 14 , Sarajevo, 1987.
- [61] Jurčević T., Muftić O.: Automatizirana metoda određivanja dinamičkih momenata tromosti pri čovjekovu gibanju, // *Radovi FSB*. XX (1996); 53-61
- [62] Chung T.: An approach to human surface modelling using cardinal splines, Master's thesis, Simon Fraser University, Burnaby, B.C., 1987
- [63] Mijović B., Ujević D., Skoko M., Baksa S.: 3D Computer Modeling of Sitting Working Place // *Collegium Antropologicum* (0350-6134) 26, (2002), 60; 189-203.
- [64] D'Apuzzo N.: State of the Art of the Methods for Static 3D Scanning of Partial or Full Human Body, 3D Modelling 2006, 3D Human & Image Processing, Harbour Conferences, Paris, June 13 – 14, 2006.
- [65] Muftić O, Baksa S., Baksa I.: Digital Human Modelling and animation for the Virtual Fashion Show, 3D Modelling 2005, 3D Human & Image Processing, Harbour Conferences, Paris, May 18 – 19, 2005.
- [66] Muftić O., Baksa I., Baksa S.: Virtual 3D Human Modelling and Digital Biomechanical analysis, 3D Modelling 2004, 3D Human & Image Processing, Harbour Conferences, Paris, April 28 – 29, 2004.
- [67] Wolf P. R.: Elements of photogrammetry, New York, McGraw-Hill, 1983.
- [68] Andre B., Dansereau J., Allard P.: Calibration object measurements and three-dimensional reconstruction accuracy of the DLT algorithm, Paper presented to the 14th annual meeting of the American Society of Biomechanics, Miami, FL., 1990.
- [69] Hallert B.: Photogrammetry, New York, McGraw-Hill, 1960.
- [70] Ayoub M.A., Ayizbm M.M., Ramsey J.D.: A stereometric system for measuring human motion, *Human Factors*, 12, 1970, 523-535.
- [71] Marzan, G.T.: Rational design for close-range photogrammetry, Doctoral dissertation, University of Illinois at Urbana-Champaign, 1975.
- [72] Leroux M., Allard P., Murphy N.: Accuracy and precision of the direct linear technique (DLT) in very-close-range photogrammetry with video cameras, Paper presented to the 14th annual meeting of the American Society of Biomechanics, Miami, FL., 1990.
- [73] Allard P., Duhaime M., Labelle H. Murphy N., Nagata S.: Spatial reconstruction technique and kinematic modeling of the ankle, *Engineering in Medicine and Biology*, 6, 1987, 31-36.
- [74] Dapena J., Harman E.A.: Three-dimensional cinematography with control object of unknown shape, *Journal of Biomechanics*, 15, 1982, 11-19.

