

**II. međunarodni stručno-znanstveni skup
ZAŠTITA NA RADU I ZAŠTITA ZDRAVLJA
24.-27. rujan 2008.
Bjelolasica, Hrvatska**

**METODE DIGITALNE DINAMIČKE ANTROPOMETRIJE
BIOMEHANIČKE ANALIZE LJUDSKOG DJELOVANJA
METHODS OF DIGITAL DYNAMIC ANTHROPOMETRY
OF BIOMECHANICAL ANALYSIS OF HUMAN ACTIONS**

Sarajko Baksa¹, Osman Muftić², Željko Knok³

¹ Laboratory for Digital Art and Science, SABALab, Čakovec, HRVATSKA, sarajko_baksa@yahoo.com

² Fakultet strojarstva i brodogradnje, Zagreb, HRVATSKA, osman.muftic@fsb.hr

³ Tehnička, industrijska i obrtnička škola, Čakovec, HRVATSKA, sknok@vip.hr

Sažetak: Jedan od najvažnijih zadataka biomehničke analize jest prosudba težine rada, s namjerom da se odrede granična opterećenja, koja neće dovesti do štetnih zdravstvenih posljedica u čovjeka. Postojeće tehnike za mjerenje ljudskog pokreta dopuštaju automatsku digitalizaciju mnogih relevantnih karakteristika zglobnih pokreta. Unutar ovog rada predstaviti će se prednosti i nedostaci dostupnih mjernih metoda i tehnika koje služe za mjerenje biomehničkih pokreta tjelesnih segmenata ljudi. Takva digitalizirana i računalno podržana istraživanja te rješenja koja im slijede u potpunosti zadovoljavaju temeljne biomehničke, biomedicinske i ergonomijske zahtjeve.

Gljučne riječi: *Digitalna antropometrija, analiza rada, biomehanika radnog djelovanja*

Abstract: One of the most important missions of the biomechanical analysis is evaluation of the workload, where load limits, necessary to preserve good human's health, are determined. Existing techniques for measuring human motions are allowing automatically digitalization of numerous relevant characteristics of all human bone joints movements. This paper will present strengths and weaknesses of currently present evaluating methods and techniques, created with the purpose of measuring human biomechanical body movements. Those digitalized and computer based researches as well as conclusions of these researches are meeting all biomechanical, biomedical and ergonomically imposed conditions.

Key words: *Digital anthropometry, work analysis, biomechanics of working actions*

1. UVOD

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: a) opterećenja u laganom radu, b) opterećenja u srednje teškom radu, c) opterećenja u teškom radu, i naposljetku d) 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 zatima na dob i naposljetku na zdravstveno stanje promatranog subjekta.

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 kralježnice, sindrom križobolje, koji pored zdravstvenih razloga jest i socijalno ekonomsko pitanja glede velike učestalosti i posljedičnih bolovanja. 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. ocjenjivanju težine rada. Tako se, primjerice, iz antropometrijske analize opsega pokreta, kako se često sreće u analizama 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. 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 dijelovi 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 kralježnice. Tijekom analiza gibanja ljudskog tijela, ili za relativna gibanja pojedinih njegovih dijelova 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.

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 biomehaničkih 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.

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 okolišnom sustavu uz koji, ili u kojem se tijelo nalazi. Također je moguće radni okoliš ili pojedini njegov dio, zahvaljujući postojanju biomehaničkih antropometrijskih podataka, intervencijom prilagoditi ljudskom tijelu. Upravo pri rješavanju ovih zadataka neminovna je veza antropometrijskih i biomehaničkih istraživanja. Sve te činjenice značajne su da bi čovjek u određenom vremenu, bez pretjeranog zamaranja i s punim uspjehom izvršio zadani radni zadatak [1].

3. METODE DIGITALNE DINAMIČKE ANTROPOMETRIJE

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 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.

3. 1. Mišićno - skeletna 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 1 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 1.