- [75] De Groot G., de Koning J., van Ingen Schenau G. J.: Method to determine 3-D coordinates with panning cameras, Paper presented to the XIIth International Society of Biomechanics Meeting, Los Angeles, 1989, 297.
- [76] De Haan T., den Brinker B.: Direct linear transformation method for 3-D registration using subject tracking cameras, In G. de Groot, P.A. Hollander, P.A. Huijing, G.J. van Ingen Scheanu (Eds.), *Biomechanics XI-B* (pp.1051-1056). Free University Press, 1988.
- [77] Tsai R. Y.: A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3-D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lens, *Institute of Electrical and Electronic Engineering Journal of Robotics and Automation*, RA-3, 1987, 323-344.
- [78] Woltring H.J., Huiskes R.: Stereophotogrammetry, In N. Berme A. Cappozzo (Eds.), *Biomechanics of human movement: Applications in rehabilitation, sports and ergonomics*, 108-127, Worthington, Oh: Bertec Corporation, 1990.
- [79] Muftić O., Skoko M., Baksa S.: Computer Animation of Virtual 3D Characters, 1st International Ergonomics Conference, *Ergonomy 2001.*, M.Budimir(ur.), December 07–08, 2001., Zagreb: Croatian Ergonomics Society, 171-179.
- [80] Muftić O., Baksa S., Baksa I.: Scientific 3D Visualisation of Body During Hurdle Racing; *International Journal of Computer Science in Sport* 2 (1) (2003), Wiena, ISSN 1684 – 4769, 158 – 160.
- [81] Baksa S., Mijović B., Baksa I.: Digital Body Anthropometry in Virtual 3D Ergonomical Forming of Cockpits of the SUV, IEA 2003, International Ergonomics Association, XVth Triennial Congress, August 24-29, 2003, Seoul, Korea.
- [82] Muftić O., Božić Ž., Terze Z., Jurum J., Bjelovučić S.: Utvrđivanje dinamičkih momenata tromosti u sjedećih osoba naše populacije, Smolčić, Žerdik, Zora, *Zbornik radova fakulteta strojarstva i brodogradnje sveučilišta u Zagrebu*, Zagreb, 1992, ISBN/ISSN: 0350-3097, 53 – 60
- [83] Zeltzer D.: Direct manipulation of virtual worlds, In B. Barsky, N. Badler, D. Zeltzer (Eds.), *Making them move: Mechanics, control and animation of articulated figures*, pp. 35-50, Palo Alto, CA: Morgan Kaufmann, 1989.
- [84] Philips C. B., Zhao J., Badler N.J.: Interactive real-time articulated figure manipulation using multiple kinematic constraints, *Computer Graphics*, 24(2), 1990, 115-120.
- [85] Vaughan C.L., Davis B.L., O'Connor J.: *Gait analysis laboratory*, Champaign, IL: Human Kinetics Publishers, 1992
- [86] Van Baerle S.: A case study of flexible figure animation, *SIGGRAPH Course notes: Human Figure Animation*, 1990, 52-69, New York: ACM.

- [87] Baksa S., Skoko M., Baksa I.: Virtual People in a Computer World // The 3rd CARNet Users Conference, CUC 2001. "From Communication to Collaboration over the Internet", M. Milinović (ur.), ISBN 953-6802-03-1, September 24 – 26 2001., 1 – 10, Zagreb: CARNET Croatian Academic and Research Network, 2001.
- [88] Calvert T.W., Chapman J., Patla A.: The integration of subjective and objective data in animation of human movement, *Computer Graphics* 14(3), 1980, 198-203.
- [89] Muftić O., Keros P., Jurčević T., Božić Ž.: Automatizirana metoda dinamičke antropometrije, Smolčić, Žerdik, Zora, Zbornik radova fakulteta strojarstva i brodogradnje sveučilišta u Zagrebu, Zagreb, 1993, ISBN/ISSN: 0350-3097, 53 – 60
- [90] Forsey D.R.: Hierarchical B-spline refinement, *Computer Graphics* 22(3), 1988, 205-212.
- [91] Calvert T.W.: The challenge of human figure animation, In Proceedings of Graphics Interface 88, 1988, 203-210, Palo Alto, CA: Morgan Kaufmann.
- [92] Calvert T.W., Chapman J., Patla A.: Aspects of the kinematic simulation of human movement, *IEEE Computer Graphics and Applications*, 2(9), 1982, 41-50.
- [93] Politis G.: A computer graphics interpreter for Benesh movement notation, Doctoral dissertation, University of Sydney, 1987.
- [94] Schiphorst T., Calvert T.W., Lee C., Welman C., Gaudet S.: Tools for interaction with the creative process of composition, In Proceedings of ACM Computer Human Interface Conference, 1990., 167-174, Seattle, WA.
- [95] D'Apuzzo N.: *BodySABA* and *VatoSABA*, 3D Body capture and Measurement System by the Laboratory for Digital art and Science, *Human Body Measurement Newsletter*, 2 (1), March 2006.
- [96] Baksa S., Skoko M., Baksa I.: The Magic of Virtual Presence, The 4rd CARNet Users Conference, CUC 2002. "Seize The Internet, Enhancing Your Virtual Presence", M. Miroslav (ur.), September 25 – 27, 2002., Zagreb, CARNET Croatian Academic and Research Network, 2002.,
- [97] Crisco J.J, Chen X, Panjabi M.M.: Optimal marker placement for calculating the instantaneous center of rotation, *Journal Biomechanics*, Vol. 27. No. 9, 1994, 1183-1187.