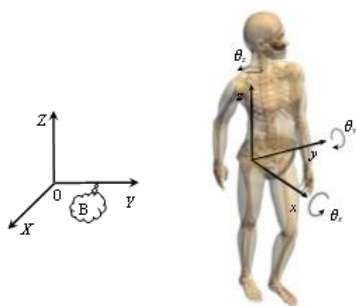
Muskuloskeletna analiza opisuje i kvantificira prostorna gibanja pojedinih tjelesnih segmenata i gibanja zglobnih veza pojedinih tjelesnih entiteta, što rezultira mogućnošću koordinatne analize kretanja tijekom vremena i matematičkog izračunavanja ostvarenih biomehaničkih sila i momenata tijekom vremena [2].

3. 2. Akceleracijska analiza

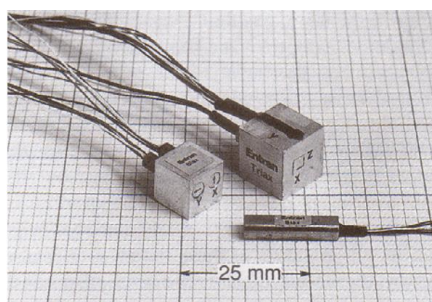
Akceleracijska biomehanička analiza gibanja ljudskog tijela temelji se na mjerenju akceleracije. Mjernom subjektu pridružena je zanemarivo mala masa akcelerometra. Kako se akceleracijskim gibanjima tijela ili dijelova tijela istodobno ostvaruju i gibanja mjernih masa akcelerometra, razmjerno je lako 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 2 triju modela multiaksijalnih akcelerometara.

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 [3].



Sl. 1. Prostorno definiranje položaja (x, y, z) i orijentacije ($\theta_x, \theta_y, \theta_z$) bedrene kosti



Sl. 2. Multiaksijalni akcelerometri

3. 3. 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. Višeprostorni goniometarski uređaji temelje se na uporabi u cjelinu međusobno povezanih, više jednoravninskih goniometara. Uporabnom šest mjernih goniometarskih potencijometara moguće je izvršiti točna mjerenja svih stupnjeva slobode gibanja [4].

Goniometarski sustavi razmjerno su precizni mjerni uređaji s mogućnošću mjerne greške manje od 1 mm kod translatornog i manje od 1° 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.

3. 4. 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.

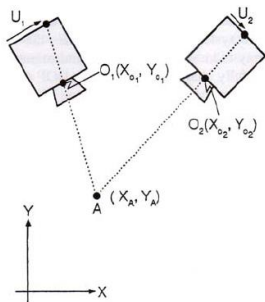
Ovi mjerni uređaji u mogućnosti su obaviti biomehanička mjerenja uz određena tehnička ograničenja kao što su: neželjene elektromagnetske interferencije od raznovrsnih metalnih entiteta, elektromagnetske distorzije izvornih signala, razmjerno spore frekvencije osvježavanja od 60 Hz, maksimalno četiri senzora s dva pripadna izvora koji limitiraju broj praćenih segmenata i limitacija prostornih pomaka na 180° [5].

3. 5. Fotogrametrijska analiza

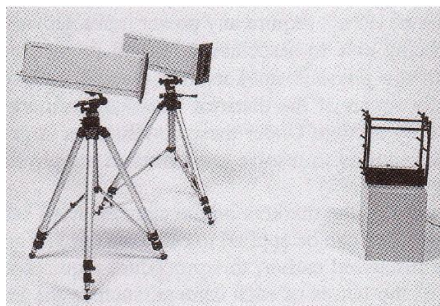
Fotogrametrijska rekonstrukcijska analiza temelji se na dvodimenzionalnoj projekciji 3D objekata i okolišnih sustava. Na slici 3 prikazano je fotogrametrijsko snimanje objekta (A) determinirano globalnim koordinatnim položajem X_A , Y_A koji pokazuje prostorni položaj objekta A. Za fotogrametrijsku analizu 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. Markeri se dijele u dvije skupine; aktivni, koji emitiraju svjetlost i pasivni markeri koji reflektiraju ambijentalno ili projicirano svjetlo. Nakon slikovne identifikacije projekcije položaja markera, fotogrametrijskom analizom razmjerno je lako odrediti 3D prostorne koordinatne točke svakog markera. Suvremeni rekonstrukcijski postupci temeljeni su na uporabi barem dviju mjernih kamera i linearnim DLT transformacijama (*eng. direct linear transformation*).

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 4 [6].