ŽIVOTOPIS

Sarajko Baksa, rođen je 1968. godine u Čakovcu. Osnovnu i srednju elektrotehničku školu završio je u Čakovcu. Diplomirao je na stručnom studiju u Varaždinu 1991. godine i Tekstilno – tehnološkom fakultetu u Zagrebu 1995. godine.

Od 1995. godine zaposlen je u tvornici Bratuša Šport d.o.o., Čakovec, kao direktor proizvodnje, a od 1996 u tvornici Varteks d.d., Varaždin na poslovima informatizacije proizvodnih pogona. Tada radi i kao vanjski suradnik i stručni savjetnik u više poduzeća Međimurske Županije. Od 1997. godine do 2003 god. zaposlen je na Tekstilno – tehnološkom fakultetu Sveučilišta u Zagrebu, a od 2004 god. na Fakultetu strojarstva i brodogradnje, Sveučilišta u Zagrebu.

Poslijediplomski studij završava 2002. god. obranom magistarskog rada pod naslovom: “Optimalizacija parametara šivanih šavova s primjenom računala”, čime je stekao naziv magistra tehničkih znanosti.

Tijekom znanstveno – istraživačkog rada objavio je 6 znanstvenih radova u domaćim i stranim časopisima od čega 3 CC kategorizacije i 25 znanstvena rada u zbornicima međunarodnih skupova s izlaganjem i pripadajućim posterima. Kao koautor i programer sudjelovao je u ostvarenju većeg broja računalnih programskih aplikacija vezanih uz CAEA (Computer Aided Ergonomy Analyses), te je koautor dviju znanstvenih studija i dviju internih skripti.

Područje radnog djelovanja Sarajka Bakse obuhvaća ergonomijska istraživanja računalnih humanoidnih modela i pripadnih digitalno generiranih okolišnih sustava vezanih uz 3D računalne tehnologije virtualnih konstrukcija, oblikovanja, virtualizacija i znanstvenih vizualizacija.

Sarajko Baksa, član je i aktivni sudionik većeg broja znanstvenih asocijacija i tajnik je Hrvatskog ergonomijskog društva.

Uz engleski jezik u pisanoj i govornoj formi, razumije i služi se njemačkim jezikom.

Oženjen je i otac triju kćeri.

BIOGRAPHY

Sarajko Baksa was born in Čakovec in 1968. He finished the primary school and the secondary school of electrical engineering in Čakovec. He graduated from the expert studies in Varaždin in 1991 and from the Faculty of Textile Technology in Zagreb in 1995.

As of 1995, he works in the factory Bratuša Šport d.o.o., Čakovec, as the production director, and as of 1996 in the factory Varteks d.d., Varaždin, on the computerisation of production processes. During that period, he works as an outside associate and expert advisor in several companies in the Međimurje County. In the period from 1997 to 2003 he works at the Faculty of Textile Technology, University of Zagreb, and as of 2004 at the Faculty of Mechanical Engineering and Naval Architecture, University of Zagreb.

He finishes postgraduate studies in 2002 by defending his master's thesis under the title "Parameter optimalization of the sewed seams by using a computer", thus acquiring a master's degree in technical sciences.

In his scientific and research work, he published 6 scientific works in Croatian and foreign magazines: 3 belonging to the CC categorisation and 25 scientific works in the collected papers of international gatherings with the reports and the accompanying posters. As coauthor and programmer he participated in the making of many computer software applications connected to the CAEA (Computer Aided Ergonomy Analyses). He is also the co-author of two scientific studies and two internal scripts.

Sarajko Baksa field of work covers ergonomic research of humanoid computer models and the related digitally generated environmental systems connected to 3D computer technologies of virtual construction, modelling, virtualisation and scientific visualisation.

Sarajko Baksa is a member and active participant in many scientific association and is the secretary of the Croatian Society of Ergonomy.

In addition to both written and spoken English, he also understands and uses the German language.

He is married and father of three girls.

PRILOG CD

Kinematogramski zapis, virtualni 3D modeli, računalna vizualizacija.