Sl. 3. Fotogrametrijska analiza



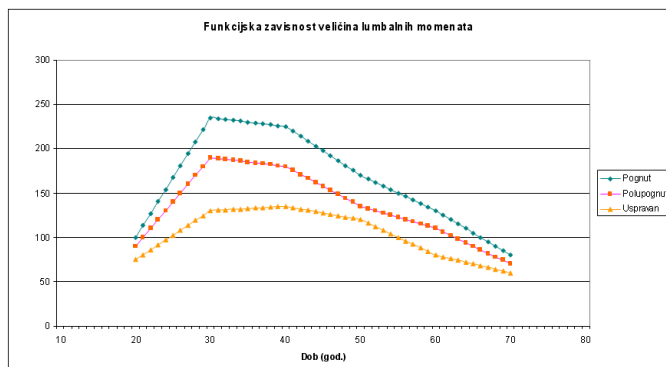
Sl. 4. Umjeravanje mjernih modula

4. BIOMEHANIČKO MJERENJE LJUDSKOG RADA

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. Pri dinamičkim opterećenja ovaj tlak rezultira svojevrsnim skokom te je stoga statički tlak potrebno množiti s koeficijentom dinamičkog opterećenja koji iznosi 1,3.

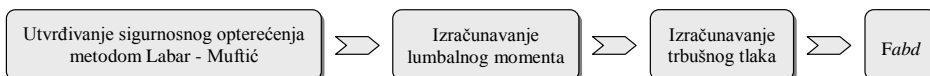
Upravo su rezultati takvog tipa, bili poticajem za istraživanja mjerenja mehaničkog kapaciteta kralješnice u našoj populaciji. U tom je smislu u početnom razdoblju bio zamišljen jedan jednostavan pokus Muftić – Labar, mjerenja potezne sile u užetu putem dinamometra u ispitanika obaju spolova, različitih dobnih skupina i statističke distribucije antropomjera. U mjerenjima koja su provedena ispitanici su stajali na dvije opružne vage s tri različita nagiba trupa prema naprijed i pri tom su puzali užu 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 5.

Rezultati mjerenja su podijeljeni po dobnim skupinama i odgovarajućem; uspravnom, polupognutom i pognutom stavu ispitanika, sa grafičkim prikazom funkcijske zavisnosti veličina lumbalnih momenata, a u zavisnosti od dobi ispitanika unutar dijagrama na slici 6 [7].



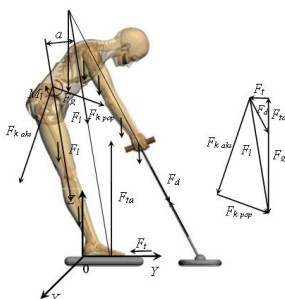
Sl. 6. Raspodjela veličina lumbalnih momenata u muških ispitanika hrvatske populacije za uspravan, polupognut i pognut stav u zavisnosti od dobi ispitanika.

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 shemi, na slici 7, dat prikaz postupka utvrđivanja intraabdominalne sile F_{abd} kako slijedi:

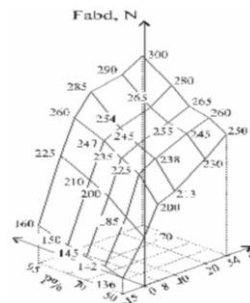


Sl. 7. Shematski prikaz postupka utvrđivanja intraabdominalne sile F_{abd}

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 nagiba trupa i odgovarajuće statističke distribucije, kako je prikazano na slici 8. Za žene su vrijednosti abdominalnih sila u prosjeku manje oko 30% [8].



Sl. 5. Prikaz polupognutog položaja ispitanika u mjerenju mehaničkog kapaciteta kralješnice



Sl. 8. Dijagram abdominalne sile, u zavisnosti od nagiba trupa za muške subjekte

5. ZAKLJUČCI

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 posljeticu i na cijenu sustava.

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. 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.

6. LITERATURA

- [1] 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.,
- [2] 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
- [3] 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.
- [4] 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.
- [5] 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
- [6] Rowell D., Mann R. W.: Human movement analysis, SOMA-Engineering for the Human Body, 3(2), 1989, 13-20.
- [7] Muftić O., Labar J.: Zavisnost statičke radne sposobnosti o životnoj dobi, Časopis Zaštita, 30 (2), 7 - 14 , Sarajevo, 1987.
- [8] 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